



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

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

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERA EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**TEMA: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA
AUTOMÁTICO PARA EL ANÁLISIS DEL ÁNGULO DE
FLEXIÓN DE LA RODILLA MEDIANTE UN MODELO
PROBABILÍSTICO**

**AUTORES: AIGAJE SALAZAR, FERNANDA ESTEFANIA
JIMENEZ MALDONADO, DANIEL
FERNANDO**

DIRECTOR: Ing. PINEDA, FLAVIO M.Sc.

SANGOLQUÍ

2017



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, ***“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA AUTOMÁTICO PARA EL ANÁLISIS DEL ÁNGULO DE FLEXIÓN DE LA RODILLA MEDIANTE UN MODELO PROBABILÍSTICO”*** realizado por la señorita ***AIGAJE SALAZAR, FERNANDA ESTEFANIA***, y el señor ***JIMENEZ MALDONADO, DANIEL FERNANDO*** ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlo y autorizar a la señorita ***AIGAJE SALAZAR FERNANDA ESTEFANIA***, y el señor ***JIMENEZ MALDONADO DANIEL FERNANDO*** para que lo sustenten públicamente.

Sangolquí, Junio del 2016.

FIRMA

Ing. Flavio Pineda M.Sc.



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, **AIGAJE SALAZR FERNANDA ESTEFANIA**, con cédula de identidad N° 1721606257, y **JIMENEZ MALDONADO DANIEL FERNANDO** con cédula de identidad N° 1721474516, declaramos que este trabajo de titulación “**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA AUTOMÁTICO PARA EL ANÁLISIS DEL ÁNGULO DE FLEXIÓN DE LA RODILLA MEDIANTE UN MODELO PROBABILÍSTICO**” ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaramos que este trabajo es de nuestra autoría, en virtud de ello nos declaramos responsables del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Sangolquí, Junio del 2017

FIRMAS

Fernanda Estefania Aigaje Salazar
CC: 1721606257

Daniel Fernando Jiménez Maldonado
CC: 1721474516



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL

AUTORIZACIÓN

Nosotros, **AIGAJE SALAZR FERNANDA ESTEFANIA** y **JIMENEZ MALDONADO DANIEL FERNANDO**, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución el presente trabajo de titulación **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA AUTOMÁTICO PARA EL ANÁLISIS DEL ÁNGULO DE FLEXIÓN DE LA RODILLA MEDIANTE UN MODELO PROBABILÍSTICO”** cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

Sangolquí, Junio del 2017

FIRMA

Fernanda Estefania Aigaje Salazar
CC: 1721606257

Daniel Fernando Jiménez Maldonado
CC: 1721474516

DEDICATORIA

A mis padres por estar a mí lado brindándome su guía y apoyo incondicional en todas las facetas que me han permitido llegar a este momento en mi vida, recordándome que con esfuerzo y dedicación todo se puede lograr; principalmente a mi madre, quién siempre tuvo palabras de cariño, aliento para motivarme a culminar mi carrera profesional.

A mi familia que de una u otra forma me ha brindado consejos, anécdotas profesionales que me han servido en mi formación.

A mis amigos y amigas que con el paso de los años se han convertido en mi segunda familia, la misma que ha estado apoyándome en todas las situaciones que se han presentado en mi vida académica, social, etc.

Aigaje Salazar Fernanda Estefania

DEDICATORIA

Dedico este proyecto a Dios por ser la fortaleza en mi vida, a mis padres Vicente Jimenez y Carmen Maldonado a los seres que han sido incondicionales y me han formado como persona, por todo el sacrificio que han hecho y todo el tiempo que me han sabido dedicar, por ser los mejores padres.

A mi hermano Christian Jimenez por ser siempre un ejemplo a seguir, por ser mi consejero y amigo sin importar el momento.

A mis queridos abuelitos por ser las personas más trabajadas y dedicadas, aunque ya no están conmigo, sé que me guían y cuidan siempre de mí.

A mis amigos porque siempre estuvieron pendientes de mi día con día y me dieron su apoyo cuando lo necesite sin pedirme nada a cambio.

Jiménez Maldonado Daniel Fernando

AGRADECIMIENTO

Quiero agradecer nuevamente a mis padres por todos los sacrificios que han hecho para que pudiese cumplir esta meta. Gracias por apoyarme en todas las buenas y malas decisiones que he tomado en mi formación profesional, por tenerme tanta paciencia cuando muchas veces pasaba de mal humor y pensaba en desistir, también le agradezco porque de una u otra forma hacían lo posible por mimarme y procurar que siempre este bien y feliz sin importar nada.

A mis abuelitos que son mis segundos padres por siempre estar ahí para escucharme y darme consejos. A mis hermanos Sebastián, Danilo y José Andrés por sacarme una sonrisa cuando la necesitaba y tenerme como su ejemplo a seguir y confiar en que puedo lograr mis metas.

Gracias a los amigos y amigas del colegio y de la universidad, gracias por poner su granito de arena para que haya logrado culminar esta meta; les agradezco por hacer que esas malas noches e trabajos sean cortas y amenas. A mis amigos de la universidad les agradezco por considerarme un chico más y confiar en mis capacidades y enseñarme cosas que me han ayudado a ser una mejor persona. Como siempre digo tengo más amigos que amigas por lo cual a ellos no los nombrare, sin embargo, a mis cosis Daya y Magy, a mi estúpida Michelle y a mi Tefy es imposible no nombrarlas, ya que ellas son parte fundamental de mi vida, gracias por compartir tantas risas, llantos, confidencias y sobretodo locuras que han hecho que mi vida en la universidad sea inolvidable, las amo chicas gracias por todo.

Finalmente agradezco a mis profesores por haber compartido su conocimiento y brindarme ayuda en el desarrollo de este trabajo de investigación.

Aigaje Salazar Fernanda Estefania

AGRADECIMIENTO

Quiero agradecer nuevamente a mis padres Vicente Jimenez y Carmen Maldonado a los seres que han sido incondicionales y me han formado como persona, por todo el sacrificio que han hecho y todo el tiempo que me han sabido dedicar, por ser los mejores padres. A mi hermano Christian Jimenez por ser siempre un ejemplo a seguir, por ser mi consejero y amigo sin importar el momento.

A toda mi familia por apoyarme y guiarme en esta etapa de mi vida.

A los 3 mejores amigos, “Al grupito del ultimo”, a los “Fichas”: Gareth E, Carlos O, y Ivan Y.

A mis amigos de la universidad que pasamos momentos incondicionales: Marco, Julio y mi compañera de tesis Estefanía por ser un gran apoyo durante todo este proyecto.

A mi profesor Ing, Flavio Pineda por ser un gran apoyo durante todo este proyecto.

Jiménez Maldonado Daniel Fernando

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CERTIFICACIÓN.....	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD.....	iii
AUTORIZACIÓN.....	iv
DEDICATORIA.....	v
DEDICATORIA.....	vi
AGRADECIMIENTO	vii
AGRADECIMIENTO	viii
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	ix
ÍNDICE DE TABLAS.....	xiii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xv
RESUMEN.....	xx
ABSTRACT	xxi
CAPÍTULO I.....	1
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 Introducción	1
1.2 Justificación e importancia	3
1.3 Alcance del proyecto	5
1.4 Objetivos.....	6
1.4.1 Objetivo general.....	6
1.4.2 Objetivos específicos	7
1.5. Marco Referencial	7
1.5.1. Biomecánica del movimiento humano	7
1.5.2. Movimiento humano.....	12
1.5.3. Biomecánica de la rodilla	15
1.5.4. Planos y ejes de movimiento en el cuerpo humano	20
1.5.5. Ejes de la rodilla	21
1.5.6. Flexión y extensión.....	22
1.5.7. Rotación de la rodilla.....	23
1.5.8. Modelos probabilísticos de movimiento.....	24
1.5.9. Patrones de marcha humana	25
CAPÍTULO II	27
2. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES	27

	x
2.1.	Descripción general del prototipo..... 27
2.2.	Requerimientos del prototipo. 27
2.3.	Diagrama general del prototipo 28
2.3.1.	Etapa de adquisición de señales..... 29
2.3.2.	Etapa de Procesamiento de datos..... 42
2.3.3.	Etapa de posicionamiento automático de sensores Kinect 45
2.3.4.	Etapa de adquisición de imágenes. 51
2.3.5.	Etapa de computación avanzada..... 54
2.4.	Implementación del prototipo..... 57
2.4.1.	Conexión tarjeta Interfaz y Arduino 57
2.4.2.	Implementación de la etapa de adquisición se señales de peso 59
2.4.3.	Implementación de la etapa de adquisición de posición inicial y final 60
2.4.4.	Implementación de la etapa de procesamiento 61
2.4.5.	Implementación de la etapa de posicionamiento automático de sensores Kinect 62
2.4.6.	Implementación de la etapa de computación avanzada..... 63
2.5.	Diseño de la caja contenedora de la tarjeta electrónica 63
2.5.1.	Requerimientos de la caja contenedora 63
2.5.2.	Diagramación y elaboración de la caja contenedora 64
2.5.3.	Montaje final del prototipo 64
CAPÍTULO III.....	67
3.	DISEÑO DEL SOFTWARE DE CONTROL 67
3.1.	Descripción 67
3.2.	Requerimientos del software de control 67
3.3.	Diseño del flujograma general del software de control 68
3.4.	Diseño del software de control en Matlab 69
3.4.1.	Comunicación serial 69
3.4.2.	Registro de datos personales de pacientes 70
3.4.3.	Diseño de la subrutina adquisición de imágenes de sensores Kinect ... 71
3.4.4.	Diseño de la subrutina de adquisición de sensores de presencia 77
3.4.5.	Diseño de la subrutina de sensores de peso 78
3.4.6.	Almacenamiento en base de datos 78
3.4.7.	Visualización de resultados 80
3.5.	Descripción de variables..... 82
3.5.1.	Variables adquisición de imágenes de sensores Kinect..... 82

	xi
3.5.2. Variables de adquisición de señales de sensores de peso	85
3.5.3. Variables de sensores de presencia inicial y final	86
3.6. Diseño del software de control en Arduino	86
3.6.1. Descripción	86
3.6.2. Requerimientos del software de control en Arduino	87
3.6.3. Diseño del flujograma general del software de control en Arduino.....	87
CAPÍTULO IV	92
4. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL MODELO	
PROBABILÍSTICO.....	92
4.1. Descripción del modelo probabilístico	92
4.2. Generación de ángulos de flexión de la rodilla derecha e izquierda	92
4.2.1. Análisis de ángulos de flexión de la rodilla derecha	96
4.2.2. Análisis de ángulos de flexión de la rodilla izquierda.....	100
4.3. Selección de datos relevantes de la base de datos	104
4.4. Determinación del patrón de la marcha humana	105
4.5. Distribución normal multidimensional	107
4.6. Construcción de intervalos de confianza	112
4.7. Criterios de análisis de datos	120
4.7.1. Sensores Kinect.	120
4.7.2. Sensores de peso.	122
CAPITULO V.....	128
5. DISEÑO DE LA INTERFAZ GRÁFICA.....	128
5.1. Descripción general de la interfaz	128
5.2. Requerimientos de la interfaz gráfica	128
5.3. Consideraciones de diseño de la interfaz gráfica.....	129
5.3.1. Arquitectura y navegación entre pantallas.....	129
5.3.2. Distribución de pantallas	129
5.3.3. Uso de color	130
5.3.4. Fuentes e información textual.....	131
5.3.5. Indicadores.....	132
5.4. Visualización y descripción de pantallas	132
5.4.1. Pantalla de presentación	132
5.4.2. Pantalla de menú principal.....	133
5.4.3. Pantalla de registro	135
5.4.4. Pantalla de consulta	137

	xii
5.4.5. Pantalla de adquisición de datos.....	140
5.4.6. Pantalla de resultados.....	142
5.4.7. Pantalla de registro completo de pacientes.....	144
5.4.8. Pantalla de advertencias.....	145
CAPITULO VI.....	146
6. PRUEBAS Y RESULTADOS.....	146
6.2. Pruebas.....	146
6.2.1. Escenario 1.....	146
6.2.2. Escenario 2.....	158
6.2.3. Escenario 3.....	163
6.3. Análisis estadístico de los datos de las pruebas realizadas.....	165
CAPÍTULO VI.....	175
7. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	175
7.5. Conclusiones.....	175
7.6. Recomendaciones.....	177
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	179

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Requerimientos de los sensores de peso	30
Tabla 2. Requerimientos de los sensores de peso	30
Tabla 3. Especificaciones técnicas del sensor de peso TEDEA 1263	33
Tabla 4. Especificaciones técnicas del soporte F-KG-4252	36
Tabla 5. Requerimientos del sensor de posición de inicio y final.....	36
Tabla 6. Requerimientos del sensor de posición de inicio y final.....	37
Tabla 7. Especificaciones técnicas de los sensores infrarrojos.....	38
Tabla 8. Requerimientos del conversor análogo digital.....	39
Tabla 9. Selección del conversor análogo digital	40
Tabla 10. Especificaciones técnicas del conversor analógico digital	41
Tabla 11. Requerimientos de la etapa de procesamiento	43
Tabla 12. Selección de la tarjeta de adquisición	44
Tabla 13. Especificaciones técnicas del micro controlador Arduino UNO R3	44
Tabla 14. Requerimientos de los interruptores electromecánicos.....	46
Tabla 15. Selección del interruptor electromecánicos	47
Tabla 16. Requerimientos del motor eléctrico	48
Tabla 17. Selección del motor eléctrico.....	49
Tabla 18. Relación entre la longitud de brazo de acero inoxidable y la altura de las personas.....	51
Tabla 19. Requerimientos para el sensor de video.....	52
Tabla 20. Especificaciones técnicas del sensor de video	52
Tabla 21. Especificaciones técnicas del sensor Kinect.....	54
Tabla 22. Requerimientos del computador	55
Tabla 23. Selección del computador	56
Tabla 24. Configuraciones de comunicación serial.	69
Tabla 25. Descripción de variables de adquisición de imágenes de sensores Kinect.....	83
Tabla 26. Descripción de variables de adquisición de señales de sensores de peso.....	86
Tabla 27. Descripción de variables de adquisición de señales de sensores de peso.....	86
Tabla 28. Configuraciones de comunicación serial Arduino.....	89
Tabla 29. Puntos referenciales escogidos aleatoriamente de la pierna derecha.....	93
Tabla 30. Datos generales de las personas participantes	106

Tabla 31. Casos de resultados de análisis de sensores Kinect.	120
Tabla 32. Porcentajes de casos de resultados de análisis de sensores Kinect.....	121
Tabla 33. Casos de resultados de análisis de sensores de peso.....	125
Tabla 34. Definición de colores de elementos de pantallas.	130
Tabla 35 Definición de fuente y características.	131
Tabla 36 Datos para el registro de pacientes.....	136
Tabla 37 Validación de ángulo de flexión de la rodilla derecha escenario 1.....	158
Tabla 38 Validación de ángulo de flexión de la rodilla izquierda escenario 1	158
Tabla 39 Validación de ángulo de flexión de la rodilla derecha del escenario 2.....	162
Tabla 40 Validación de ángulo de flexión de la rodilla izquierda del escenario 2	162
Tabla 41. Tabla de medias de los 30 ángulos del grupo de 100 personas	167
Tabla 42. Tabla de varianzas de los 30 ángulos del grupo de 100 personas.....	168
Tabla 43. Tabla de desviaciones estándar de los 30 ángulos de las 100 personas.....	169
Tabla 44 Tabla de desviaciones estándar de los 30 ángulos del grupo de 100 personas.....	170
Tabla 45. Resumen de porcentajes de pacientes hombres y mujeres.....	171
Tabla 46. Resumen de porcentajes de pacientes hombres en los diferentes casos.	171
Tabla 47. Resumen de porcentajes de pacientes hombres en los diferentes casos	172
Tabla 48 Resumen de porcentajes de pacientes en general en los diferentes casos.....	172

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Músculos extensores que le proporcionan el movimiento	17
Figura 2. (a)Músculos flexores, (b) Corte interno de la rodilla.	17
Figura 3. Descripción de los ligamentos cruzados posterior (LCPI) y anterior (LCAE) que intervienen en el funcionamiento interno de la rodilla.....	19
Figura 4. Planos y ejes de movimiento del cuerpo	21
Figura 5. Representación del registro de la variación angular sobre la estructura del cuerpo humano en el plano sagital (a) y Coronal θ_1 ; θ_2 y α_1 miden la variación angular del fémur con respecto a la cadera. θ_3 y α_2 miden la variación angular en la rodilla de la pierna con respecto al muslo. θ_4 y α_3 miden la variación angular entre el segmento del tobillo con el pie.....	26
Figura 6. Diagrama general del prototipo	28
Figura 7. Diagrama general de la etapa de adquisición de datos	29
Figura 8. Ubicación de elementos de las plataformas de peso	31
Figura 9. Sensor de peso TEDEA 1263	32
Figura 10. Diagrama de conexión de sensor de peso para el conversor analógico digital	32
Figura 11. Vista lateral sensor de peso TEDEA 1263	34
Figura 12. Vista frontal sensor de peso TEDEA 1263.....	34
Figura 13. Vista superior sensor de peso TEDEA 1263	34
Figura 14. Estructura de acero inoxidable del soporte (F-KG-4252)	35
Figura 15. Base y soporte de acero inoxidable F-KG-4252.....	35
Figura 16 Diagrama de la etapa de adquisición de posición inicial y final	36
Figura 17. Diagrama de funcionamiento sensor infrarrojo reflectivo.....	38
Figura 18 Sensor infrarrojo arduino.....	38
Figura 19. Microchip conversor analógico digital HX711	40
Figura 20. Diagrama de conexión de sensor de peso (conversor analógico digital).....	41
Figura 21. Esquema de conexión eléctrico del conversor analógico digital HX711	42
Figura 22. Diagrama general de la etapa de procesamiento.	42
Figura 23. Diagrama de conexión Arduino UNO R3	45
Figura 24. Diagrama de bloques de la etapa de posicionamiento automático de sensores Kinect.....	46
Figura 25. Reles Songle VDR-5VDC	48

Figura 26. Motor eléctrico Genius	49
Figura 27. Vista frontal distribución de equipos sistema de movimiento.....	50
Figura 28. Vista lateral brazos de acero inoxidable.....	50
Figura 29. Sensor Kinect Microsoft.....	53
Figura 30. Diagrama de computación avanzada	55
Figura 31. PC Toshiba Satellite	57
Figura 32 Conexión tarjeta Arduino UNO-Tarjeta Interfaz	58
Figura 33 Conexión de conectores rápidos de sensores de peso con tarjeta interfaz...	59
Figura 34. Diagrama de conexión individual de los conectores rápidos de la plataforma de peso del pie derecho e izquierdo	59
Figura 35. Diagrama de conexión de los sensores infrarrojos	60
Figura 36. Diagrama de conexión de la etapa de procesamiento de las señales de las plataformas de peso.	61
Figura 37. Diagrama de conexión de la etapa de posicionamiento automático de sensores Kinect.....	62
Figura 38. Diagrama de conexión de la etapa de computación avanzada.....	63
Figura 39. Representación de la caja contenedora.	64
Figura 40. Vista superior y detalle interior de distribución de elementos del prototipo.	65
Figura 41. Vista superior de la caja contenedora del hardware	65
Figura 42. Vista frontal y detalle de distribución de conectores del prototipo.	66
Figura 43 Diagrama de flujo general del software de control	68
Figura 44. Diagrama de flujo de conexión serial en el software Matlab	70
Figura 45 Diagrama de flujo del registro de pacientes.	71
Figura 46. Diagrama de flujo de lectura y adquisición de imágenes de sensor Kinect ..	71
Figura 47. Diagrama de flujo de inicialización y configuración de sensores Kinect....	72
Figura 48. Estructura de metadatos de Kinect en Matlab	74
Figura 49. Diagrama de flujo de detección de esqueleto	75
Figura 50. Diagrama de flujo del cálculo y ajuste automático de sensores Kinect.....	76
Figura 51. Diagrama de flujo del algoritmo de sensores de presencia	77
Figura 52. Diagrama de flujo de adquisición de datos de los sensores de peso.....	78
Figura 53 Almacenamiento de datos en la base de datos.....	79
Figura 54 Estructura de almacenamiento y lectura de datos.....	80
Figura 55. Construcción de gráfica de resultados de los sensores Kinect	81

Figura 56. Construcción de gráfica de resultados de los sensores de peso.....	82
Figura 57. Estructura de datos.....	85
Figura 58 Diagrama de flujo del diseño del software de control en Arduino.....	88
Figura 59. Diagrama de flujo de conexión serial en el software Arduino	89
Figura 60 Inicialización de variables en software de control Arduino	90
Figura 61 Estado y acciones del sensor de inicio.....	91
Figura 62 Estado y acciones del sensor de fin	91
Figura 63. Ubicación de ángulos de flexión de la rodilla derecha e izquierda	93
Figura 64. Puntos de referencia en el plano cartesiano.....	94
Figura 65. Representación de ángulos	95
Figura 66. Esquema de Caso1: análisis de ángulos de flexión de la rodilla derecha.....	97
Figura 67. Caso 1: aplicación de propiedades de ángulos de flexión de la rodilla derecha	97
Figura 68. Esquema de Caso 2: análisis de ángulos de flexión de la rodilla derecha.....	98
Figura 69. Caso 2: aplicación de propiedades de ángulos de flexión de la rodilla derecha	98
Figura 70. Esquema de Caso 3: análisis de ángulos de flexión de la rodilla derecha.....	99
Figura 71. Caso 3: aplicación de propiedades de ángulos de flexión de la rodilla derecha	99
Figura 72. Esquema de Caso1: análisis de ángulos de flexión de la rodilla izquierda .	101
Figura 73. Caso 1: aplicación de propiedades de ángulos de flexión de la rodilla izquierda.....	101
Figura 74. Esquema de Caso 2: análisis de ángulos de flexión de la rodilla izquierda	102
Figura 75. Caso 2: aplicación de propiedades de ángulos de flexión de la rodilla izquierda.....	102
Figura 76. Esquema de Caso 3: análisis de ángulos de la rodilla izquierda	103
Figura 77. Caso 3: aplicación de propiedades de ángulos a la rodilla izquierda.	103
Figura 78. Distribución de datos capturados.....	105
Figura 79 Patrón de marcha humana derecha	111
Figura 80 Patrón de marcha humana izquierda.....	112
Figura 81 Gráficas de dispersión de 30 variables de la pierna derecha.....	113
Figura 82 Gráficas de dispersión de 30 variables de la pierna izquierda.....	114
Figura 83 Gráficas de dispersión de 10 variables de la pierna derecha.....	114

Figura 84. Intervalos de confianza con la distribución normal unidimensional	117
Figura 85. Intervalos de confianza con la distribución normal multidimensional.....	118
Figura 86 Intervalos de confianza del patón de marcha de la pierna derecha	119
Figura 87 Intervalos de confianza del patón de marcha de la pierna izquierda.....	120
Figura 88 Visualización de análisis de sensores Kinect.	122
Figura 89 Visualización de análisis de sensores de peso.....	127
Figura 90. Arquitectura y navegación de pantallas.....	129
Figura 91. Distribución de pantallas general	130
Figura 92. Distribución de pantalla de resultados.....	130
Figura 93. Pantalla de presentación	133
Figura 94. Diagrama de flujo de la pantalla de presentación.....	133
Figura 95. Pantalla de menú principal	134
Figura 96. Flujograma del funcionamiento de la pantalla de menú principal.....	135
Figura 97. Pantalla de registro de pacientes.....	136
Figura 98 Diagrama de flujo de la pantalla de registro de pacientes.	137
Figura 99. Diagrama de flujo de la pantalla de consulta de información de pacientes. 138	
Figura 100. Pantalla de consulta de información de pacientes	139
Figura 101. Pantalla con la consulta de información de paciente 65.....	140
Figura 102 Pantalla de adquisición de datos.....	141
Figura 103 Diagrama de flujo de la pantalla de adquisición de datos.	141
Figura 104. Pantalla de resultados	142
Figura 105. Diagrama de flujo pantalla de resultados	143
Figura 106. Pantalla de registro completo de pacientes.....	144
Figura 107. Diagrama de flujo de la pantalla de registro completo de pacientes	145
Figura 108. Pantallas de advertencia	145
Figura 109. Escenario1 de pruebas	146
Figura 110 Ángulos de verificación de persona 1.....	148
Figura 111 Ángulos de verificación de persona 2.....	149
Figura 112 Ángulos de verificación de persona 3.....	150
Figura 113 Ángulos de verificación de persona 4.....	151
Figura 114 Ángulos de verificación de persona 5.....	152
Figura 115 Resultados de análisis de persona 1.....	153
Figura 116 Resultados de análisis de persona 2.....	154

Figura 117 Resultados de análisis de persona 3.....	155
Figura 118 Resultados de análisis de persona 4.....	156
Figura 119 Resultados de análisis de persona 5.....	157
Figura 120 Escenario 2 de pruebas	159
Figura 121 Medida de ángulos de flexión de la rodilla con goniómetro persona1	160
Figura 122 Medida de ángulos de flexión de la rodilla con goniómetro persona2.....	161
Figura 123 Medida de ángulos de flexión de la rodilla con goniómetro persona3.....	161
Figura 124 Escenario 3 de pruebas	163
Figura 125 Paciente de prueba escenario 3	164
Figura 126 Histograma de altura.....	166
Figura 127 Histograma de peso	166
Figura 128 Gráfica de relación Peso-Altura	166
Figura 129. Resumen de porcentajes de pacientes hombres en los diferentes casos...	171
Figura 130. Resumen de porcentajes de pacientes hombres en los diferentes casos...	172
Figura 131. Resumen de porcentajes de pacientes hombres y mujeres en los diferentes casos	173

RESUMEN

La forma de caminar de una persona depende de un conjunto de factores. Algunos de ellos son completamente ajenos a la persona, como la superficie al pisar, las variables climáticas y el espacio libre disponible, y otros factores propios de la morfología de la persona que generan dificultades o anomalías al realizar su desplazamiento. En este proyecto se busca analizar la marcha humana mediante la generación de un modelo de la caminata humana, en base a las capturas de los datos generados por el movimiento de la persona usando cámaras Kinect y tomando los puntos referenciales de la cadera, la rodilla y el tobillo, empleando además datos de presión obtenidos de dos plataformas de peso que miden la presión que ejerce la persona al caminar para comparar la presión ejercida por cada pie al caminar. Los resultados obtenidos en las pruebas realizadas a 30 personas han permitido generar el modelo probabilístico de una marcha aparentemente normal, con este modelo se han realizado pruebas a 100 personas para comprobar la eficiencia del modelo. En base a estas pruebas se ha podido determinar los defectos de las personas al caminar con un 58 % de personas con una marcha aparentemente normal, el 18% de personas con una marcha aparentemente normal con una posible anomalía en la pierna derecha, el 21% de personas con una marcha aparentemente normal con una posible anomalía en la pierna izquierda y el 3% de personas que presentan una marcha aparentemente anormal.

PALABRAS CLAVE

KINECT

MARCHA

PLATAFORMA

ÁNGULOS

MODELO

ABSTRACT

In human locomotion, the way of walking depends of multiple factors; some of them, alien to the person: treading surface, climatic variables, available space and others. Factors related to morphology also generate difficulties or anomalies in the people movement. This paper analyze the human march and generates a model of human walk based on captured data from people walking using two Kinect cameras. For modeling, we take as reference the points from the hip, knee and ankle; additionally pressure data were captured in two platforms of weight to obtain the pressure exerted in each foot; we calculate the probabilistic model based on the results of 30 persons. To evaluate its efficiency, the model was tested in 100 persons. The results show that 58% of subjects present an apparent normal gait, 21% apparent normal gait with possible anomaly in the left leg, 18% apparent normal gait with possible anomaly in the right leg and 3% apparent abnormal gait.

KEYWORDS:

KINECT

MARCH

PLATFORM

ANGLES

MODEL

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Introducción

Desde tiempos remotos, el hombre se ha interesado por el análisis del movimiento y especialmente por el estudio de la marcha. Aristóteles, Hipócrates, Galeno, Leonardo Da Vinci y Honoré de Balzac analizaron mediante la observación la forma de andar del ser humano (López Chicharro, J., & Frenández Vquero, A., 2001), (Franco, J., & Pujol, C., 1975), (Ramos, 2007).

En el siglo XIX, con la introducción de la cinematografía; Jules Marey médico, fisiólogo e inventor francés aplicó técnicas de fotografía, para el análisis de la marcha humana, realizando un tipo de registro de las reacciones de apoyo y tiempo de contacto del pie en el suelo, como base para estudios realizados en la actualidad (Sánchez-Lacuesta Javier., 1993), (Lelievre, J., 1976). En el último siglo el desarrollo de técnicas de análisis de la marcha ha sido principalmente por la introducción de programas informáticos, que proporcionan datos numéricos y gráficos, realizando un estudio objetivo de la marcha humana (Ducroquet R, Ducroquet J, Ducroquet P., 2003), (Vázquez, S. C., 2004).

Stone y Skubic, (Stone, 2011), realizan un análisis de la variación del andar (paso a paso), empleando dos técnicas de monitoreo basada en video; la primera una utilizando dos cámaras web y la segunda empleando un sensor Kinect, con el fin de determinar los patrones causantes, por la cual miles de personas de la tercera edad sufren caídas. Los experimentos de lo realizaron a un grupo de personas, realizando una serie de caminatas cortas, mientras eran monitoreados por los dos sistemas de visión.

En otros estudios, (Parra Dominguez, 2012) indican que las caídas en las gradas son una causa común de accidentes en las personas de la tercera edad. Realizando los estudios de las articulaciones del cuerpo humano en 3D, usando la tecnología Kinect, para estimar la velocidad al descender las gradas y extraer las características que codifican el movimiento humano. Determinando que los datos del movimiento en 3D de las caderas de las personas, es el componente informativo en la detección de caídas.

El primer análisis de la marcha humana es realizado por Gabel, (Gabel, 2012) usando un sensor Kinect, se basa en extraer información de la marcha en todas las partes del cuerpo, definiendo a la marcha humana como el tiempo desde el contacto inicial de un pie con la superficie, al subsecuente contacto del mismo pie con la superficie. Para las pruebas experimentales se realizaron con un grupo de individuos, caminando a un ritmo normal, utilizando sensores de peso insertados en zapatos especiales. El sistema captura la información de movimiento de 20 puntos de las articulaciones del cuerpo humano mediante el sensor Kinect y ajusta a un modelo de regresión mediante el algoritmo MART.

La marcha humana es el resultado de la compleja interacción entre varios subsistemas: neuromuscular, músculo-tendinoso y osteoarticular, que trabajan coordinadamente para generar la dinámica corporal necesaria para el desplazamiento bípedo (MarcadorDePosición1). El estudio de la marcha es la base de la identificación de trastornos patológicos, en campos como la pediatría, la ortopedia, discapacidades, el deporte entre otros (Vázquez, S. C., 2004).

Actualmente se han desarrollado cámaras infrarrojas, de profundidad, de alta velocidad y otros dispositivos; que capturan el movimiento y extraer información cuantitativa, confiable en comparación con la obtenida a simple observación de eventos (Ortiz G. & Mosquera W., 2015).

En el Ecuador el primer instituto de investigación de análisis de movilidad y el tercero en Latinoamérica es el Laboratorio de Análisis de Movimiento “LAM” (La Cámara de Comercio de Quito, 2016). Este laboratorio realiza exámenes y

diagnósticos con tecnología avanzada orientados al estudio analítico del movimiento, permitiendo valorar los distintos parámetros de la marcha de forma objetiva y eficaz (La Cámara de Comercio de Quito, 2016), (Villa, A. C., Díaz, M., & Urgilés, F.).

Existen modelos que describen la dinámica de la marcha humana normal y patológica, inspirados en la morfo-fisiología del sistema locomotor. De acuerdo a la descripción del sistema neuro músculo esquelético planteada en (Villa, A. C., Díaz, M., & Urgilés, F.), (Moreno, A. V., Gutiérrez, E. G., & Moreno, J. C. P., 2008). El modelado del sistema humano puede caracterizarse considerándolo un subsistema efector, correspondiente al sistema esquelético, constituido por un conjunto de segmentos articulados entre sí, que soportan el peso del cuerpo y permiten la ejecución de distintos movimientos (Cifuentes, C., Martínez, F., & Romero, E., 2010).

En el trabajo de investigación realizado en año 2015 por Gustavo Ortiz y William Mosquera se presenta el diseño e implementación de un sistema para el análisis de movimiento corporal humano. El sistema es capaz de detectar, capturar y almacenar los datos de los movimientos humanos mediante visión por computadora utilizando Kinect, obteniendo los datos del desplazamiento de 20 puntos referenciales del cuerpo humano captados por los sensores Kinect en el eje frontal, vertical y sagital. Adquiere señales de plataformas de fuerza, a través de conversores de señal y de una tarjeta de adquisición. Tiene una interfaz HMI que permite la configuración, visualización, monitorización y almacenamiento de resultados (Ortiz G. & Mosquera W., 2015).

1.2 Justificación e importancia

Actualmente, el estudio del movimiento humano es una herramienta de diagnóstico importante en la evaluación de patologías neuro músculo esqueléticas, ya sean transitorias o permanentes, locales o generales (Collado S., 2002), (Sweeting K., Mock M., 2007). En el estudio del movimiento humano, la biomecánica trata de explicar características y causas del movimiento; entre las principales contribuciones se destacan el desarrollo de herramientas, técnicas instrumentales y metodológicas de

análisis; siendo uno de los objetivos el complementar el diagnóstico de los especialistas en el campo de las afecciones neuromotoras y músculo esqueléticas (Pérez Soriano, P., & Llana Belloch, S., 2007).

En la biomecánica la utilización de instrumentos en ámbitos médicos, deportivos y ocupacionales están basados en análisis cuantitativos y cualitativos. Siendo el análisis cuantitativo el método predominante usado por médicos y entrenadores, para perfeccionar la técnica deportiva de atletas; debido a que implica la descripción de los movimientos del cuerpo en términos numéricos (Interlink Electronics, 2016), (Rodrigo, S. E., Ambrósio, J. A., & Penisi, O., 2007).

Los modelos cuantitativos de análisis de marcha humana realizan un análisis de patrones de movimiento cinéticos (estudio de fuerzas), cinemáticos (descripción de movimientos), obtenidos de estudios previamente realizados a un determinado grupo de personas; con el objetivo de evaluar la eficiencia de las distintas técnicas deportivas (Rodrigo C. Miralles Marrero, Iris Miralles Rull, 2005).

La implementación de un sistemas de análisis de marcha humana implica complejidad en el montaje a más de un costo elevado; debido a que en la rehabilitación física, se presentan inconvenientes en la captura objetiva de datos de movimiento (posiciones, velocidades, aceleraciones, ángulos) (Kato P. M, 2017).

En los laboratorios de análisis de movimiento se plantean estudios para el desarrollo de nuevos sistemas para rehabilitación con el fin de suprimir resultado subjetivos, generando herramientas para estudios deportivos (Muñoz-Cardona, J. E., Henao-Gallo, O. A., & López-Herrera, J. F. , 2013), de rehabilitación post-operatoria (Martínez-Zarzuela, M., Díaz-Pernas, F. J., Tejero de Pablos, A., Perozo-Rondón, F., Antón-Rodríguez, M., & González-Ortega, D., 2011), valoración en el uso de prótesis y órtesis en patologías de la marcha humana. (Prat, J. M. y Sánchez-Lacuesta, J., 2002)

Este proyecto pretende desarrollar un sistema de bajo costo, que estandarice un modelo probabilístico de la marcha humana, con el fin de detectar posibles

anomalías; para ello se realizarán mejoras al prototipo realizado por Gustavo Ortiz y William Mosquera el cual con una interfaz HMI detecta, captura y almacena los datos de los movimientos humanos mediante visión por computadora utilizando un sensor Kinect y adquiere señales de plataformas de fuerza, a través de conversores de señal y de una tarjeta de adquisición para generar gráficas que permitan observar la flexión de una rodilla en el apoyo monopodal del ciclo de marcha y el desplazamiento en función del tiempo en los diferentes apoyos del ciclo de marcha . (Ortiz G. & Mosquera W., 2015)

Para mejorar la eficiencia de este prototipo se propone en el presente proyecto construir un patrón de marcha humana mediante un modelo probabilístico centrado en la formación de ángulos de flexión de la rodilla de las piernas derecha e izquierda, con la incorporación de un sensor Kinect adicional para capturar independientemente los datos de las piernas derecha e izquierda, la instalación de dos sensores de inicio y fin que permitan determinar el inicio y fin de la captura de datos, la implementación de un sistema de brazos de ajuste automático de distancia de los dos sensores Kinect controlados por la estatura del paciente con el fin de estandarizar los datos obtenidos y finalmente generar una interfaz HMI que registre y permita la consulta de los datos personales y el análisis correspondiente.

1.3 Alcance del proyecto

El presente trabajo de investigación, tiene como objetivo el diseño e implementación de un sistema automático, para el análisis del ángulo de flexión de la rodilla mediante el uso de un modelo probabilístico de la marcha humana.

Para la adquisición de señales generadas por la flexión de la rodilla en el plano sagital, se utilizará visión por computadora a través de dos sensores kinect, compuestos por cámaras infrarrojas, de profundidad y RGB, para obtener un porcentaje de pérdida mínima de datos en el plano sagital respectivamente de cada extremidad inferior. Será capaz de detectar el movimiento de los 20 puntos referenciales del cuerpo humano captados por los sensores Kinect, y seleccionar 6 puntos, 3 que forman el ángulo de flexión de la rodilla izquierda y 3 la rodilla

derecha, las cuales permitirán escalar las muestras obtenidas para la generación del patrón de marcha.

Al hardware se implementarán dos sensores de peso, constituidas por celdas de carga extensiométricas TEDEA 1263, con un conjunto de medidores de deformación que convierten la carga sobre ellas en señales eléctricas.

El acondicionamiento de las señales provenientes de los sensores de peso, será a través de un circuito acondicionador HX711, siendo este un conversor análogo digital recomendado en la hoja de especificaciones técnicas de los sensores de peso, con el fin de evitar la pérdida de datos y transformar, amplificar, y linealizar una señal de 0 a 10V, compatible con la tarjeta de adquisición de datos.

Para que el sistema sea automático, se implementarán dos sensores infrarrojos que darán inicio a la captura de datos en sistema, y detendrán dicha captura al finalizar la caminata, para luego proceder al análisis y el procesamiento de los mismos. Para el escalamiento se ajustará el ángulo de inclinación de los dos servomotores internos de los sensores Kinect; y se controlará la distancia de los sensores mediante dos servomotores externos incorporados a los soportes de los dos Kinect.

Para el análisis de los datos capturados por el sistema se construirá un patrón de marcha humana, creando un modelo en probabilidad utilizando al menos 20 personas entre 20 y 25 años, se evaluará el sistema con un grupo de al menos 20 personas con anomalías comprobadas, para determinar las desviaciones en relación al patrón de marcha humana.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo general

- Diseñar e implementar un sistema automático para el análisis del ángulo de flexión de la rodilla en el plano sagital, que permita determinar un

modelo probabilístico en base a patrones de marcha tomados a un grupo determinado de personas.

1.4.2 Objetivos específicos

- Diseñar e implementar el acondicionamiento del hardware para la adquisición de señales generadas por la flexión de la rodilla.
- Diseñar e implementar el software para calibrar automáticamente el sistema y adquirir las señales del movimiento.
- Diseñar e implementar un algoritmo para determinar un modelo probabilístico en base a los patrones de marcha tomados a un grupo de al menos 20 personas.
- Evaluar el modelo probabilístico para determinar el grado de normalidad de la marcha.

1.5. Marco Referencial

En este apartado se aborda el concepto de Biomecánica desde el punto de vista del movimiento humano. Para ello se realizará una breve introducción a los inicios de la biomecánica en general, para posteriormente profundizar en la biomecánica de la marcha humana y los modelos probabilísticos del movimiento.

1.5.1. Biomecánica del movimiento humano

El estudio de la biomecánica remonta desde los siglos XVI y XVII, iniciando como punto de interés los movimientos de animales; con el pasar de los años, científicos como Boyle, Hooke y Euler se dedicaron al estudio de aplicaciones a la fisiología humana, desarrollando principios físicos y mecánicos que se utilizan actualmente.

En el siglo XIX los trabajos de Jules Marey da el primer paso al entendimiento de las características del movimiento con estudios de experimentales en su estudio fotográfico del movimiento. Los avances en el campo de la cinematografía crearon un importante método para estudiar y registrar los patrones

cinemáticos de la marcha normal y patológica aunque inicialmente los estudios efectuados se limitaban sólo al análisis mono planar, siendo la observación esencialmente a nivel del plano sagital y raramente a nivel del plano frontal. (Abrantes, 2008)

Uno de los primeros acontecimientos relevantes ocurrió en la década de 1980, con el anuncio de un curso formal de Biomecánica en el campus de Los Ángeles de la Universidad de California. Más tarde Abernethy et al en 1997, realiza una propuesta de conceptualización de la estructura u organización del conocimiento del movimiento humano, en la que consideran que se puede obtener información de distintos grupos de disciplinas como: Ciencias Biológicas (Anatomía, Fisiología y Bioquímica), Ciencias Físicas (Física, Química, Matemáticas e Informática); Ciencias Sociales (Psicología, Educación o Sociología); y Humanidades (Antropología, Historia o Psicología); cuya interrelación deriva en una serie de subdisciplinas. (Nigel Palastanga, Derek Fiel, Roger Soames, 2000)

Generalmente la biomecánica se ha definido como la ciencia que estudia el movimiento de las estructuras biológicas, basándose en los principios y las leyes de la física y la mecánica; abarcando desde el análisis teórico hasta la aplicación práctica de resultados. (Redín, 2008) Para su estudio, se divide en áreas conocidas como Cinemática, el estudio de las características del movimiento de los cuerpos y Cinética el estudio de las fuerzas que actúan en el movimiento.

Hoy en día el estudio del movimiento humano se caracteriza por entender cómo y por qué se mueve el ser humano, así como los factores que limitan o incrementan la capacidad de movimiento desarrollado en varias disciplinas, por lo cual las investigaciones actuales se basan en la evaluación del movimiento ejecutado y el gasto de energía implicado en su realización; con la finalidad de optimizar y obtener el máximo rendimiento en la realización del movimiento. (Repetto, 2005)

Básicamente la metodología de investigación de la Biomecánica del movimiento humano está orientada en conocer, la mecánica a las que se ven sometidos los tejidos y elementos integrados en los complejos articulares del sistema

biológico en movimiento y evaluar la calidad de los procesos de control (Cappozo, 1991) (Bartlett, 1991). La mayoría de investigaciones son de tipo experimental y combinan la información obtenida a la geometría y la cinemática del movimiento, con las coordenadas tridimensionales de los puntos anatómicos, mediante el uso de técnicas de fotogrametría tridimensional, las fuerzas externas ejercidas sobre la superficie de apoyo mediante el uso de plataformas de fuerza.

El procesamiento de estos datos se basa en las leyes de la mecánica utilizando el modelo de los segmentos rígidos articulados. La parametrización de la información obtenida permite describir, analizar y evaluar objetivamente los patrones en términos de eficacia biomecánica, puesto que, el sistema biológico tiene sus propias características.

Para el análisis biomecánico del movimiento humano actualmente se están desarrollando diferentes técnicas de registro y análisis, en dos y tres dimensiones. Sin embargo, estas técnicas son cerradas e incompletas, y algunas de ellas no permiten parametrizar adecuadamente el patrón de estudio. Otro inconveniente es la limitación respecto a la representación gráfica de los parámetros de interés y el tratamiento estadístico de los resultados. (GK. Gianikellins, M. Maynar, 1998)

1.5.1.1. Cinemática del movimiento

El cuerpo humano se entiende como una estructura arquitectónica con capacidad de movimiento. La cinemática hace referencia al movimiento de los segmentos corporales. Estos se basan en leyes físicas y determinan la posición estática y dinámica del cuerpo y de sus segmentos. El movimiento se produce por la acción de fuerzas producidas por la musculatura, y las fuerzas de reacción, de inercia y de la gravedad; y se ejecutan a través de las articulaciones.

El cuerpo humano integra una serie de sistemas que posibilitan su funcionamiento global, por ejemplo el sistema locomotor permite la ejecución de movimientos y el mantenimiento de la estática; por otra parte el concepto de

dinámica se referencia al estudio de las fuerzas que provocan el movimiento corporal. (Rueda, 2006)

En la cinemática del movimiento humano, se describe con precisión las características del movimiento, como lo son tiempo, posición, velocidad y aceleración. El análisis cinemático puede ser de tipo lineal o angular. El estudio de la cinemática lineal involucra la descripción de un movimiento en línea recta. Por otro lado, la cinemática angular se refiere a la descripción de un movimiento alrededor de un ángulo fijo. (A. O'chonnell, E. Gardener , 2012) En base a las características mencionadas al hacer un análisis cinemático se realiza una descripción cuantitativa y concreta del movimiento.

Uno de los estudios relevantes en el ámbito de la cinemática fue el análisis cinemático de la carrera de velocistas ciegos desarrollado con el objetivo de analizar la técnica de la carrera de los atletas ciegos de la categoría B1 paralímpicos, ejecutada a diferentes velocidades, frente a una muestra de atletas de control de alto nivel. El análisis cinemático utilizó técnicas de fotogrametría tridimensional con cámaras de cine de alta velocidad .Los resultados obtenidos han permitido detectar las diferencias entre grupos e incidir en la mejora del rendimiento. (A. Sanchez, G. Sanz, B. Velasco, G. Barceló, E. Palacios, 2011)

Otro de los estudios que se enfocan en la cinemática del movimiento humano está dado por la valoración cinemática (2D) sagital de la salida frontal de un patinador de carreras: un estudio piloto realizado en el área de la biomecánica deportiva, estudiando el movimiento de la salida frontal de patinaje de carreras empleadas en las competencias contra reloj. Los métodos desarrollados eran la videografía biomecánica aplicando el sistema de marcas referenciales, sistemas de coordenadas globales 2D, escala de medición, planos de filmación, elaboración de cinegramas y ciclogramas para el análisis temporal total y por fases de un patinador. Se obtuvo objetivamente la caracterización técnica de 7 fases. (J. Acero, F. Palomino, I. Murillo, C. Rada, 2003)

1.5.1.2. *Cinética del movimiento humano*

El área de la biomecánica que se encarga del estudio del movimiento y las causas que lo producen se conoce como cinética o dinámica. El estudio de la dinámica y de la cinética está centrada en la fuerza, como la causa que produce los movimientos.

El estudio de las fuerzas que inducen el movimiento parte desde un movimiento lineal o angular. La cinética lineal estudia las fuerzas que provocan el movimiento lineal (traslación); mientras que la cinética angular estudia las fuerzas que causan el movimiento angular (torque). Sin embargo existen situaciones en las que varias fuerzas actúan sobre un cuerpo y no se produce movimiento, en este caso, aparece lo que se denomina estática, que estudia el equilibrio del cuerpo.

Al realizar el análisis cinético la descripción será cualitativa, se describe no solo el movimiento sino también los factores que intervienen para que este se produzca.

La mayoría de investigaciones realizadas sobre la cinética están involucradas en el estudio del rendimiento deportivo, por lo cual, se citan algunas investigaciones consideradas representativas como la publicación: Razones para la salida de fútbol de los jóvenes: comparación con otros deportes de equipo, la misma que tiene como objetivo realizar un análisis descriptivo durante el lanzamiento de peso. Se utilizaron técnicas fotogramétricas tridimensionales (3D) a partir de la filmación del gesto con dos cámaras de video sincronizadas a 100 Hz. Como resultados se tiene que dos modelos diferenciados de la cadena cinética. (M. Dávila-Gutiérrez, J. Rojas, J. Campos, 2010)

En los últimos años el uso de redes neuronales artificiales para la clasificación y análisis de las características cinemáticas y cinéticas de la locomoción humana ha aumentado en gran medida, con el fin de superar las limitaciones del análisis dinámico tradicional y encontrar nuevos indicadores clínicos para la interpretación rápida y objetiva de la información obtenida en un laboratorio de análisis de movimiento. Una de las redes neuronales más utilizadas es la Kohonen, es

utilizada en un análisis cinético de la marcha humana, basado en el aprendizaje sin supervisión para el agrupamiento de características cinéticas de locomoción. Los resultados permiten distinguir entre una población de individuos con la marcha normal y con trastornos de la marcha de diferente etiología. (E. Rodrigo, M. Lescano, H. Rodrigo, 2012)

Un caso particular del estudio de la cinética es la estática, la misma que se representa con el análisis biomecánico de la estabilidad del cuerpo humano, en la que se estudia los aspectos teóricos de la conducta del cuerpo humano desde el punto de vista de las acciones de las fuerzas internas y externas, también se establecen las condiciones iniciales de la investigación. Se presentan las consideraciones experimentales relativas a la metodología de adquisición de datos y se describe la configuración experimental. (D. Cotoros, M. Baritz, 2010)

Finalmente un ejemplo del uso de la cinemática y cinética del movimiento, así como de la combinación de algunas especialidades y sus respectivos estudios multidisciplinarios son aplicados en la animación de robots antropomorfos o humanoides sintéticos. (Tozeren, 2000)

1.5.2. Movimiento humano

Los movimientos voluntarios, incluyendo la marcha, y otros gestos deportivos son el producto de un complejo proceso en el cerebro; para la comprensión del proceso del desarrollo del movimiento requiere de conocimientos en anatomía, fisiología y biomecánica. (Whittle, 1996) Particularmente el análisis de la marcha es la descripción de los detalles del movimiento humano tomando en cuenta las fuerzas internas o externas que lo causan.

La cuantificación del movimiento permite evaluar y comparar la variabilidad de la marcha, infiriendo un grado de la enfermedad para determinar la conveniencia de un procedimiento. (J. Hausdorff, R. Dean, E. Helen, 2001) Además esta cuantificación constituye una herramienta para la obtención de patrones normales y

patológicos de la locomoción, además contribuye en la prescripción de tratamientos y la evaluación de resultados terapéuticos. (Prat, 1993)

La marcha ha sido definida como una forma natural de locomoción vertical, siendo su nivelación un motor para la alternancia de las piernas en continuo contacto con el suelo. (Santos, 2007) Para Blanc la marcha se define como un modo de locomoción bipodal con actividad alternada y armónica de los miembros inferiores y el tronco, que determinan un desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo como una permanencia de la estabilidad dinámica del cuerpo. (E. Viel, Y. Blanc, J. Casillas, M. Laassel, S. Mesure, 2002) (A. Benasuly, A. Barragán, 2003)

La marcha humana es el resultado de la compleja interacción entre varios subsistemas: neuromuscular, músculo-tendinoso y osteoarticular, que trabajan coordinadamente para generar la dinámica corporal, para el desplazamiento bípedo. (Vasquez, 2004) Desde una óptica dinámica, la marcha es una sucesión de impulsos y frenados, donde 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. (Sanz, 2014)

Independientemente de la definición de la marcha, por su complejidad se dividió en fases y periodos que se designan como el ciclo de la marcha aproximada de un segundo. (Moreno-de-la-Fuente, 2009), se describe mediante parámetros espacio-temporales, es decir, no sólo varían entre sujetos sino también en el mismo sujeto.

El estudio de la marcha es la base de la identificación de trastornos patológicos, en campos como la pediatría, la ortopedia, discapacidades, el deporte entre otros; los resultados suelen ser representativos cuando las condiciones y los factores que afectan la marcha (como terreno, calzado, transporte de carga, edad, fatiga, peso) se mantienen constantes. (S.Collado, 2002)

El ciclo de la marcha o también llamada zancada, es la secuencia de acontecimientos, 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. (P. Gras, V. Dulieu I. Didier, 2009) La marcha está compuesta por una sucesión de doble apoyo plantar y apoyos unilaterales, permaneciendo el cuerpo siempre en contacto con la superficie del suelo. Así mismo, el ciclo de la marcha puede ser descrito como la sucesión de dos fases: la fase de oscilación, con una duración de unos 0,4 segundos y la fase de apoyo de unos 0,6 segundos. (Huson, 2001)

En base a los conceptos mencionados anteriormente, se concluye que un simple análisis observacional de la marcha, en un examen físico, resulta insuficiente para la identificación de alteraciones del movimiento humano, aún más en el caso de la presencia de enfermedades complejas, en la que los patrones del movimiento requieren un análisis objetivo y cuantitativo. (J. Hausdorff, R. Dean, E. Helen, 2001)

Las variables dinámicas describen fuerzas mediante plataformas de fuerza o tapetes de presión. Por otra parte, las cinemáticas describen la geometría del movimiento registrando el cambio de posición del sistema músculo-esquelético, utilizando sistemas opto-electrónicos, electrogoniómetros o acelerómetros. (D. Tik-Pui, 2008)

En la actualidad existen laboratorios de análisis de Marcha Humana, que abarcan la mayor parte de los sistemas de análisis, además son un conjunto de herramientas que registran los patrones dinámicos y cinemáticos, la activación muscular y el gasto energético durante el movimiento. (Sheldon, 2004) (Baker, 2006) Estos sistemas son frecuentemente usados para cuantificar alteraciones de los patrones de marcha en disciplinas como fisioterapia, reumatología, ortopedia, rehabilitación o para identificar trastornos del aparato locomotor de origen neurológico. Cada patrón cuantificado es agrupado en un conjunto de medidas y presentados en un reporte clínico que permite determinar diferentes patologías asociadas al movimiento.

La rehabilitación es uno de los campos en los que se ha desarrollado una parte importante de sistemas de análisis de marcha humana, por ejemplo la aplicación de la robótica en la rehabilitación y/o compensación de las funciones

perdidas o alteradas de una persona con patología neurológica. Los primeros sistemas robóticos comerciales para la rehabilitación de la marcha aparecieron en el mercado a principios del presente siglo. Uno de los más extendidos es Lokomat, un entrenador de la marcha en tapiz rodante. (G. Colombo, M. Jorg, and V. Dietz, 2000) La combinación de la robótica y la estimulación artificial de la musculatura paralizada, se denominan exoesqueleto robótico híbrido, este nuevo concepto de terapia establece las bases de nuevas intervenciones multimodales en las que los resultados de la combinación son superiores a la suma de las intervenciones por separado. (D. L. Wolfe, J. T. C. Hsieh, and S. Mehta, 2010)

Finalmente se concluye que en la literatura se han desarrollado distintos sistemas para el análisis cuantitativo y observacional del movimiento. (Z. Huiyu, 2004) Estos sistemas adquieren información dinámica desde distintos dispositivos y con diferentes protocolos. Actualmente, la mayoría de diseños de sistemas comerciales dificultan el acceso a ellos debido a factores como el costo, arquitectura cerrada en cuanto a la capacidad de adoptar fácilmente nuevos componentes, no permiten la reutilización de los datos adquiridos de forma transparente, entre otros.

1.5.3. Biomecánica de la rodilla

Es necesario conocer a fondo la biomédica de la rodilla, para entender el funcionamiento de esta articulación por lo cual, se dará una breve reseña de la anatomía de esta articulación, con el objetivo de tener un panorama más claro, posterior a ello entrar a fondo a la biomecánica de la rodilla.

1.5.3.1. Anatomía de la rodilla

La rodilla es la articulación más grande del cuerpo y al mismo tiempo es una de las más complejas. Cuando esta articulación es saludable se mueve con suavidad y facilidad, permitiendo caminar, correr y voltear sin dolor alguno. (Girard, 2010) Las articulaciones que comprende la rodilla son las siguientes:

- Huesos

- Ligamentos y tendones
- Músculos

La rodilla está conformada particularmente por tres huesos, el fémur, la tibia y la patela o rotula. La articulación de la rodilla es una articulación sinovial, esto quiere decir que la articulación está envuelta en una cápsula que contiene líquido sinovial que sirve como lubricante.

La rodilla se forma mediante la unión del extremo distal del fémur, donde se encuentran los cóndilos femorales, con el extremo proximal de la tibia, este extremo es casi plano y se conoce como meseta tibial o platillos tibiales que pueden ser externo e interno siendo el externo el más alejado de la otra rodilla. La rotula se desliza por medio de los cóndilos en lo que se le conoce como escotadura intercondilea.

Músculo

Los músculos esqueléticos realizan la función de extensores y flexores, con los cuales se coordina el movimiento, como se muestran en la **Figura 1 y 2** respectivamente.

Extensores: el cuádriceps femoral, su misión es la extensión de la rodilla. Debe lograr mantener el equilibrio de la rótula, para que esta deslice adecuadamente sobre la tróclea femoral. Cualquier alteraciones en este engranaje, es causa de los molestos problemas del aparato extensor, fundamentalmente alteraciones del cartílago. Produce fuerza de flexión o extensión dependiendo de la posición de la rodilla (Kapandji, 2011)



Figura 1. Músculos extensores que le proporcionan el movimiento

Fuente: (Kapandji, 2011)

Flexores: Son músculos de la región posterior del muslo. Por su posición interna realiza una rotación interna de la pierna una vez que ha sido flexionada. El poplíteo, desde cóndilo externo a parte posterior de la tibia además de flexionar la rodilla, le imprime una rotación externa.

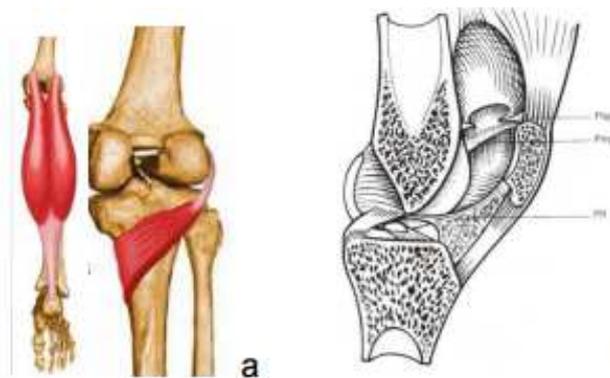


Figura 2. (a) Músculos flexores, (b) Corte interno de la rodilla.

Fuente: (Kapandji, 2011)

Huesos

Los huesos son los elementos pasivos del cuerpo, ellos son los encargados de dar estabilidad y fuerza a todo el aparato locomotor.

Fémur

Este se extiende desde la cadera hasta la rodilla. Presenta una dirección oblicua hacia adentro, ya que la distancia entre las caderas es mayor que entre las rodillas. Para compensar en parte este acercamiento de ambos fémures al eje corporal, las tibias se separan. La rodilla adquiere así el aspecto de una articulación angulada hacia afuera en valgo. Termina en el extremo inferior, el que, junto con la tibia, constituye la articulación principal de la rodilla. (Bio-laster, 2011)

Rotula

Es un hueso aplanado, de apariencia redondeada o, mejor ovalada, que se prolonga hacia abajo por su vértice o polo inferior. Posee dos superficies:

Cara anterior, convexa sirve de polea de reflexión a los tendones del cuádriceps y rotuliano, cara posterior. Orientada hacia el interior de la articulación, presenta dos facetas, interna y externa, que contactan con los cóndilos femorales correspondientes, adaptando su forma cóncava a la convexidad del cóndilo. (Bio-laster, 2011)

La tibia junto con el peroné forma el esqueleto de la pierna, aunque es el más robusto de los dos, el que soporta el peso corporal y transmite las líneas de fuerza desde rodillas a tobillo. Su porción superior es una plataforma dividida en dos platillos, interno y externo, que sirven de apoyo a los cóndilos femorales. La porción inferior tiene una eminencia o maléolo interno del tobillo. Junto con el maléolo externo del peroné constituye una autentica pinza que abraza al astrágalo (Bio-laster, 2011)

Ligamentos

Los ligamentos son esenciales para la flexión y extensión de la rodilla, estos evitan una extensión excesiva, convirtiéndose en ejes de rotación, cuando se inicia el movimiento como se presenta en la **Figura 3**.

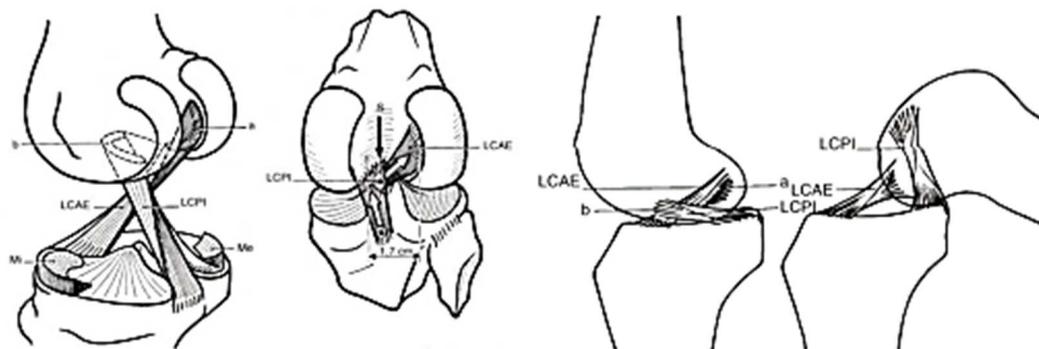


Figura 3. Descripción de los ligamentos cruzados posterior (LCPI) y anterior (LCAE) que intervienen en el funcionamiento interno de la rodilla.

Fuente: (Kapandji, 2011)

A medida que el movimiento se realiza, cada uno de los ligamentos realiza una función diferente, llegando a implementar conjuntamente armonía en la marcha. El ligamento lateral, es el encargado de limitar el movimiento en la rotación externa, dando también estabilidad a la posición de la pierna. Se puede apreciar los ángulos de movimientos (Cailliet, 2010). Obteniendo ángulos de 0° para la mayor extensión, de 90° y de 135° a 140° como máxima flexión.

1.5.3.2. Anatomía Funcional de la rodilla

Principalmente la rodilla cuenta con un solo grado de libertad de movimiento, esto es, flexión y extensión. Este movimiento permite a la rodilla regular la distancia de separación del cuerpo con el suelo, esto lo consigue acercando o alejando el extremo de la pierna a la raíz de la misma, es decir, acercando o alejando el glúteo.

Además de este principal sentido de libertad, la rodilla cuenta, de manera accesoria, con un segundo sentido de libertad, que se presenta solamente en la flexión.

Este movimiento es de rotación sobre el eje longitudinal de la pierna. La articulación de la rodilla desde el punto de vista mecánica es sorprendente ya que realiza dos funciones que pueden ser contradictorias. (Kapandji, 2011)

- Debe poseer mucha estabilidad cuando se encuentra en extensión completa, en este punto en donde la rodilla soporta el peso del cuerpo.
- Debe poseer gran movilidad en la flexión, a que durante la marcha debe proveer al pie una buena orientación.

1.5.4. Planos y ejes de movimiento en el cuerpo humano

Para describir mejor la biomecánica de la rodilla y de cualquier articulación, es necesario tomar en cuenta los planos y ejes en los que los diferentes movimientos se realizan.

Existen diversos términos para describir los tres planos mutuamente perpendiculares en los que la gran mayoría de los movimientos de las articulaciones ocurren. Estos sistemas ortogonales pueden ser descritos dependiendo del punto común de intersección de los planos. Este punto de intersección puede ser definido ya sea como el centro de la articulación estudiada o como el centro de masa de todo el cuerpo como lo muestra la **Figura 4**. Existen tres planos de movimiento y tres ejes de movimiento en el cuerpo humano.

- Plano sagital.- es un plano vertical que va de la parte posterior a la parte frontal del cuerpo dividiéndolo en mitad derecha y mitad izquierda; también es conocido como plano anteroposterior.
- Plano frontal.- al igual que el plano sagital es un plano vertical que va de derecha a izquierda dividiendo al cuerpo en dos mitades, anterior y posterior; también es conocido como plano coronal.
- Plano horizontal.- divide al cuerpo en mitades superior e inferior, es también conocido como plano transversal.

Los movimientos de las articulaciones del sistema músculo-esquelético son en gran medida movimientos rotacionales y tienen lugar sobre una línea perpendicular al plano en el que ocurre dicho movimiento. A esta línea se le conoce como eje de rotación.

Existen tres ejes de rotación que pueden definirse por la intersección de los ejes de movimiento antes mencionados.

- Eje sagital.- pasa horizontalmente desde la mitad posterior a la anterior del cuerpo, es formado por la intersección del plano sagital con el plano horizontal.
- Eje frontal.- pasa horizontalmente de izquierda a derecha y es formado por la intersección de los plano frontal y horizontal.
- Eje vertical o longitudinal.- pasa verticalmente de la mitad inferior a la superior del cuerpo, siendo formado por la intersección entre los planos sagital y frontal. (Baartlett, 2014)

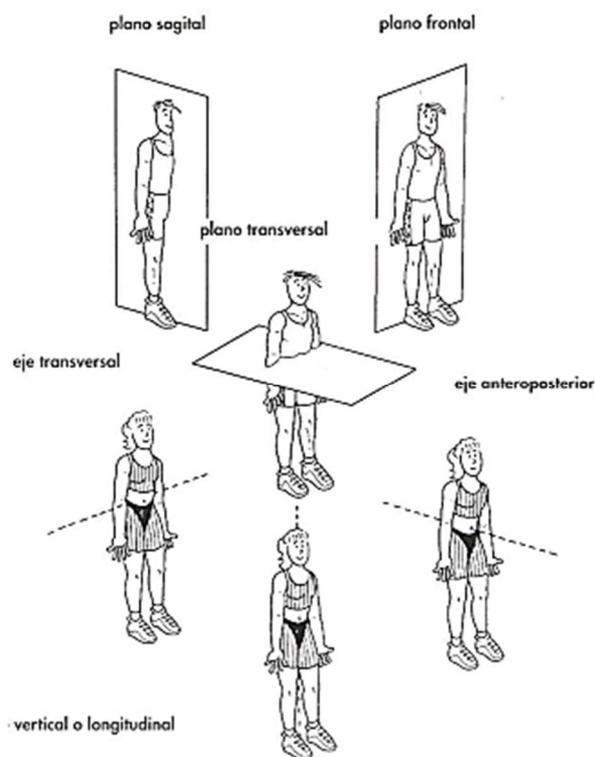


Figura 4. Planos y ejes de movimiento del cuerpo

Fuente: (Baartlett, 2014)

1.5.5. Ejes de la rodilla

Los movimientos de flexión y extensión de la rodilla se llevan a cabo sobre su eje transversal en el plano sagital, al mismo tiempo visto desde el plano frontal el eje transversal atraviesa los cóndilos femorales horizontalmente. Este eje al ser

horizontal, forma un ángulo 81° con el fémur y de 93° con la pierna. Por esta razón cuando la rodilla se encuentra en flexión completa, el eje de la pierna no se posiciona exactamente detrás del eje del fémur.

El eje del fémur no se encuentra, exactamente, en la prolongación del eje de la pierna, formando un ángulo obtuso hacia fuera de 170° a 175° , siendo este el valgus fisiológico de la rodilla. El eje mecánico del miembro inferior está compuesto por la línea recta que une los centros de las tres articulaciones, cadera, rodilla y tobillo. Este eje se une con el eje de la pierna, por otro lado, el eje mecánico forma un ángulo de 6° con respecto al eje del fémur.

Existe un tercer eje de movimiento en la rodilla, pero no supone un movimiento, es simplemente el eje en donde un pequeño desplazamiento lateral de la rodilla en flexión ocurre. Este movimiento no afecta a la rodilla, sin embargo, si transmite movimiento al tobillo de 1 a 2 cm. de amplitud solamente en la flexión. (Kapandji, 2011)

1.5.6. Flexión y extensión

Este es el movimiento principal de la rodilla, tiene una amplitud que se debe medir desde una posición de referencia que se toma cuando el eje de la pierna se encuentra en la prolongación del eje del fémur, es en este momento cuando el miembro inferior posee una máxima longitud.

1.5.6.1. Extensión

Es en este movimiento donde la cara posterior de la pierna se aleja del muslo, en realidad no hay una extensión absoluta de la pierna, sin embargo, si se alcanza una extensión máxima en la posición de referencia. Por otro lado, a partir de la máxima extensión se puede realizar un movimiento, de forma pasiva, de 5° a 10° de extensión, llamada hiperextensión.

La extensión activa es cuando la rodilla se encuentra en extensión activa, no suele rebasar la posición de referencia, esto depende de la posición en la que se

encuentra la cadera. De hecho la extensión de la cadera, que ocurre previamente a la de la rodilla, prepara la extensión de ésta última.

La extensión relativa es un movimiento complementario para la extensión de la rodilla a partir de cualquier posición. Este es el movimiento normal de la rodilla durante la marcha; y es cuando el miembro en el balanceo se adelanta para entrar en contacto con el suelo. (Kapandji, 2011)

1.5.6.2. Flexión

Este movimiento es el inverso de la extensión, en donde la cara posterior de la pierna se acerca a la parte posterior del muslo, en la flexión hay movimiento conocidos como la flexión absoluta que ocurre a partir de la posición de referencia y movimientos de flexión relativa encontrados en cualquier posición de flexión.

La flexión activa de la rodilla alcanza 140° , solamente si la cadera ya está en flexión, pero solo alcanza 120° si la cadera está en extensión. Esto se debe a que los isquiotibiales no tienen la misma eficacia cuando la cadera está en extensión.

En la flexión pasiva, la rodilla es capaz de desarrollar 160° , permitiendo el contacto entre talón y nalga. Esto sirve como comprobación de la libertad de flexión de la rodilla. En condiciones normales la flexión solo es limitada por los músculos del muslo y de la pantorrilla. (Kapandji, 2011)

1.5.7. Rotación de la rodilla

Como se ha venido mencionando este movimiento solo ocurre durante la flexión y su eje de movimiento es el eje longitudinal de la rodilla. Esta rotación se puede medir cuando el sujeto se encuentra con flexión de 90° y sentado en el borde de una silla o mesa como las piernas colgando. Cuando la persona está en posición de referencia la punta del pie se encuentra un tanto abierta hacia afuera.

La rodilla tiene tanto rotación interna como externa, la primera lleva la punta de pie hacia dentro durante la aducción del pie, esta rotación es de 30° , mientras que la segunda hace lo contrario mandando la punta hacia fuera más de lo normal y esta ocurre durante la abducción del pie, la amplitud en esta rotación varía dependiendo de qué tan flexionada este la rodilla. Se dice que normalmente la flexión es de 40° ; sin embargo, cuando la pierna se encuentra a 30° de flexión la rotación externa es de 32° ; al mismo tiempo cuando la pierna está en ángulo recto 90° de flexión, la rotación externa es 42° .

La rotación de la rodilla tiene un movimiento pasivo que permite una rotación mayor. Para medirla el paciente se acuesta boca abajo con las rodillas a 90° de flexión, luego, se hace girar el pie de la persona de modo que la punta apunte hacia fuera y hacia dentro. Cuando se gira el pie hacia fuera se tiene un giro de 45° a 50° y cuando se gira hacia dentro se consiguen de 30° a 35° de giro.

Por último, la rodilla cuenta con una rotación que se puede considerar como automática llamada rotación axial que se presenta de forma involuntaria e inevitable cuando se realizan los movimientos de flexión y extensión, sobre todo al final de la extensión y al comienzo de la flexión. Cuando la rodilla entra en extensión, existirá rotación externa, mientras que cuando se flexión la rotación será interna.

1.5.8. Modelos probabilísticos de movimiento

Un modelo es una abstracción de la realidad y de la cual se infieren las relaciones fundamentales de un sistema de la manera más simple posible. Las relaciones esenciales de la dinámica de la marcha humana se describen mediante un modelo, que típicamente utiliza diferentes relaciones antropométricas de la estructura del cuerpo humano y variables dinámicas de estas estructuras que cambian en el curso de la adquisición (Brubaker M, 2010).

Estas relaciones fundamentales son muy difíciles de encontrar en el caso de la marcha, porque el sistema es producto de una sincronización compleja de fuerzas no lineales ejercidas por los músculos, movimiento de múltiples articulaciones y comandos neuromotores (A., 2010). Es decir que la marcha define esencialmente una

relación de no linealidad, multidimensionalidad e interdependencia entre los componentes del sistema.

1.5.9. Patrones de marcha humana

Son de tipo predictivo en los cuales la determinación de los parámetros se consigue de forma indirecta mediante la aplicación de diversos algoritmos basados en la obtención de dimensiones antropométricas (CAPPOZZO, 2007). Según Cappozzo y Berme son las técnicas preferibles en el ámbito de la Biomecánica Deportiva. Estas técnicas pueden subdividirse en dos grupos metodológicos: métodos basados en aproximaciones geométricas (también denominados como modelos matemáticos) y métodos basados en la utilización de ecuaciones de regresión.

Métodos basados en aproximaciones geométricas (modelos matemáticos) representa los segmentos corporales utilizando un número de sólidos definidos geoméricamente, puede permitir la estimación de los parámetros inerciales. Estos métodos se basan en la simulación de la morfología humana mediante la utilización de formas geométricas capaces de ser descritas matemáticamente, como es el caso de los modelos matemáticos desarrollados por autores como Whitsett (1963), Hanavan (1964), Jensen (1978, 1986, 1993, 1994), Hatze (1980), Yeadon (1990), Sarfaty y Ladin, (1993), etc.

Aunque estos modelos matemáticos son complejos en cuanto al detalle del modelo generado, adoptan todos ellos criterios simplificadores como por ejemplo, el modelo de las variaciones Angulares son variables cinemáticas, que estiman el cambio de posición de los segmentos corporales como pelvis, cadera, rodilla y tobillo a partir de la posición angular de las articulaciones, tal y como se ilustra en la **Figura 5**.

El número de sujetos utilizados como muestra es muy reducido (no más de 20 individuos). La ventaja de una muestra reducida de sujetos está en el incremento de la precisión de los parámetros obtenidos (de Leva, 1993), pero la desventaja reside en

que es cuestionable generalizar los datos obtenidos de muestras reducidas a cualquier tipo de población.

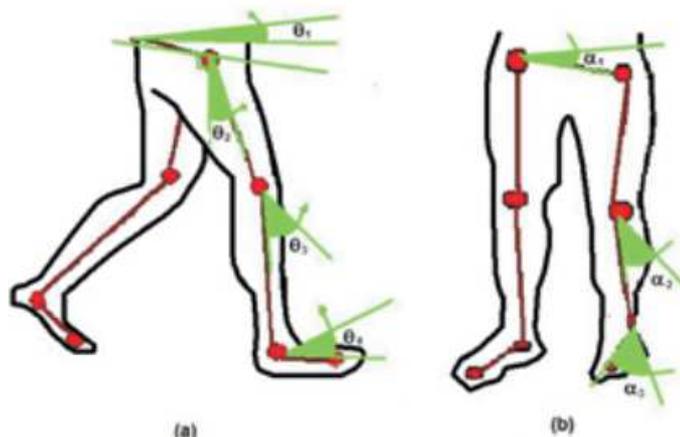


Figura 5. Representación del registro de la variación angular sobre la estructura del cuerpo humano en el plano sagital (a) y Coronal θ_1 ; θ_2 y α_1 miden la variación angular del fémur con respecto a la cadera. θ_3 y α_2 miden la variación angular en la rodilla de la pierna con respecto al muslo. θ_4 y α_3 miden la variación angular entre el segmento del tobillo con el pie.

CAPÍTULO II

2. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES

2.1. Descripción general del prototipo.

El prototipo que se va a diseñar permitirá realizar el análisis del ángulo de inflexión de la marcha humana, con la ayuda de dos sensores Kinect, para la adquisición de video, siendo capaz de detectar el movimiento de 3 puntos referenciales (cadera, rodilla y tobillo), también formará parte dos plataformas de peso, provenientes de dos celdas de carga. Los datos de la dinámica del movimiento de la marcha humana, son obtenidos de 2 plataformas de peso a través de un circuito acondicionador, que incluye 2 conversores analógicos digitales de señales y una tarjeta de adquisición de datos Arduino UNO R3. El sistema será fijo y se tendrá una alimentación de energía de la red normal de 110VAC, una vez que los datos estén en la PC se los visualizará con ayuda de la interfaz gráfica.

La interfaz gráfica que se va a diseñar utilizando el software MATLAB, el mismo que debe ser instalado en la misma PC para comunicarse vía serial con el prototipo.

2.2. Requerimientos del prototipo.

El prototipo para su normal funcionamiento comprende de la captura de video e imagen y la captura de peso de la persona, a través de un computador portátil, por lo que los requisitos del sistema son:

- 2 Sensores Kinect, para la adquisición de video y de movimiento.
- 1 computadora portátil, con conector USB.
- 2 Sensores infrarrojos
- 2 Sensores de peso, con salida analógica de voltaje.

- 1 Tarjeta de Adquisición de datos de alta gama con capacidad de procesamiento de señales
- 2 Conversores de señales analógicas a digital.
- 1 Fuente de alimentación de 12 VDC, para su normal funcionamiento
- 2 motores de 12 VDC, para ajuste de brazos de los sensores Kinect.

2.3. Diagrama general del prototipo

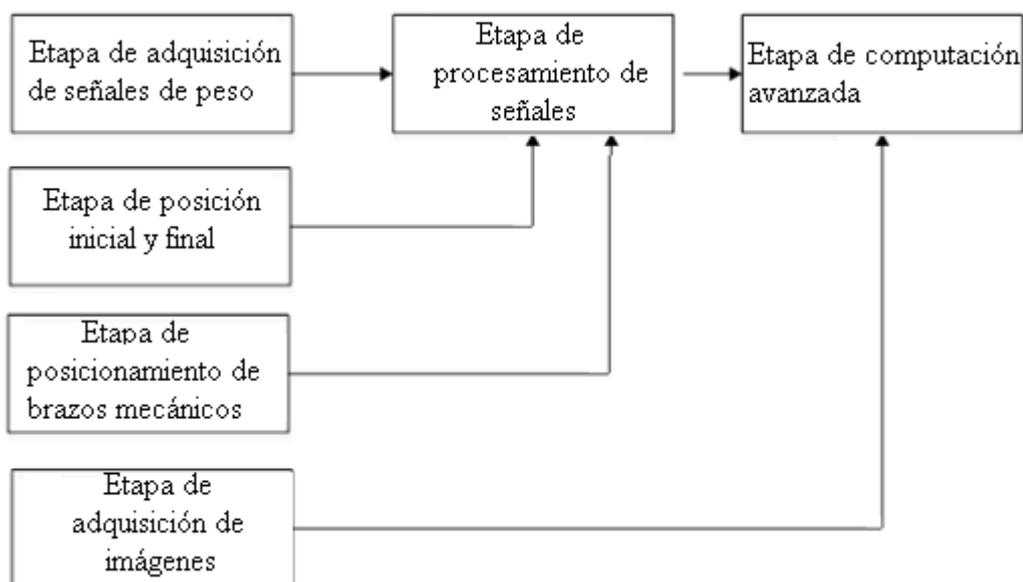


Figura 6. Diagrama general del prototipo

Etapa de adquisición de señales de peso: Se realiza la adquisición de señales de las plataformas de presión, consta de dos conversores analógicos digitales, los cuales acondicionan la señal para su posterior procesamiento.

Etapa de adquisición de posición inicial y final: La señal proveniente del sensor de inicio y fin es transferida a la etapa de procesamiento de señales para la detección del inicio y fin del análisis.

Etapa de procesamiento: La señal de peso proveniente de la adquisición de señales de presión, es obtenida por un microcontrolador, en esta etapa se realiza el empaquetamiento de los datos para el envío vía serial por el puerto USB al PC.

Etapa de adquisición de imágenes: La señal proveniente de los sensores Kinect son transmitidas al PC vía USB, en el PC se reciben 20 puntos de cada cámara y se discriminan los 3 puntos de referencia (pierna, cadera y tobillo) para cada extremidad inferior.

Etapa de posicionamiento automático de sensores Kinect: Con los datos obtenidos de la etapa de adquisición de imágenes, se controla la distancia de los sensores Kinect enviando pulsos a los servomotores a través del microcontrolador.

Etapa de computación avanzada: en esta etapa los datos obtenidos de la etapa de procesamiento y de la etapa de adquisición de imágenes son interpretadas y procesadas por una interfaz humano máquina, siendo necesario el envío de señales de control para mover los motores que posicionen los sensores Kinect a una distancia optima de acuerdo a la estatura calculada en el modelo Skeletor.

2.3.1. Etapa de adquisición de señales.

Esta etapa permitirá adquirir la señal de las plataformas de peso, la posición inicial y final de la persona y serán enviadas en formato digital a la etapa de procesamiento. Posteriormente, serán acondicionadas en la etapa de procesamiento, como se muestra en la **Figura 7**.

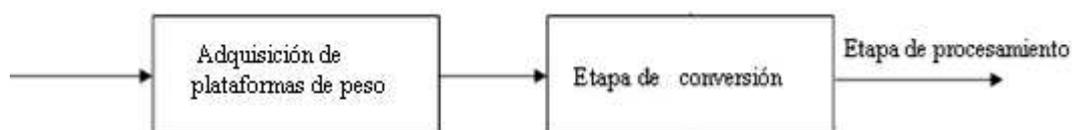


Figura 7. Diagrama general de la etapa de adquisición de datos

2.3.1.1. Adquisición de plataformas de peso

Los de sensor de peso tendrán de 2 celdas de carga unipunto, encargados de medir la fuerza ejercida por cada pie (derecho e izquierdo) al estar en contacto con la persona, al momento de dar un paso. La señal de salida de voltaje de los sensores de peso será acondicionada a continuación por el bloque acondicionador de señales.

Requerimiento de los sensores de peso

Los sensores de peso, son celdas de carga diseñada para soportar cargas de compresión, tensión y flexión, en su interior hay uno o varios sensores llamados galgas extensiométricas que detectan la deformación, que existe cuando alguna fuerza es ejercida, se han establecido las siguientes características técnicas básicas requeridas para el prototipo a diseñarse.

Tabla 1.

Requerimientos de los sensores de peso

Sensor de peso	
Parámetro	Valores
Sensor	Celda de carga
Capacidad	Mayor a 300 kg
Salida	Voltaje
Tensión de alimentación	10-15V

Selección de los sensores peso

Se usará un sensor de peso comercial que se ajuste a los requerimientos del prototipo, para lo que se ha buscado diferentes modelos de sensores de peso dentro del mercado nacional.

Tabla 2.

Requerimientos de los sensores de peso

Parámetro técnico	Especificaciones	Modelos		
		Tedea 1263	WLC-SP15HS	Revere RLC
Tipo de sensor	celda de carga	Cumple	Cumple	Cumple
Capacidad	0-300kg	Cumple	No cumple	No cumple

Continua →

Tensión de alimentación	10-15V	Cumple	No cumple	Cumple
Salida	Voltaje	Cumple	Cumple	Cumple
Sensibilidad	0,20%	Cumple	Cumple	Cumple

El sensor de peso seleccionado es el modelo TEDEA 1263, debido a que cumple con todos los requerimientos técnicos del prototipo.

Sensor de peso seleccionado TEDEA 1263

El bloque de sensor de peso consta de 2 plataformas de peso unipunto, encargados de medir la fuerza ejercida por cada pie (derecho e izquierdo) al estar en contacto con la persona, al momento de dar un paso.

Los sensores de peso, consta de 3 elementos, el sensor de peso TEDEA 1263, la estructura metálica que está formado por la cubierta y el soporte de la plataforma de peso y un cable de alimentación y transferencia de datos, como se muestra en la **Figura 8**.

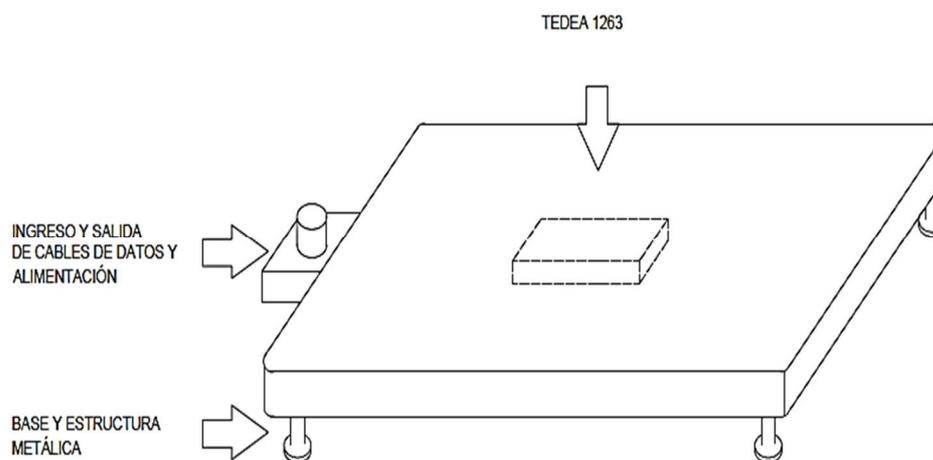


Figura 8. Ubicación de elementos de las plataformas de peso

Sensor de peso TEDEA 1263

El sensor de peso TEDEA 1263, es una célula de carga diseñada para soportar cargas de compresión, tensión y flexión, en su interior hay uno o varios sensores llamados galgas extensiométricas que detectan la deformación, que existe cuando alguna fuerza es ejercida sobre ellas.

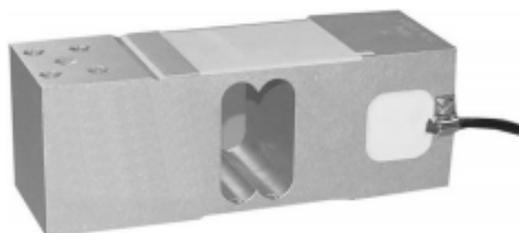


Figura 9. Sensor de peso TEDEA 1263

Fuente: (Copyright Vishay Precision Group, 2014)

Su estructura está diseñada en aluminio de alta calidad, resistente contra la humedad y variaciones de temperatura, adecuado para una gran variedad de aplicaciones de peso, incluyendo balanzas, procesos de pesajes, entre otros.

Para la conexión, la celda de carga tiene cuatro medidores de tensión que están conectados en una formación de puente de Wheatstone como se muestra en la **Figura 10**.

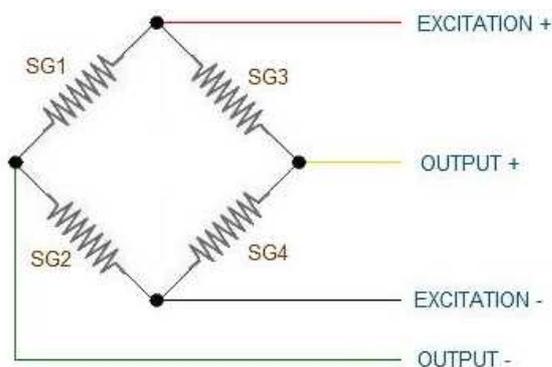


Figura 10. Diagrama de conexión de sensor de peso para el convertor analógico digital

Fuente: (Semiconductor, 2014)

Donde:

EXCITATION +: Tensión de alimentación positiva.

OUTPUT +: Tensión de salida positivo.

EXCITATION -: Tensión de alimentación negativa.

OUTPUT -: Tensión de salida negativo o referencia.

SG: Resistencia variable.

$$\frac{SG2}{SG1} = \frac{SG4}{SG3}$$

Cuando el puente de Wheatstone se encuentra en equilibrio: $SG3 = SG4$ y $SG1 = SG2$, en este caso la diferencia de potencial es igual de cero “0” voltios entre los puntos OUTPUT+ y OUTPUT-, y quiere decir que no existe fuerza alguna ejerciendo en el sensor Tedeia 1263.

Caso contrario se produce cuando se ejerce alguna fuerza sobre el sensor, en este caso varían las resistencias SG y se produce un desequilibrio en el puente Wheatstone, existiendo un diferencial de potencial diferente de “0”, esta tensión variable será acondicionada a continuación en el bloque de acondicionamiento de señales.

Tabla 3.

Especificaciones técnicas del sensor de peso TEDEA 1263

Sensor de peso TEDEA 1263	
Parámetro	Valores
Capacidad	300 kg
Impedancia de entrada y salida	415/350 ohmios
Salida de voltaje	2mv/v
Factor de error	0.02%-
Certificación	IP66
Voltaje de Alimentación	10-15V
Dimensiones	600x600 mm

En las **Figura 11, 12 y 13** se visualiza el sensor de peso Tedeia 263 desde una vista lateral, frontal y superior, donde se puede apreciar la estructura completa del sensor.

VISTA LATERAL

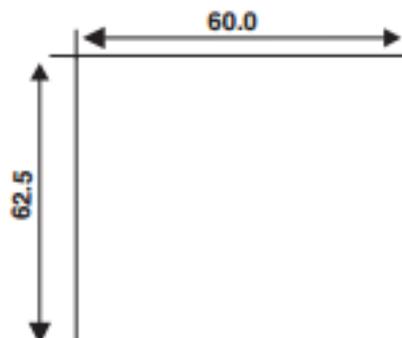


Figura 11. Vista lateral sensor de peso TEDEA 1263

Fuente: (Copyright Vishay Precision Group, 2014)

VISTA FRONTAL

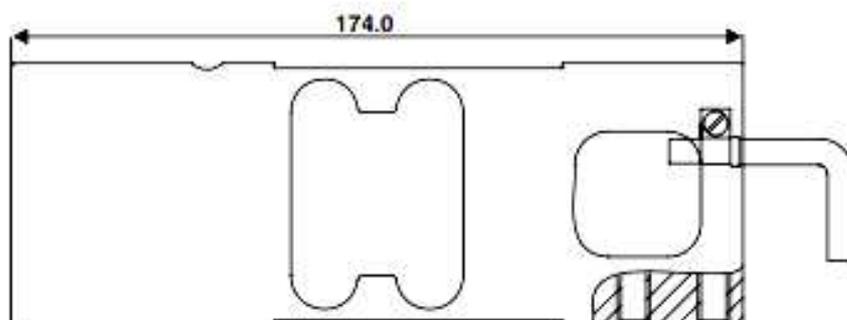


Figura 12. Vista frontal sensor de peso TEDEA 1263

Fuente: (Copyright Vishay Precision Group, 2014)

VISTA SUPERIOR

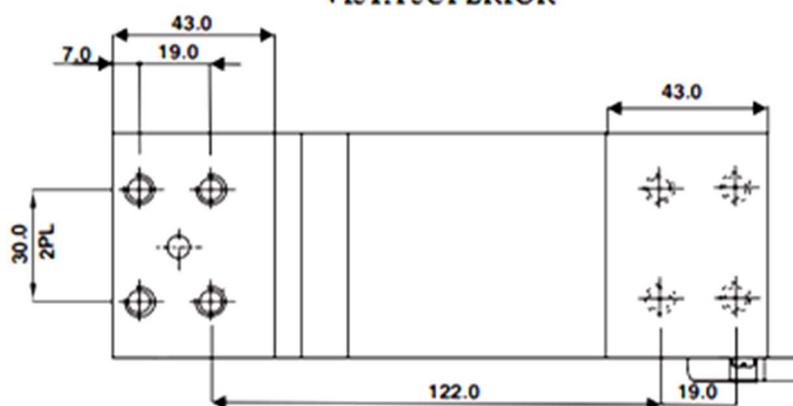


Figura 13. Vista superior sensor de peso TEDEA 1263

Fuente: (Copyright Vishay Precision Group, 2014)

Soporte (F-KG-4252) y plataforma

El soporte es de acero inoxidable de 2 mm de grosor, con un diseño en forma de “X”, para reforzar la estructura contiene en sus esquinas un tubo de hierro de 20x40mm conectándolos entre si, ofreciendo una estructura rígida, tiene soportes regulables en sus cuatro esquinas como se observa en la **Figura 14**.



Figura 14. Estructura de acero inoxidable del soporte (F-KG-4252)
Fuente: (Instrument, 2014)

El soporte F-KG-4252 está diseñado para trabajar conjuntamente con el sensor de peso, y con la plataforma sobre puesta al soporte.



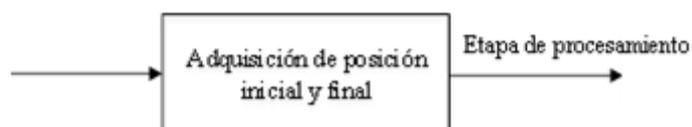
Figura 15. Base y soporte de acero inoxidable F-KG-4252
Fuente: (Instrument, 2014)

Tabla 4.

Especificaciones técnicas del soporte F-KG-4252

Soporte F-KG-4252	
Parámetro	Valores
Capacidad Máxima	300 kg
Dimensiones	420x520 mm
Material	Acero inoxidable

2.3.1.2. Etapa de adquisición de posición de inicial y final

**Figura 16** Diagrama de la etapa de adquisición de posición inicial y final

Para la adquisición de posición de inicio y final de la persona es necesario un sensor que detecte la presencia de la persona al inicio de la marcha humana, y al final cuando la persona se detenga por completo.

Requerimientos del sensor de posición de inicio y final.

En base a las necesidades del proyecto es necesario un sensor, que detecte el inicio de la persona al comenzar la marcha humana, y detecte cuando la persona se detenga. Debe ser fácil de instalar, con una tensión de alimentación de 5VDC y compatible con la tarjeta de adquisición.

Tabla 5.

Requerimientos del sensor de posición de inicio y final.

Sensor de posición de inicio y final	
Parámetro	Valores
Tipo de sensor	Digital
Tensión de alimentación	5VDC
Tensión de Salida	5VDC

Continua →

Distancia de operación 0 y 100 cm

Selección de los sensores de posición de inicio y final.

Se usará un sensor de posición comercial que se ajuste a los requerimientos del prototipo, para lo que se ha buscado diferentes modelos de sensores de posición dentro del mercado nacional.

Tabla 6.

Requerimientos del sensor de posición de inicio y final.

Parámetro técnico	Especificaciones	Modelos		
		Sensor infrarrojo	Sensor ultrasónico	Fotorresistencia
Tipo de sensor	Digital	Cumple	No cumple	Cumple
Tensión de alimentación	5VDC	Cumple	Cumple	Cumple
Tensión de salida	5VDC	Cumple	No cumple	Cumple
Distancia de Operación	0 A 100 cm	Cumple	Cumple	Cumple

Dado que 2 modelos si cumplen con los requerimientos del sistema (Sensor Infrarrojo y Fotorresistencia); se ha tomado en cuenta la optimización tanto en facilidad de instalación y precio; así se ha elegido el modelo del sensor Infrarrojo para realizar la detección de inicio y final de la persona.

Sensor infrarrojo reflectivo

Un sensor infrarrojo reflectivo, son dispositivos electrónicos que usan un rayo de luz modulado que es interrumpido o reflejado cuando un objeto corta este haz de luz. Tanto el emisor de luz como el elemento receptor que percibe el haz de luz generada por el emisor están en una sola carcasa. Emplea una luz infrarroja, con un rango de 890nm a 950nm, la cual no es visible al ojo humano, inmunes a la luz artificial y natural, tiene una distancia de funcionamiento variable de 3 cm hasta 100cm.

Los sensores infrarrojos están conectados a la tarjeta de adquisición de datos, a una entrada digital el sensor fotoeléctrico de inicio y del final. El sensor fotoeléctrico de inicio detecta la posición de la persona al iniciar el análisis de movimiento y permite la adquisición de datos de las plataformas de peso, hasta que la persona sea detectada por el sensor del final, con el cual terminara la adquisición de datos de las plataformas de peso como se muestran en la **Figura 17 y 18**, en la cual se visualiza que el elemento emisor y el receptor están en la misma carcasa.

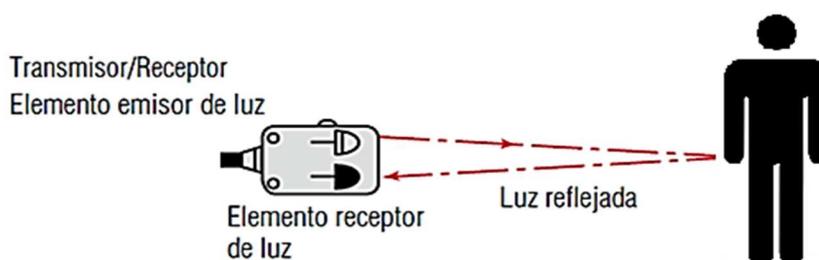


Figura 17. Diagrama de funcionamiento sensor infrarrojo reflectivo.

Fuente: (Mendoza, 2010)



Figura 18 Sensor infrarrojo arduino

Fuente: (Mendoza, 2010)

Tabla 7.

Especificaciones técnicas de los sensores infrarrojos

Bloque de sensores infrarrojos	
Parámetros	Valores
Tipo de sensor	Reflectivo
Tensión de operación	5VDC
Corriente de operación	100mA
Distancio de operación	3cm – 100cm

Continua →

Temperatura de funcionamiento	-25° C - 70° C
Tipo de salida	NPN Digital
Fuente de luz	Infrarroja

2.3.1.3. Etapa de conversión

En la etapa de conversión se utiliza el conversor análogo digital para adquirir la señal de tensión proveniente de las células de carga y las acondiciona, para posteriormente ingrese a la tarjeta de adquisición de señales.

Requerimientos del conversor análogo digital

En base a las especificaciones técnicas de la celda de carga seleccionada anteriormente, se ha decidido usar un conversor que posea una entrada análoga de tensión, y con una salida digital, a continuación se detalla las especificaciones técnicas del conversor análogo digital.

Tabla 8.

Requerimientos del conversor análogo digital

Conversor analógico digital	
Parámetros	Valores
Tipo de conversor	Conversor analógico digital
Resolución	24bits
Ganancia	32, 64 y 128
Tensión de operación	2.7VDC- 5VDC
Frecuencia de operación	60Hz

Selección del conversor análogo digital

Se usará un conversor análogo digital que se ajuste a los requerimientos del prototipo, para lo que se ha buscado diferentes modelos de conversores análogo digital dentro del mercado nacional.

Tabla 9.

Selección del conversor análogo digital

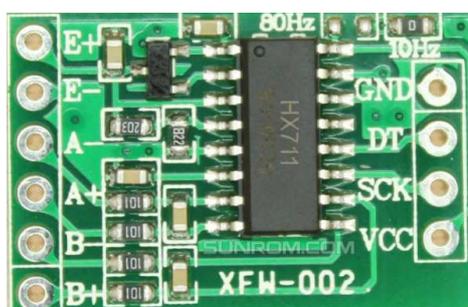
Parámetros técnicos	Especificaciones	Modelos		
		Arduino UNO	HX711	IAMA 3535
Tipo de Conversor	Análogo digital	Cumple	Cumple	Cumple
Tensión de alimentación	3.3 a 5V	Cumple	Cumple	No cumple
Ganancia	128	No cumple	Cumple	Cumple
Resolución	24bist	No cumple	Cumple	Cumple

El conversor análogo digital seleccionado es el modelo HX711, debido a que cumple con todos los requerimientos técnicos del prototipo.

Conversor analógico digital HX711

El conversor analógico digital HX711 o amplificador de celda de carga HX711, está diseñado exclusivamente para aplicaciones como básculas de peso, celdas de carga y aplicaciones industriales de peso.

La celda de carga HX711 de 24bits, tiene un amplificador con dos canales de entrada diferencial programables el canal A y canal B. El canal A puede ser programado con una ganancia de 64 y 128, y el canal B tiene una ganancia fija de 128, con una entrada de tensión diferencia de $\pm 20\text{mV}$ y $\pm 40\text{mV}$, y una velocidad de datos de salida programable de 10SPS o 80SPS, se muestra en la **Figura 19**.

**Figura 19.** Microchip conversor analógico digital HX711

Fuente: (Semiconductor, 2014)

La celda de carga tiene 4 medidores de tensión que están conectadas en una formación de puente de Wheatstone como se muestra a en la **Figura 20**.

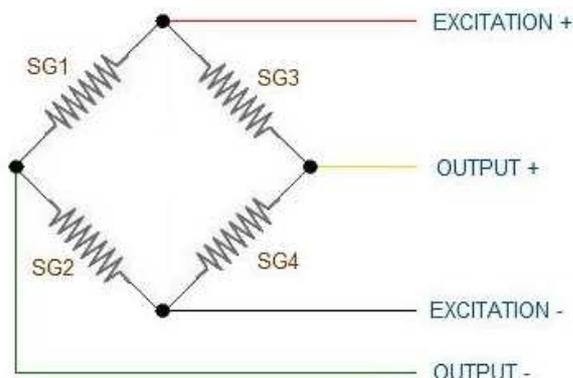


Figura 20. Diagrama de conexión de sensor de peso (convertor analógico digital)

Fuente: (Semiconductor, 2014)

Los cuatro cables que salen desde el puente de Wheatstone en la célula de carga son:

- Excitación + (E +) o VCC es de color rojo
- Excitación-(E) o el suelo es de color negro.
- Output + (O +), o amplificador es de color blanco
- Output - (O -), o amplificador es de color verde o azul

Una vez que la célula de carga se ha conectado al módulo HX711 al canal A o B, se puede conectar VDD, VCC, DAT, CLK, y GND a una tarjeta de adquisición como Redboard o Arduino.

Tabla 10.

Especificaciones técnicas del convertor analógico digital

Bloque convertor analógico digital	
Parámetro	Valores
Tipo de convertor	Convertor analógico digital
Número de canales	2
Resolución	24bits
Frecuencia de muestreo	10SPS Y 80 SPS

Continua →

Ganancia	32, 64 y 128
Tensión de operación	2.7VDC- 5VDC
Corriente de Operación	1.5 mA
Frecuencia de operación	60Hz

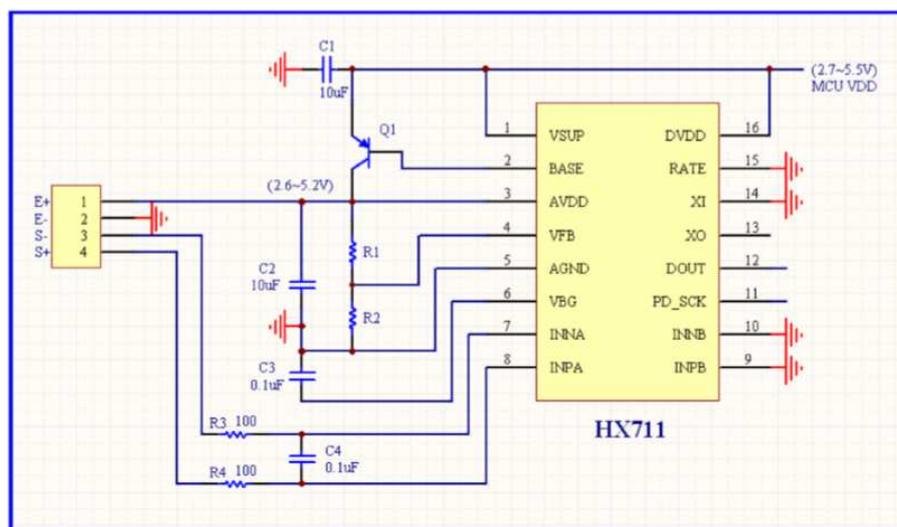


Figura 21. Esquema de conexión eléctrica del convertor analógico digital HX711
Fuente: (Semiconductor, 2014)

2.3.2. Etapa de Procesamiento de datos

Esta etapa permitirá tomar las señales de peso provenientes de los convertidores análogo digitales de la etapa de adquisición de datos y las señales de inicio y fin para procesarlas y codificarlas para el envío mediante comunicación serial al PC mediante el puerto USB. Además se encarga de recibir los comandos del PC para activar los servomotores que controlan la distancia de posicionamiento de los sensores Kinect como se muestra en la **Figura 22**.

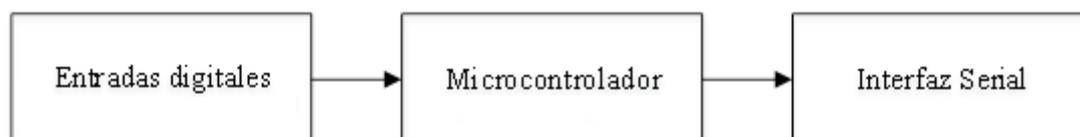


Figura 22. Diagrama general de la etapa de procesamiento.

De acuerdo al diagrama general de la etapa de procesamiento se puede notar que esta arquitectura puede encontrarse embebida en una tarjeta de adquisición, por lo que optar por el uso de esta tarjeta nos ahorraría tiempo y costos en el ensamblaje de una arquitectura nueva. Es así que para el presente proyecto se ha optado por utilizar una tarjeta de adquisición que tenga esta arquitectura mínima requerida en la **Figura 22**.

Requerimientos de la tarjeta de adquisición.

En base a las necesidades del proyecto es necesario una tarjeta de adquisición de datos, con varias entradas y salidas digitales configurables, con un interfaz USB, para la comunicación hacia la PC, y con un software de programación libre; dichas necesidades se resumen en la **Tabla 11**.

Tabla 11.

Requerimientos de la etapa de procesamiento

Tarjeta de adquisición de datos	
Parámetros	Valores
Tensión de alimentación	5VDC -24VDC
Entradas digitales	≥ 2
Entradas análogas	≥ 2
Salidas digitales	≥ 2
Interfaz de comunicación	USB

Selección de la tarjeta de adquisición

Se usará una tarjeta de adquisición que se ajuste a los requerimientos del prototipo, para lo que se ha buscado diferentes modelos de tarjetas de adquisición dentro del mercado nacional.

Tabla 12.

Selección de la tarjeta de adquisición

Parámetros técnicos	Especificaciones	Modelos		
		Arduino UNO	Microcontrolador	MyDaq
Tensión de operación	5VDC	Cumple	Cumple	Cumple
Entradas y salidas digitales	≥ 14	Cumple	Cumple	Cumple
Interfaz de comunicación	USB	Cumple	No cumple	Cumple

En este caso, dos modelos cumplen con lo requerido con el proyecto, para lo cual se consideró el precio de venta y se optó escoger el modelo Arduino UNO R3.

Tarjeta de adquisición Arduino UNO R3

La tarjeta de adquisición datos Arduino Uno R3, basada en el microprocesador ATmega328, permite un sin número de funciones, entre ellas la adquisición de datos digitales o analógicos. Posee un puerto de conexión USB desde donde se puede alimentar la placa y establecer comunicación con el computador, por el que se transmitirán los datos ya acondicionados de los dos sensores de peso.

El software de programación, consiste en un entorno integrado desarrollado (IDE) basado en el entorno de Processing y lenguaje de programación basado en Wiring de código abierto. Se programó la tarjeta para transformar los datos provenientes del bloque acondicionador a unidades de peso en kilogramos, y para la visualización de resultados para el usuario.

Tabla 13.

Especificaciones técnicas del micro controlador Arduino UNO R3

Tarjeta de adquisición Arduino UNO R3	
Parámetros	Valores

Continúa →

Microcontrolador	ATmega328P
Tensión de alimentación	5VDC -24VDC
Entradas digitales	14
Salidas digitales	14
Entradas Analógicas	6
Corriente de trabajo	20Ma
Velocidad de reloj	16Mhz
Dimensiones	69x54mm

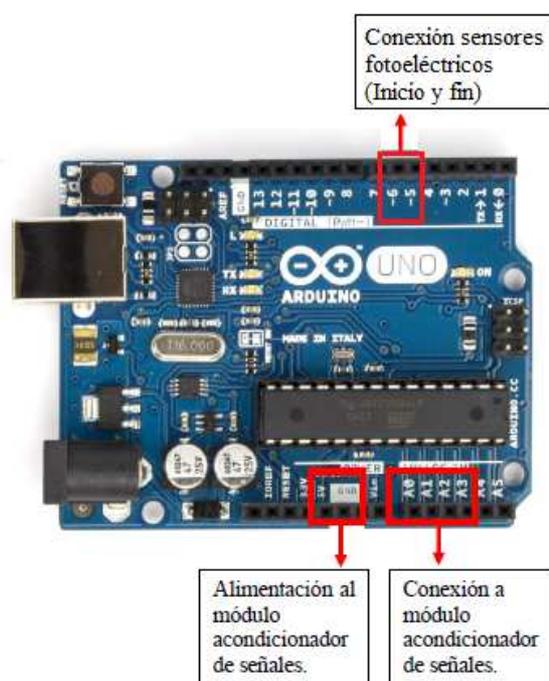


Figura 23. Diagrama de conexión Arduino UNO R3

2.3.3. Etapa de posicionamiento automático de sensores Kinect

En la **Figura 24** se muestra el diagrama de bloques de esta etapa, con la cual se realiza el ajuste de brazos mecánicos; los sensores Kinect adquieren las señales de video mediante comunicación USB hacia el PC, dichas señales de video se procesan para obtener la estatura aproximada de la persona.

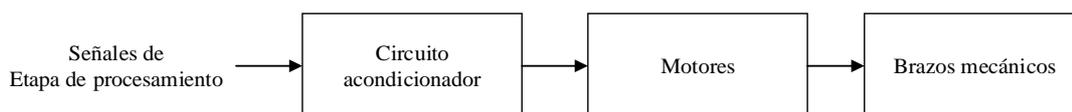


Figura 24. Diagrama de bloques de la etapa de posicionamiento automático de sensores Kinect

Para el ajuste de los brazos mecánicos es necesario la estatura de la persona y el ángulo de visión de los sensores Kinect, de esto dependerá si los brazos mecánicos se alejan o lo contrario se acercan, por ejemplo si la persona tiene una estatura menor de 1.50 metros los brazos mecánicos se acercan hacia el centro de las plataformas de peso, o caso contrario si la persona tiene una estatura mayor de 1.50 metros los brazos mecánicos se alejan, hasta tener un ajuste preciso de la visión de los sensores Kinect. Para ello es necesario un motor eléctrico que se capaz de realizar dicho movimiento.

2.3.3.1. Circuito acondicionador

Este circuito permite cambiar el sentido de giro de los motores para el ajuste automático de los sensores Kinect, con el uso de dos interruptores electromecánico.

Requerimientos de los interruptores electromecánico.

En base a las necesidades del proyecto es necesario dos interruptores electromecánico o relés, con una tensión de mando de 5 VDC, una corriente de excitación de 5 A, y una tensión de conmutación de 12 VDC.

Tabla 14.

Requerimientos de los interruptores electromecánicos

Interruptor electromecánico	
Parámetros	Valores
Tensión de mando (Entrada)	5VDC
Tensión de conmutación (Salida)	12 VDC
Corriente de Excitación	5 A
Tiempo de excitación	0.5 ms

Selección de los interruptores electromecánicos

Se usará dos interruptores electromecánicos que se ajusten a los requerimientos del prototipo, para lo que se ha buscado diferentes modelos de interruptores electromecánicos dentro del mercado nacional.

Tabla 15.

Selección del interruptor electromecánicos

Parámetros técnicos	Especificaciones	Modelos	
		Relé songle	Relé de estado sólido
Tensión de mando (entrada)	5VDC	Cumple	Cumple
Tensión de conmutación (salida)	12VDC	Cumple	Cumple
Corriente de Excitación	5 A	Cumple	No cumple
Tiempo de conmutación	5ms	Cumple	cumple

El interruptor electromecánicos seleccionado es el modelo songle VDR-5VDC, debido a que cumple con todas las especificaciones técnicas necesarias.

Songle VDR-5VDC

El interruptor electromecánico Songle VDR-5VDC, tiene 2 canales optoaislados, los mismos que realizarán el cambio de giro de los motores, para el ajuste de los brazos mecánicos de los sensores Kinect. El voltaje de funcionamiento del módulo es de 5V, y el voltaje de conmutación es de 12VDC. El diagrama del relé se observa en la **Figura 25**.



Figura 25. Reles Sngle VDR-5VDC

2.3.3.2. Motor eléctrico

En base a las especificaciones de diseño de los brazos mecánicos se ha decidido un motor eléctrico, que tenga una tensión de alimentación de 12VDC, con una fuerza nominal de 10 kg.cm y 30 Kg a máxima eficiencia, y que realice 300 revoluciones por minuto, a continuación se detalla las especificaciones técnicas del motor eléctrico.

Tabla 16.

Requerimientos del motor eléctrico

Motor Eléctrico	
Parámetros	Valores
Tensión de alimentación	12VDC
Consumo de corriente	800mA
Fuerza	0.8N.m
Revoluciones por minuto	300
Tamaño	Mediano

Selección del motor eléctrico

Se usará un motor eléctrico que se ajuste a los requerimientos del prototipo, para lo que se ha buscado diferentes modelos de motores eléctricos dentro del mercado nacional.

Tabla 17.

Selección del motor eléctrico

Parámetros técnicos	Especificaciones	Modelos		
		AC Delco	Genius	Weg
Tensión de operación	12VDC	Cumple	Cumple	No Cumple
Torque	0.8 N.m	No Cumple	Cumple	Cumple
Revoluciones por minuto	300	Cumple	Cumple	Cumple

El motor seleccionado es el modelo Genius, debido a que cumple con todas las especificaciones técnicas requeridas.

Motor eléctrico Genius

En la **Figura 26** se observa el motor reductor de 12V 300 rpm con una fuerza nominal de 13 Kg.cm y 14 kg.cm a máxima eficiencia. Este motor de alta velocidad destaca por ser silencioso, su pequeño tamaño y reducido consumo. Resulta idóneo para aplicaciones en las que se necesita una alta velocidad de giro. Tensión: 12V. Consumo: <800 mA. Fuerza: 0.100 N.m Diámetro del eje: 6mm



Figura 26. Motor eléctrico Genius
Fuente: (GENIUS, 2013)

2.3.3.3. Brazos mecánicos

Para el diseño de los brazos mecánicos se tomó en consideración las recomendaciones de funcionamiento de Microsoft (Corporation, 2010), que nos sugiere que la ubicación correcta del sensor Kinect garantiza un mejor rendimiento

del seguimiento corporal y del reconocimiento de voz. Nos sugiere que la distancia de ubicación de los sensores Kinect debe ser entre 0.6m y 1.8m de distancia al piso, y la distancia máxima de captura de imagen del sensor Kinect es de 5 m.

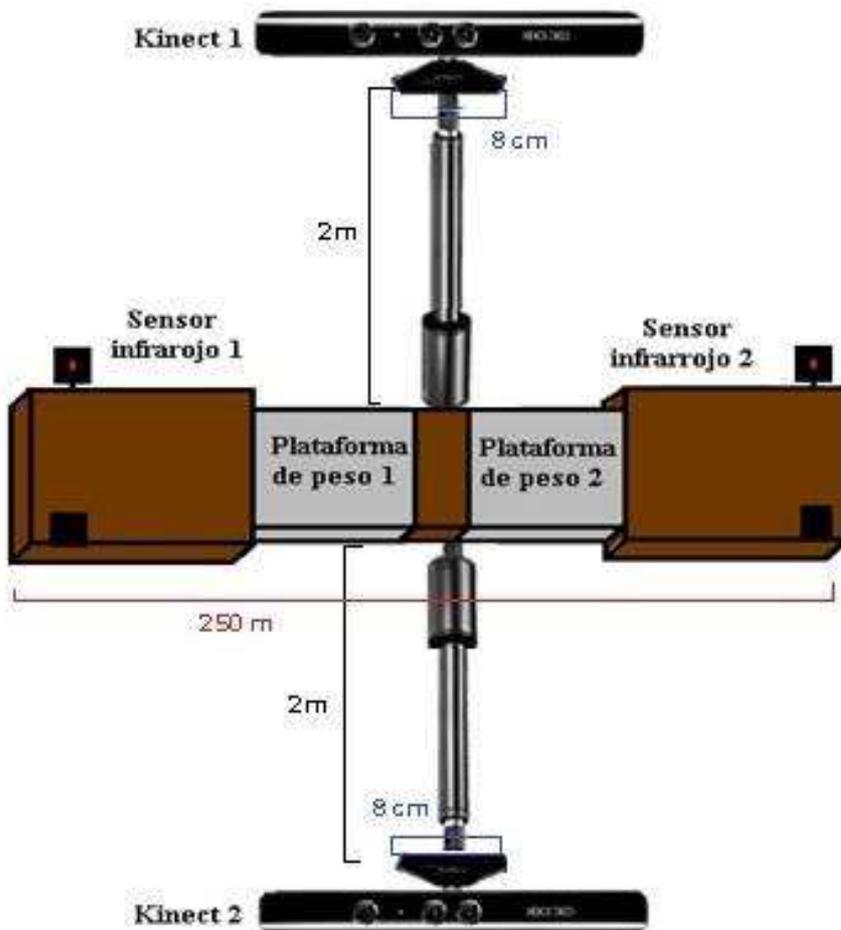


Figura 27. Vista frontal distribución de equipos sistema de movimiento

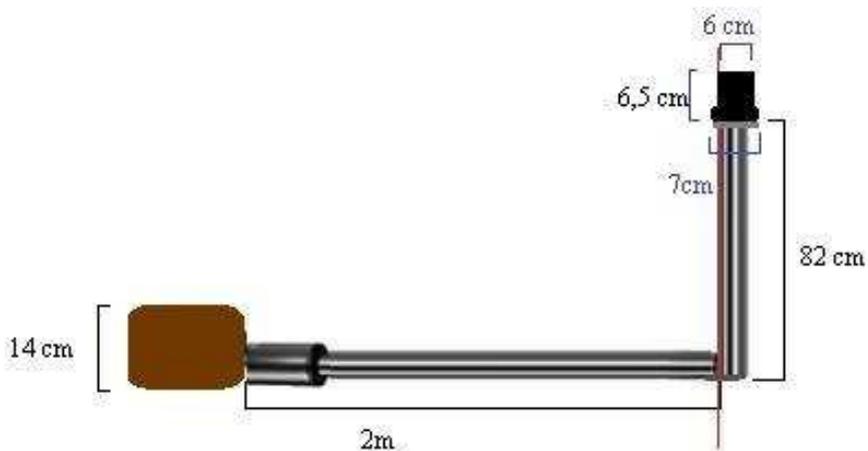


Figura 28. Vista lateral brazos de acero inoxidable

Se ha seleccionado como material de trabajo de los brazos mecánicos el acero inoxidable por la alta resistencia a la corrosión por oxidación. Se ha dimensionado la longitud de los brazos de acero inoxidable varíe entre 1.90 metros y 2.5 metros de largo, con una altura de 0.9 metros de alto como se observa en la **Figura 27**. De esta forma la longitud inicial del brazo será de 1.90 metros de largo y variará con respecto a la altura de las personas hasta los 2.5 metros, es decir, si una persona mide 1.80 metro de altura, los brazos de acero inoxidable se ajustaran a la longitud adecuada de 2.30 metros para la adquisición de imágenes de los sensores Kinect como se muestra en la **Figura 28**.

Tabla 18.

Relación entre la longitud de brazo de acero inoxidable y la altura de las personas.

Longitud de los brazos de acero inoxidable (metros)	Rango de altura de las personas(metros)
1.90 m	0 – 1.50 m
2.10 m	1.50 – 1.70 m
2.30 m	1.70 – 1.90 m
2.50 m	1.90 – 2.10 m

Para el control de posición de los brazos de acero inoxidable, se empleó un control on-off. Los sensores Kinect envían una señal de activación a la tarjeta de adquisición Arduino UNO R3, cuando la altura de la persona sobrepasa el ángulo de visión de los sensores Kinect, activan los motor eléctrico de 12 VDC acoplados a los brazos de acero inoxidable, hasta tener un campo de visión completo de la persona, caso contrario si la altura de la persona se encuentra en el ángulo de visión de los sensores Kinect los brazos permanecerán estáticos.

2.3.4. Etapa de adquisición de imágenes.

Para la adquisición de imágenes, es necesario tener una cámara que permita la captura de video de la persona al producirse la marcha humana, que disponga de una interface USB para la transmitirán los fotogramas de manera serial hacia la PC, para capturar las imágenes de la marcha humana en tiempo real.

Requerimientos del sensor de video.

Es necesario una cámara RGB, con un rango de cobertura mínimo de 80 grados, además, sensores de profundidad, para la captura de imágenes en tiempo real. Para la comunicación es necesario una interface USB. 2.0, que permita la captura mínima de 50 fotogramas por segundo.

Tabla 19.

Requerimientos para el sensor de video

Sensor de video	
Parámetros	Valores
Sensor	De video
Interfaz de datos	USB 2.0
Resolución	50fps
Rango de visión	80

Selección del sensor de video

Se usará un sensor de video comercial que se ajuste a los requerimientos del prototipo, para lo que se ha buscado diferentes modelos de sensores de video dentro del mercado nacional.

Tabla 20.

Especificaciones técnicas del sensor de video

Parámetros técnicos	Especificaciones	Modelos		
		Sensor Kinect	Cámara Google	Cámara sony cine
Tipo de sensor	Video	Cumple	Cumple	Cumple
Interfaz de datos	USB 2.0	Cumple	No cumple	No cumple
Resolución	50FPS	Cumple	Cumple	Cumple
Rango de visión	80	Cumple	Cumple	Cumple

El sensor de video seleccionado es el modelo Kinect, debido a que cumple con todos los requerimientos técnicos del prototipo.

Sensor de adquisición de video Kinect

El sensor Kinect fue creado por Alex Kipman, desarrollado por Microsoft, inicialmente usado como un controlador para videojuegos, gracias a su versatilidad del sensor kinect, los desarrolladores pueden hacer uso de él para programar toda una serie de aplicaciones, cuya característica principal es la interacción de los distintos movimientos del cuerpo humano con los elementos virtuales.



Figura 29. Sensor Kinect Microsoft

Fuente: (Corporation, 2010)

El sensor de Kinect es una barra horizontal de aproximadamente 23 cm (9 pulgadas) conectada a una pequeña base circular con un eje de articulación de rótula. Integrado por dos cámaras, una cámara infrarroja IR (emisor y receptor) y otra cámara RGB, un sensor de profundidad y cuatro micrófonos, es capaz de capturar el esqueleto humano, reconocerlo y posicionarlo en un plano virtual.

Tabla 21.

Especificaciones técnicas del sensor Kinect

Bloque de adquisición de imágenes	
Parámetros	Valores
Campo de vision	58° H, 45° V
Tamaño de la imagen en profundidad	VGA(640x450)
Resolución espacial	3mm
Rendimiento máximo de imagen	60fps
Rango de operación	0.8m-3.5m
Interfaz de datos	USB 2.0
fuelle de alimentación	USB 2.0
Dimensiones	14cmx3.5cmx5cm
Temperatura de funcionamiento	0° C - 40° C

El sensor de Kinect reproduce video a una frecuencia de 30 Hz, en colores RGB es decir rojo, verde y azul respectivamente en 32-bit y resolución VGA de 640x480 pixels. El rango máximo visual está entre 1.2 y 3.5 metros de distancia del sensor Kinect, con un ángulo de vista de 57° horizontalmente y un ángulo de 43° verticalmente. Los cuatro micrófonos operan con un canal de procesamiento de 16bits de audio con una frecuencia de 16 kHz.

2.3.5. Etapa de computación avanzada

Descripción

Esta etapa procesará los comandos que serán enviados a la etapa de procesamiento y a la etapa de ajuste automático de posicionamiento de brazos mecánicos, en base a los resultados de los modelos aplicados a las imágenes obtenidas de los sensores Kinect y presentará los resultados del análisis de la marcha humana mediante una

interfaz humano máquina, con un software que sea compatible con toda la etapa de procesamiento de datos como se detalla en la **Figura 30**.

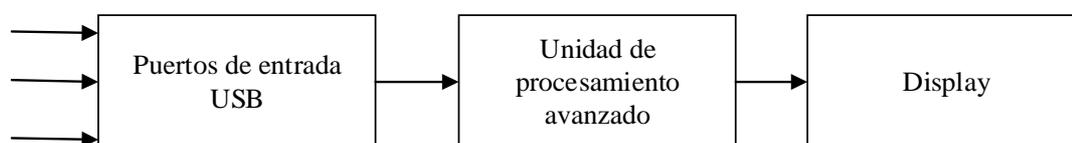


Figura 30. Diagrama de computación avanzada

Tomando en cuenta que los componentes descritos en la **Figura 30** de la etapa de computación avanzada, están disponibles en un computador, se ha optado utilizar un computador con las características de la **Tabla 22**.

Descripción del computador

Para el procesamiento de las señales de video obtenidas por los sensores Kinect, es necesario un computador, el cual deberá ser compatible con los sensores Kinect Y deberá ser capaz de reproducir en tiempo real la señal de video y de adquirir la estatura de la persona, para ajustar la distancia de posición de los sensores Kinect.

Requerimientos de la computadora

Las especificaciones técnicas de la computadora deben ser las adecuadas para que se acoplen a los sensores Kinect seleccionados, la disponibilidad de 3 puertos de comunicación USB, tarjeta de video y con un sistema operativo adecuado. En la **Tabla 22** se detallan las especificaciones técnicas del ordenador portátil.

Tabla 22.

Requerimientos del computador

Computadora	
Parámetros	Valores
Tipo de computadora	Personal
Procesador	Intel Core i7
Memoria RAM	8GB

Continua →

Tipo de sistema	64bits
Comunicación USB	3 Puertos
Edición de Windows	10
Velocidad de procesamiento	$\geq 2,5$ GHz
Pantalla	LED 15.6" HD 1366x768

Selección del computador

Se usará un computador que se ajuste a los requerimientos del prototipo, para lo que se ha buscado diferentes modelos de computadoras dentro del mercado nacional.

Tabla 23.

Selección del computador

Parámetros técnicos	Especificaciones	Modelos		
		Lenovo	LG Escritorio	Toshiba Satellite P50t
Procesador	Intel Core i7	Cumple	Cumple	Cumple
Memoria RAM	8GB	No Cumple	No cumple	Cumple
Interfaz de comunicación	USB	Cumple	Cumple	Cumple
Tipo de sistema	64bits	Cumple	Cumple	Cumple
Comunicación USB	3 Puertos	Cumple	Cumple	Cumple
Edición de Windows	10	Cumple	Cumple	Cumple
Velocidad de procesamiento	$\geq 2,5$ GHz	No cumple	No cumple	Cumple
Pantalla	LED 15.6" HD 1366x768	No cumple	No cumple	Cumple

El computador seleccionado es el modelo Toshiba Satellite P50T tipo portatil, debido a que cumple con todas las especificaciones técnicas necesarias.

Computador Toshiba Satellite P50t

El PC Toshiba Satellite, consta de un procesador Intel Core i7 4700 MQ, 2,4 GHz de 4ª generación con 8 GB de memoria RAM, gráfica integrada Intel Graphics 4.600 y disco duro de 750 GB.

Destaca su completa conectividad, ya que además de conexiones inalámbricas WiFi y Bluetooth, dispone de salida de vídeo HDMI y cuatro conexiones USB 3.0 de alta velocidad, además de lector multiformato de tarjetas SD.



Figura 31. PC Toshiba Satellite

Fuente: (España, s.f.)

2.4. Implementación del prototipo

Una vez finalizado con la selección de los diferentes elementos que integran todas las etapas del prototipo, se procede a integrar las etapas para su funcionamiento.

2.4.1. Conexión tarjeta Interfaz y Arduino

En el trabajo anterior (Ortiz G. & Mosquera W., 2015) se diseñó una tarjeta interfaz para la conexión con la tarjeta de adquisición Arduino UNO, la misma que se observa en la **Figura 32 b** en la que se observa la conexión general de los conectores de esta tarjeta con el Arduino; en la **Figura 32 a** se observa un diagrama detallado de la conexión pin a pin.

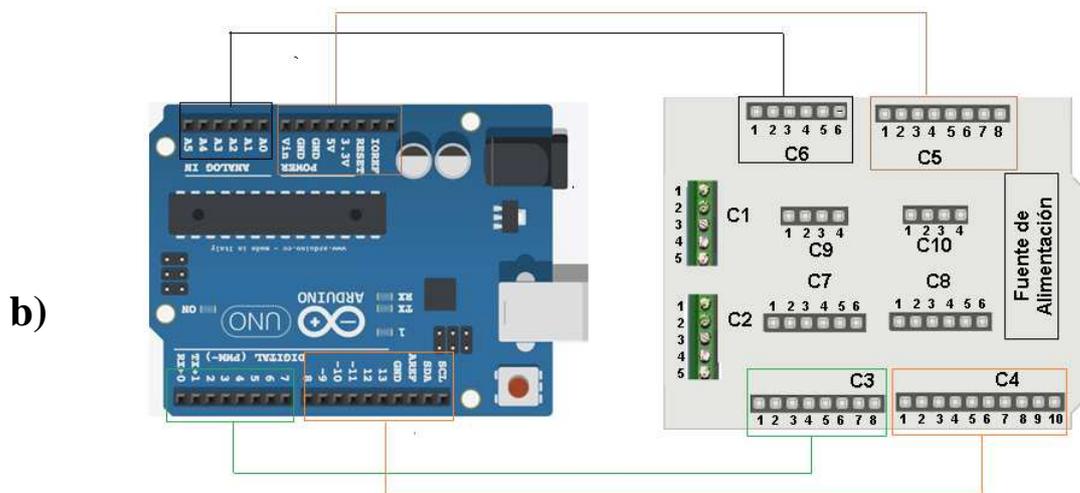
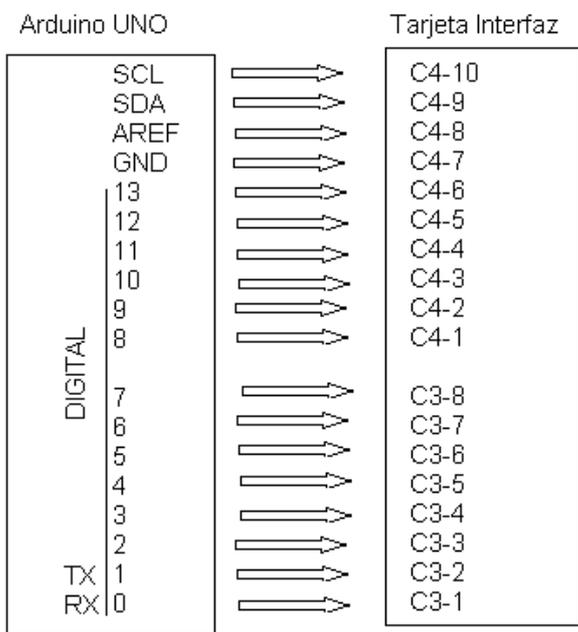
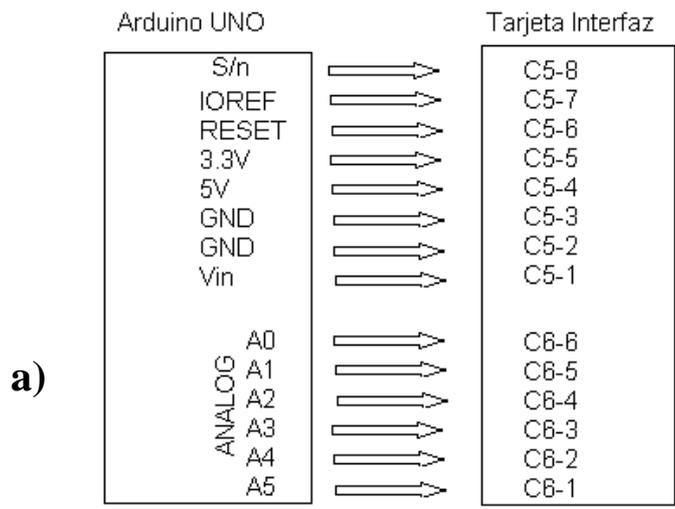


Figura 32 Conexión tarjeta Arduino UNO-Tarjeta Interfaz
 a) Conexión individual b) Conexión tarjeta interfaz

2.4.2. Implementación de la etapa de adquisición de señales de peso

Esta etapa está constituida por los sensores de peso y los convertidores análogo digital, para la lectura de los datos provenientes de las plataformas de peso del pie derecho como la plataforma de peso del pie izquierdo; los mismos que se encuentran conectados a conectores rápidos redondos CRAP1 Y CRAP2 respectivamente como se muestra en la **Figura 33**, en base a estos conectores en la **Figura 34** se observa el diagrama de conexiones individuales, en el cual se conecta el CRAP1 a los pines del C1 de la tarjeta interfaz y el CRAP2 a los pines de la tarjeta interfaz.

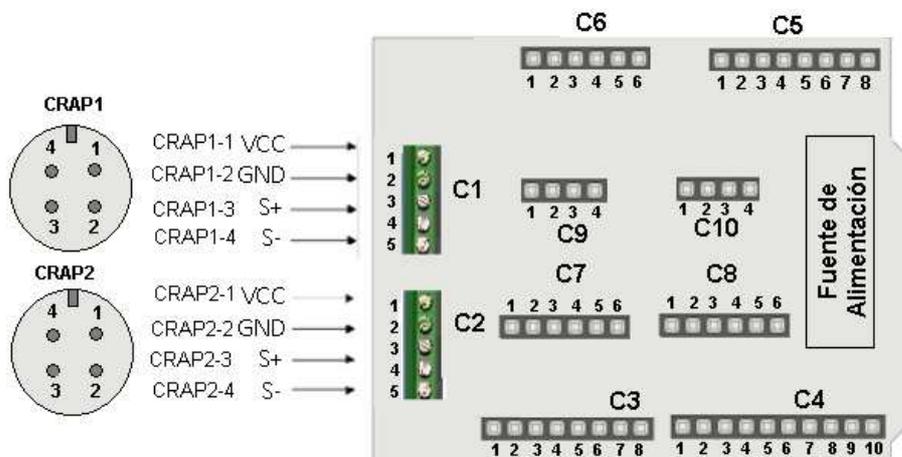


Figura 33. Conexión de conectores rápidos de sensores de peso con tarjeta interfaz

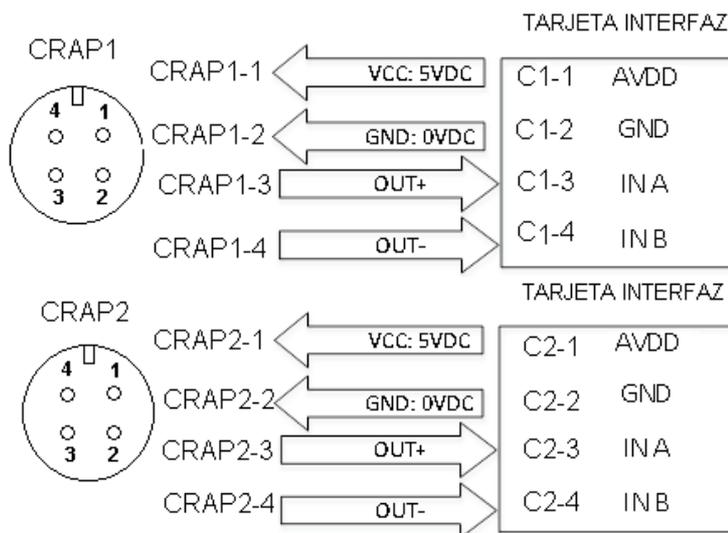


Figura 34. Diagrama de conexión individual de los conectores rápidos de la plataforma de peso del pie derecho e izquierdo

2.4.3. Implementación de la etapa de adquisición de posición inicial y final

Para la implementación de los sensores de posición inicial y final, se ha utilizado conectores rápidos planos de 4 pines, denominados CRAP3 sensor de inicio y CRAP4 sensor de fin; en la **Figura 35 a** se observa que los pines de alimentación y tierra del CRAP3 Y CRAP4 están conectados a los pines 3 y 4 del conector C5 de la tarjeta interfaz y que los pines de la entrada en los pines 5 y 6 del conector C3 de la tarjeta interfaz; en la **Figura 35 b** se muestra la conexión individual de estos conectores.

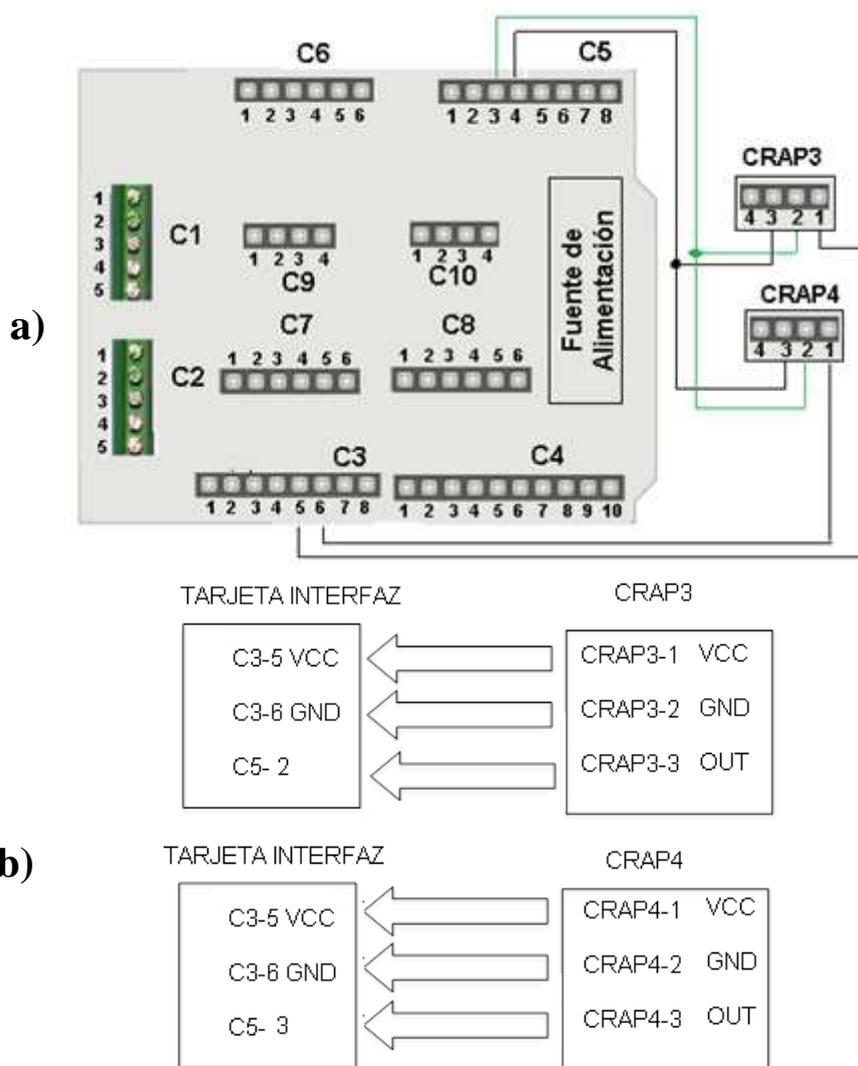


Figura 35. Diagrama de conexión de los sensores infrarrojos

a) Conexión tarjeta interfaz b) Conexión individual

2.4.4. Implementación de la etapa de procesamiento

Para implementar esta etapa se ha empleado los pines de los conectores C7, C8, C9 Y C10 de la tarjeta interfaz para conectar los conversores análogo digital A/D1 de la plataforma de peso del pie derecho y A/D2 de la plataforma del pie izquierdo como se muestra en la **Figura 36 a**, hay conexiones internas entre los pines 1,2,3 y 4 del conector C6 y 2y 3 de los conectores C9 y C10 para el envío de señales y para la alimentación una conexión interna entre los pines 1 y 4 de los conectores C9 Y 10 con los pines 3 y 4 del conector C5 de la tarjeta interfaz que se detallan en la **Figura 36 b**.

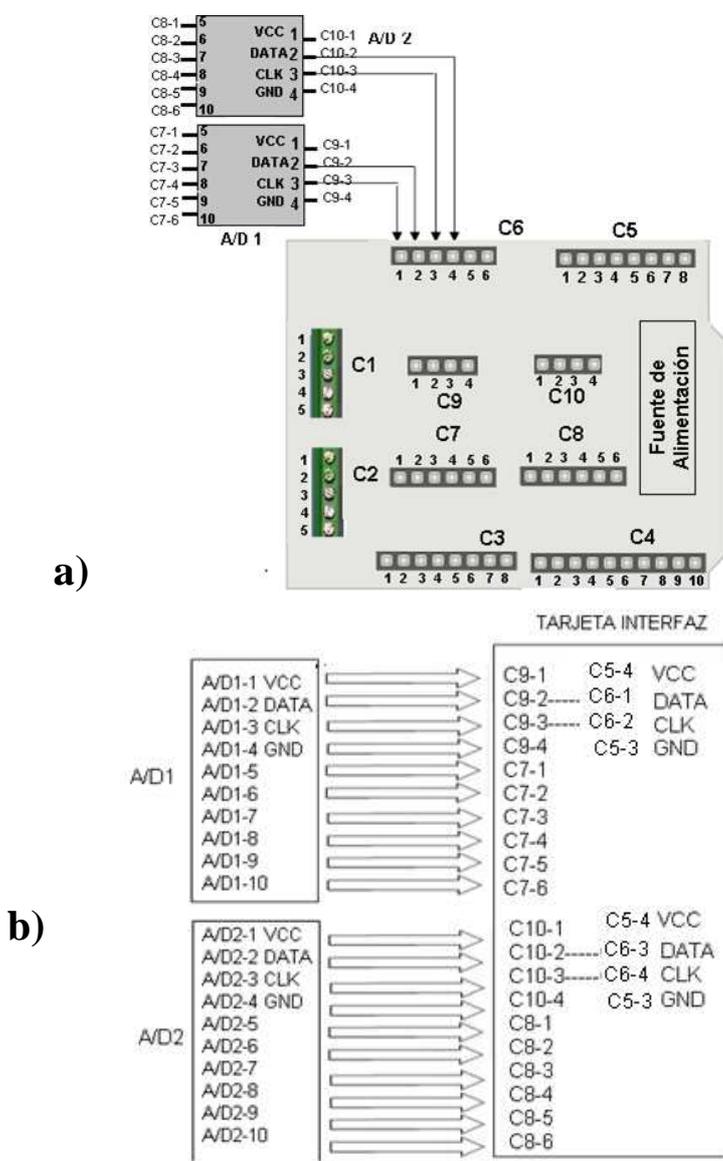


Figura 36. Diagrama de conexión de la etapa de procesamiento de las señales de las plataformas de peso.

a) Conexión tarjeta interfaz b) Conexión individual

2.4.5. Implementación de la etapa de posicionamiento automático de sensores Kinect

Para implementar esta etapa se conecta la tarjeta interfaz con los interruptores electromecánicos R1 para activar el motor del brazo derecho y R2 para activar el motor del brazo izquierdo; a su vez los motores se conectan mediante conectores rápido planos de 4 pines denominados CRAP5 motor derecho y CRAP6 motor izquierdo. En la **Figura 37 a** se observa que los pines de alimentación de R1 y R2 están en el pin 4 del conector C3 y la tierra en el pin7 del conector C4, mientras que las activaciones de R1 y R2 se encuentran en los pines 8 y 7 del conector C3 de la tarjeta interfaz; a su vez los conectores rápidos CRAP5 Y CRAP6 se encuentran en los pines 1 y 2 de R1 y R2; en la **Figura 37 b** se observa un diagrama individual de estos conectores.

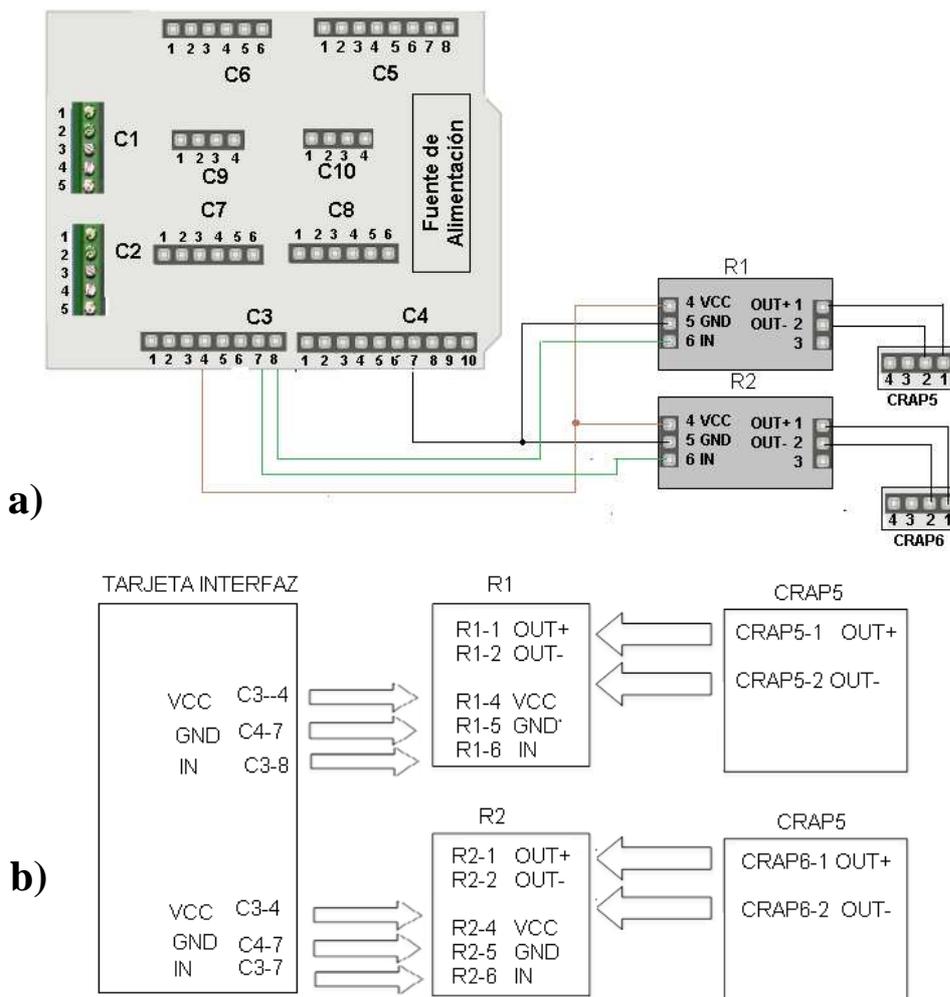


Figura 37. Diagrama de conexión de la etapa de posicionamiento automático de sensores Kinect.

b) Conexión tarjeta interfaz b) Conexión individual

2.4.6. Implementación de la etapa de computación avanzada

El prototipo utiliza un puerto USB para adquirir las señales de la tarjeta de adquisición Arduino R3 y dos puertos USB para las señales de video de los sensores Kinect; en la **Figura 38** se observan dichas conexiones.

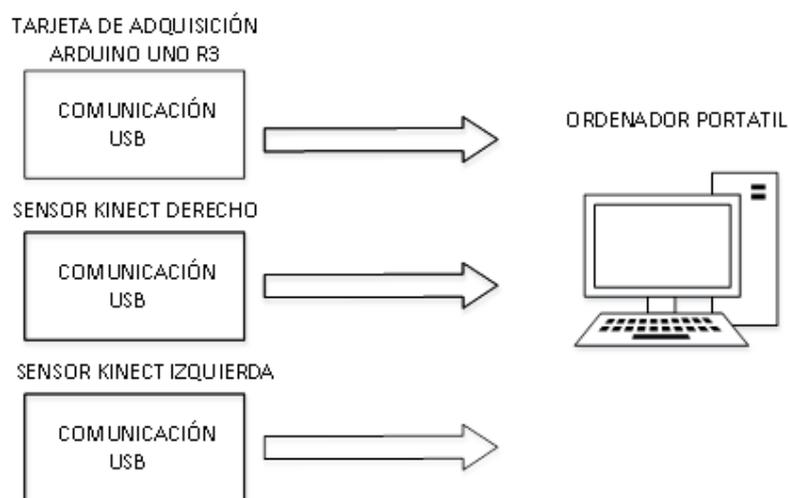


Figura 38. Diagrama de conexión de la etapa de computación avanzada

2.5. Diseño de la caja contenedora de la tarjeta electrónica

2.5.1. Requerimientos de la caja contenedora

Para obtener un prototipo resistente, inmune a efectos externos y debe ser apropiados para el usuario final es necesario integrar la tarjeta de adquisición, los conversores analógicos digitales y la fuente de alimentación del prototipo. La caja contenedora debe presentar los siguientes requerimientos:

- Contener a todos los elementos electrónicos del prototipo.
- Proteger de efectos externos del medio ambiente, como es el polvo golpes y agua.
- Las dimensiones deben ser proporcional a los elementos que integran el prototipo, con la finalidad de tener un prototipo portátil
- El operario debe tener accesibilidad a los elementos y conectores que integran el prototipo.

- El material que se utilice para la caja contenedora debe ser resistente, aislante eléctrico y fácil de transportar.

2.5.2. Diagramación y elaboración de la caja contenedora

Para que todos los componentes del prototipo de la intemperie o agentes externo la caja contenedora se ha diseñado con las dimensiones adecuadas para albergar todos los componentes del prototipo considerando la ubicación de los componentes en base al diagrama de la **Figura 39**.

El material que se ha seleccionado para la fabricación de la caja contenedora en base al diseño propuesto en la **Figura 41**, es el acrílico de color negro que fue seleccionado por garantizar el aislamiento eléctrico, por el bajo peso y la facilidad de manipulación.

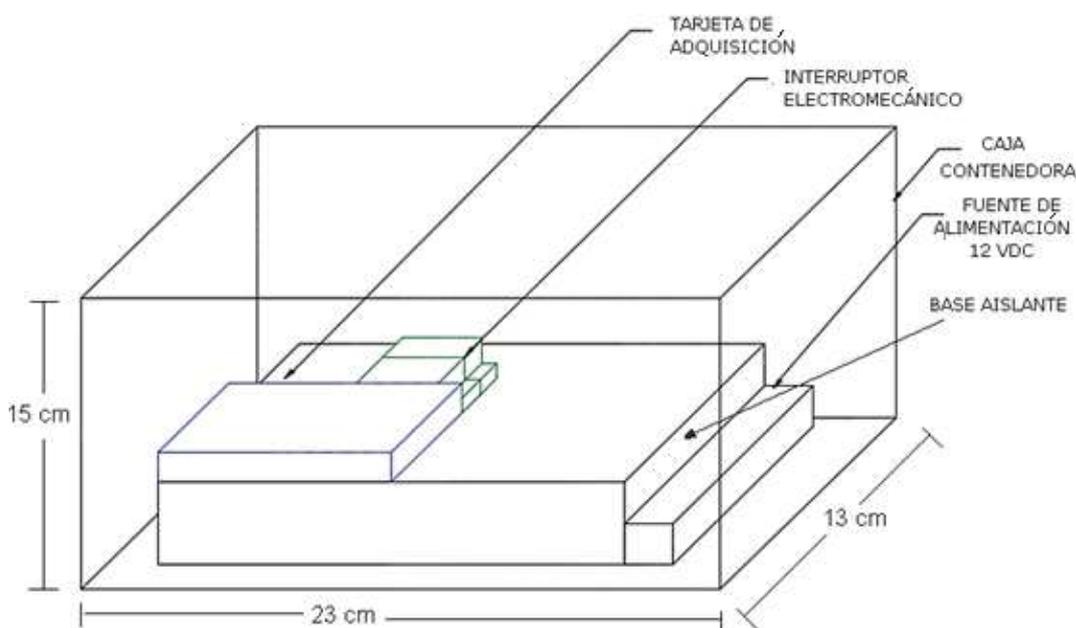


Figura 39. Representación de la caja contenedora.

2.5.3. Montaje final del prototipo

Para el montaje se ha iniciado colocando una fuente de alimentación de 12 Voltios en la base de la caja contenedora, sobre la cual se coloca una base de acrílico para evitar

el contacto directo con el resto de elementos; sobre esta base se coloca la tarjeta de adquisición Arduino UNO R3 y los interruptores electromecánicos como se muestra en la **Figura 40**.



Figura 40. Vista superior y detalle interior de distribución de elementos del prototipo.

En la **Figura 41** se muestra el montaje final de la caja contenedora, donde se puede visualizar los conectores externos para las plataformas de peso, sensores infrarrojos, motores para brazos mecánicos y la alimentación 110VAC, para ello se utilizaron conectores rápidos para cada equipo.



Figura 41. Vista superior de la caja contenedora del hardware

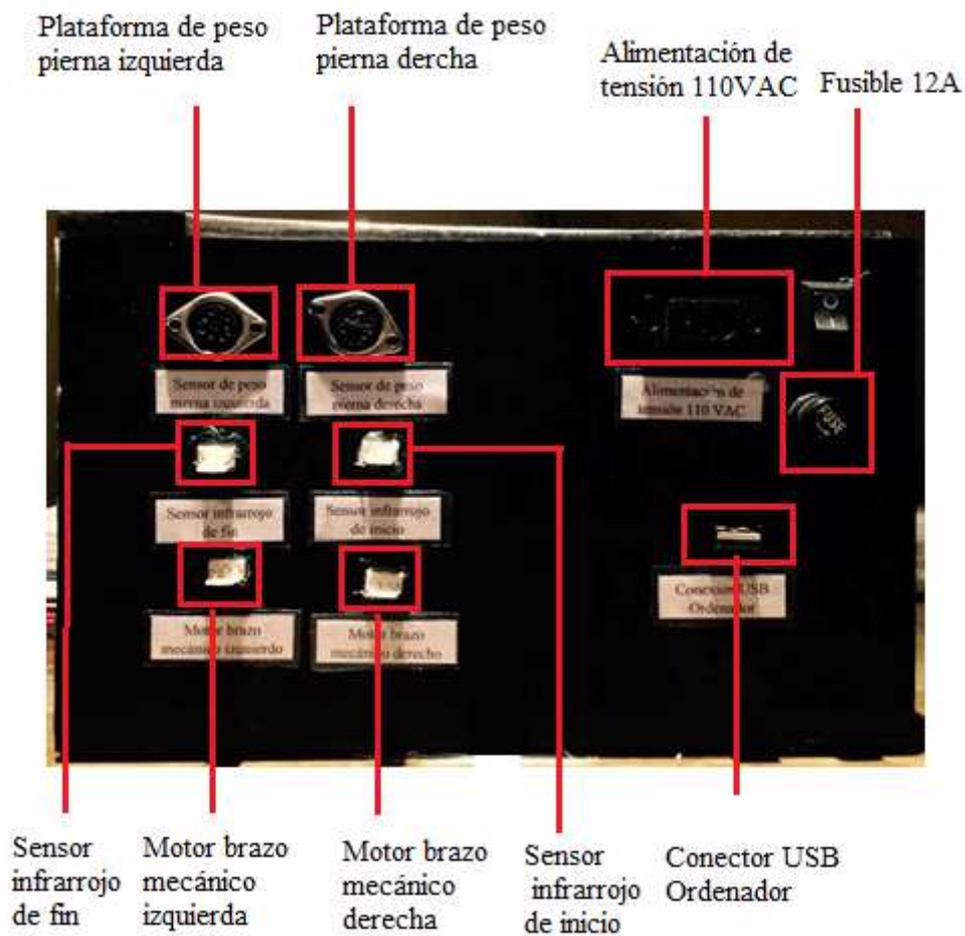


Figura 42. Vista frontal y detalle de distribución de conectores del prototipo.

CAPÍTULO III

3. DISEÑO DEL SOFTWARE DE CONTROL

3.1.Descripción

El software de control monitorizará la marcha de una persona, será capaz de detectar y almacenar los datos de movimiento humano proveniente de la etapa de adquisición, específicamente el ángulo de flexión de la rodilla mediante tecnología Kinect, capturando los datos del desplazamiento de cada articulación en el plano sagital, vertical y frontal. Conjuntamente adquiere 2 señales de las plataformas de peso, provenientes de dos celdas de carga de la etapa de procesamiento, también las señales de dos sensores infrarrojos de la etapa de adquisición de posición inicial y final. Además se encarga se procesar los datos adquiridos del sistema con el modelo probabilístico, para determinar si el paciente tiene una marcha normal.

3.2.Requerimientos del software de control

Los requerimientos del software se establecieron tomando en cuenta que el software debe intercomunicarse con la etapa de procesamiento y los sensores Kinect, los requerimientos son:

- Registrar los datos personales de datos del paciente en una base de datos
- Activar y desactivar el sistema a través de sensores de presencia de inicio o fin.
- Registrar el movimiento de los dos sensores Kinect ejecutado por las piernas izquierda y derecha, específicamente el ángulo formado por los puntos referenciales de la cadera, rodilla y tobillo dentro del plano sagital.
- Capturar los datos provenientes de los sensores de peso.
- Almacenar los datos de todos los sensores en una base de datos.
- Reproducir el movimiento capturado en un entorno gráfico de validación, a través de curvas de los ángulos en el tiempo.

3.3. Diseño del flujograma general del software de control

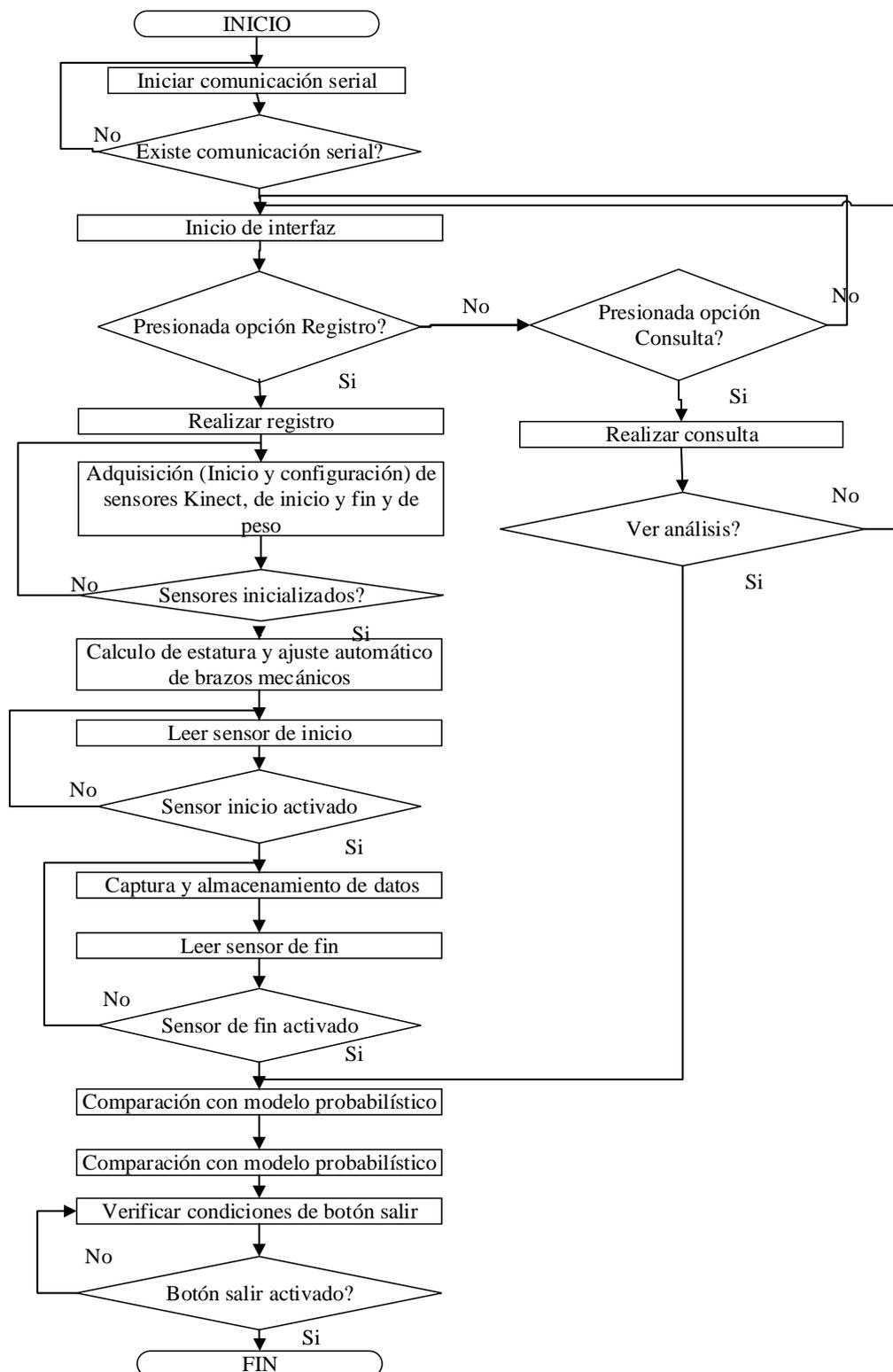


Figura 43. Diagrama de flujo general del software de control

En la **Figura 43** se muestra el diagrama de flujo del funcionamiento general del sistema automático de análisis del ángulo de flexión de la rodilla; el mismo que inicia con la comunicación serial entre Matlab, Arduino y SDK V.1.8, seguido del inicio de las subrutinas de inicialización y configuración de los parámetros iniciales de los dos sensores de presencia, dos sensores Kinect y dos sensores de peso.

Dentro de las subrutinas de todos los sensores existe una condición para finalizar el sistema, se verifica esta condición y al activarse, automáticamente se detiene la adquisición de datos y la comunicación serial. Los diagramas de flujo de las subrutinas de los sensores se describen en la siguiente sección.

3.4. Diseño del software de control en Matlab

3.4.1. Comunicación serial

La comunicación serial se usa para la transmisión y recepción de datos del computador a través de Matlab, para ello se requiere de ciertas configuraciones descritas en la **Tabla 24**.

Tabla 24.

Configuraciones de comunicación serial.

Configuraciones	Detalles
Baudios	38400
Paridad	No
Longitud de dato	2 bits
Bit de parada	1
Tiempo de espera	5 s

Después de realizar las configuraciones descritas al puerto en el software Matlab, se crea un objeto que tenga la misma dirección COM y se verifica la conexión. Luego se declaran variables para la transmisión y recepción de datos y

finalmente se procede a el intercambio de datos, al acabar el intercambio se termina la comunicación; en la **Figura 44** se explica brevemente el proceso.

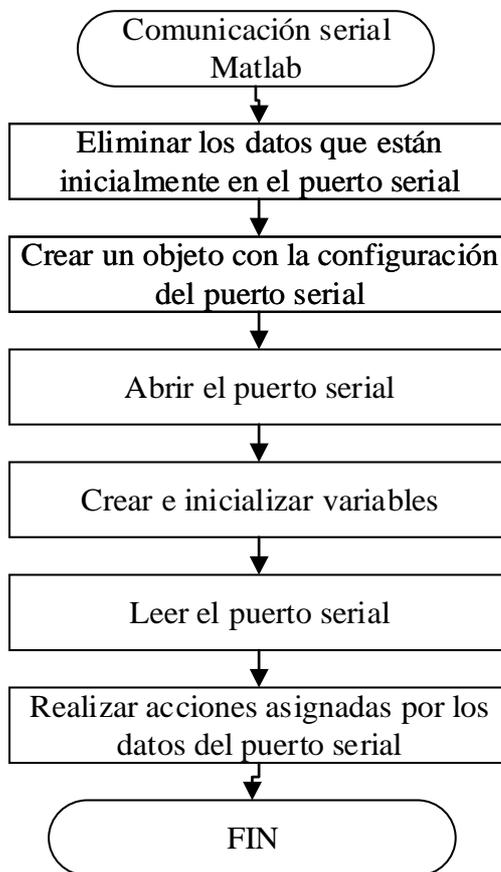


Figura 44. Diagrama de flujo de conexión serial en el software Matlab

3.4.2. Registro de datos personales de pacientes

En el diagrama de flujo de la **Figura 45** se presenta el registro de datos personales del paciente, inicia con la lectura de los pacientes registrados en la base de datos para asignar un nuevo identificador, el mismo que será único para cada paciente; al presionar el botón registrar los datos de los campos de texto son almacenados en la base de datos.

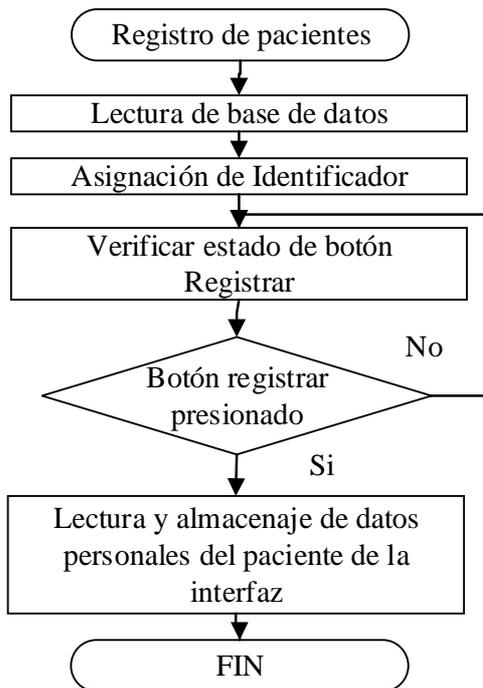


Figura 45 Diagrama de flujo del registro de pacientes.

3.4.3. Diseño de la subrutina adquisición de imágenes de sensores Kinect

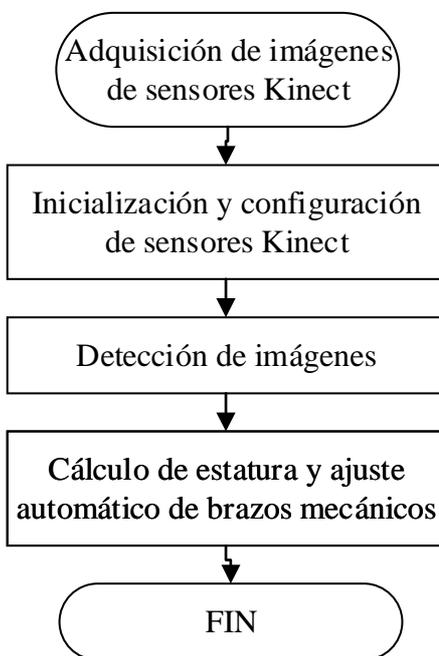


Figura 46. Diagrama de flujo de lectura y adquisición de imágenes de sensor Kinect

El diseño de la subrutina de los sensores Kinect, se resume en tres funciones: Inicialización y configuración de sensores Kinect, detección del esqueleto y cálculo y

ajuste automático de brazos mecánicos, las mismas que se muestran en la **Figura 46**; posteriormente se describe cada función, con su respectivo diagrama de flujo.

3.4.3.1. Inicialización y configuración de sensores Kinect

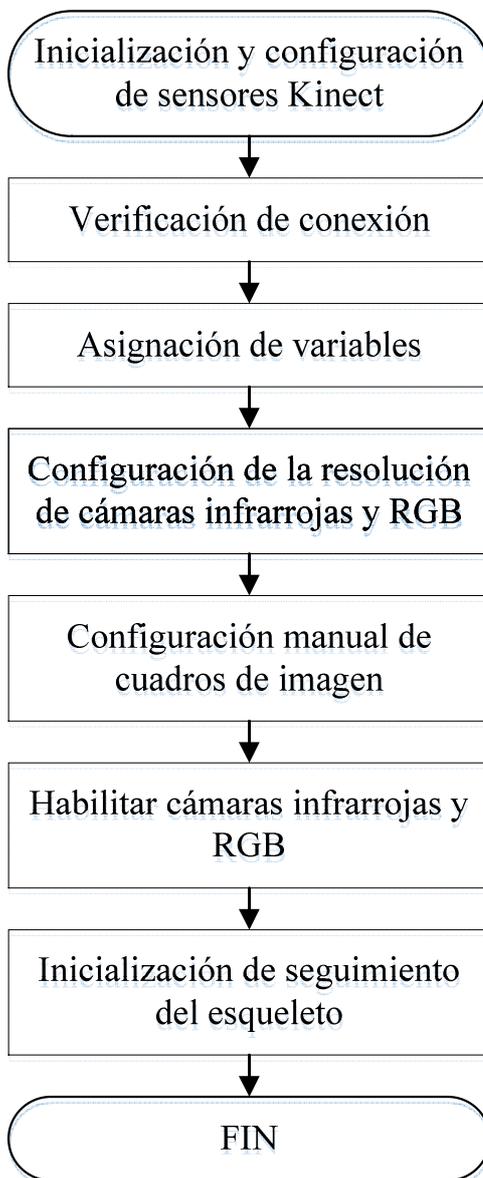


Figura 47. Diagrama de flujo de inicialización y configuración de sensores Kinect.

Para la adquisición de imágenes se requiere de una configuración especial de los sensores Kinect, la misma que se muestra en la **Figura 47** se inicia verificando la conexión de los sensores Kinect al computador, se asigna una variable para cada

sensor Kinect de acuerdo a los datos de la pierna derecha e izquierda que va a capturar respectivamente.

Luego se configura la resolución y habilita las cámaras infrarrojas y RGB, posterior a ello se configura manualmente los cuadros de imagen del video que se requiere capturar por segundo y finalmente se da inicio a la detección y seguimiento del esqueleto; este proceso se realiza en los dos sensores Kinect simultáneamente.

3.4.3.2. Detección de esqueleto

Una vez inicializados y configurados los sensores Kinect, se da paso a la captura de imágenes y con ello a la detección del esqueleto en los dos sensores Kinect, esto se lo realiza mediante la función TrackingMode Skeleton.

Una vez detectado el esqueleto por los dos sensores Kinect se verifica y ajusta la distancia del mismo, este proceso se describe en la **Figura 50**.

Los datos obtenidos por los sensores Kinect son de tipo Metadatos como se muestra en la **Figura 48**, es decir, es un conjunto de matrices que contienen toda la información de los sensores desde distintas perspectivas, para la formación de los ángulos solo se seleccionan los que se encuentran dentro de la matriz JointWorldCoordinates, que contiene las coordenadas x,y,z en metros de las 20 articulaciones para los seis posibles esqueletos, si el comando BodyPosture se encuentra en Standing.

```

metaData =
10x1 struct array with fields:
  AbsTime: [1x1 double]
  FrameNumber: [1x1 double]
  IsPositionTracked: [1x6 logical]
  IsSkeletonTracked: [1x6 logical]
  JointDepthIndices: [20x2x6 double]
  JointImageIndices: [20x2x6 double]
  JointTrackingState: [20x6 double]
  JointWorldCoordinates: [20x3x6 double]
  PositionDepthIndices: [2x6 double]
  PositionImageIndices: [2x6 double]
  PositionWorldCoordinates: [3x6 double]
  RelativeFrame: [1x1 double]
  SegmentationData: [640x480 double]
  SkeletonTrackingID: [1x6 double]
  TriggerIndex: [1x1 double]

```

Figura 48. Estructura de metadatos de Kinect en Matlab

De la matriz JointWorldCoordinates se seleccionan y almacenan los datos de las filas 1(cabeza), 4 (centro de la cadera), 16 (pie izquierdo) y 20 (pie derecho) para el cálculo de la altura de la persona en centímetros; además se almacenan las filas 13, 14 y 15 correspondientes a los puntos referenciales de la cadera, rodilla y tobillo de la pierna derecha y los puntos 17, 18 y 19 de la pierna izquierda; para realizar el cálculo matemático y las validaciones geométrica para obtener los ángulos de flexión de la rodilla.

Simultáneamente se muestran rectángulos y líneas de color rojo que indican los puntos referenciales de las articulaciones y huesos del cuerpo humano respectivamente en imágenes consecutivas, este proceso se observa en la **Figura 49**.

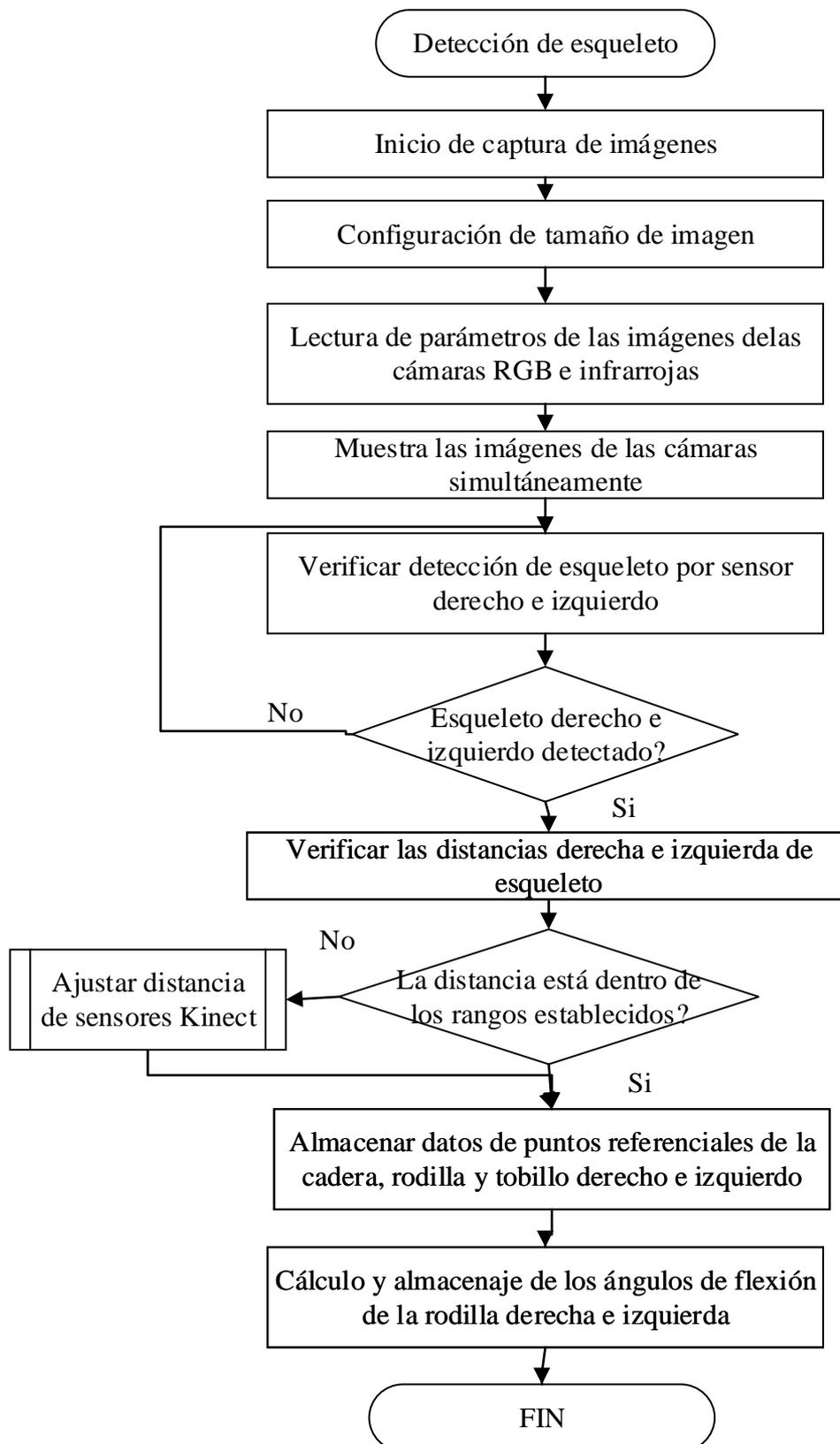


Figura 49. Diagrama de flujo de detección de esqueleto

3.4.3.3. Cálculo de estatura y ajuste automático de brazos mecánicos

Con el fin de obtener los datos en una sola escala y evitar errores en el análisis, luego de haber sido detectado el esqueleto se realiza el ajuste automático de los soportes de los dos sensores Kinect; y se calcula la estatura de la persona en centímetros.

Una vez calculada la estatura de la persona se procede a comparar con los rangos de los tamaños definidos, y se envían dos señales, una para acercar y otra para alejar los soportes de los sensores Kinect que son desplazados por los brazos mecánicos de acuerdo a la necesidad requerida.

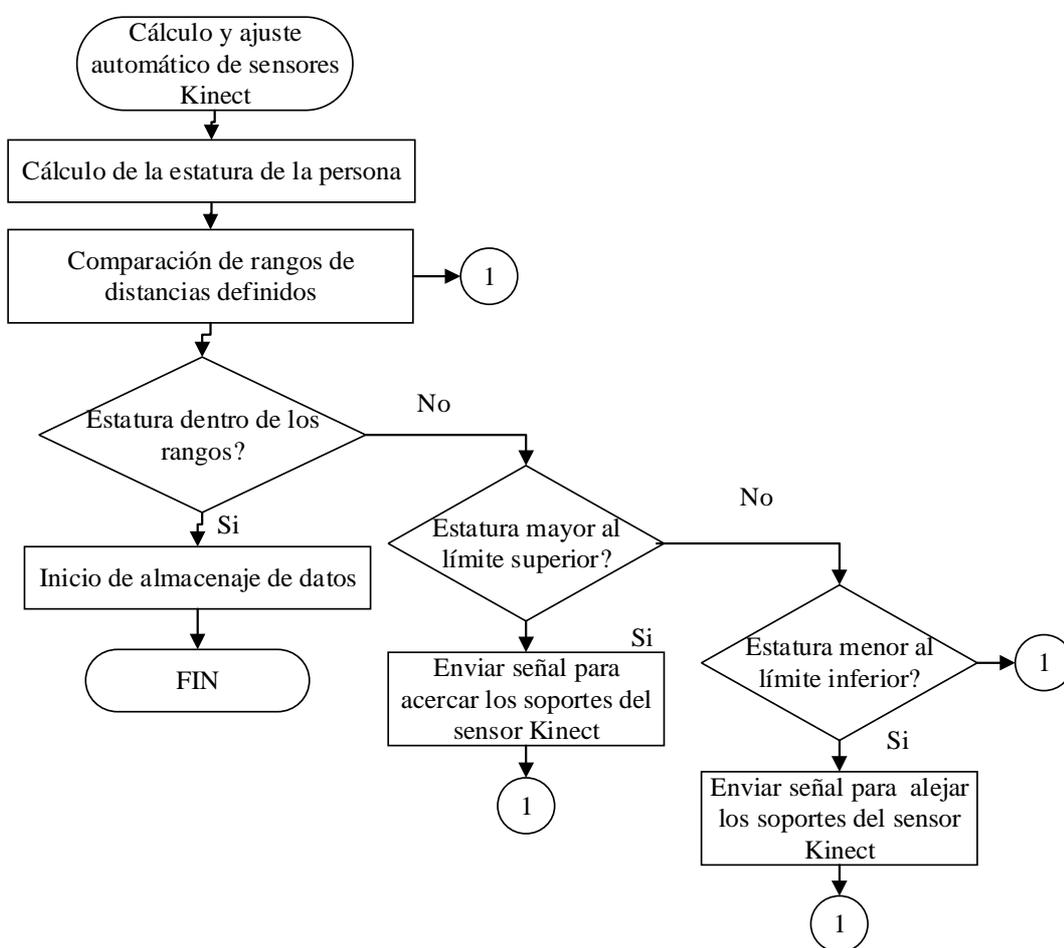


Figura 50. Diagrama de flujo del cálculo y ajuste automático de sensores Kinect

3.4.4. Diseño de la subrutina de adquisición de sensores de presencia

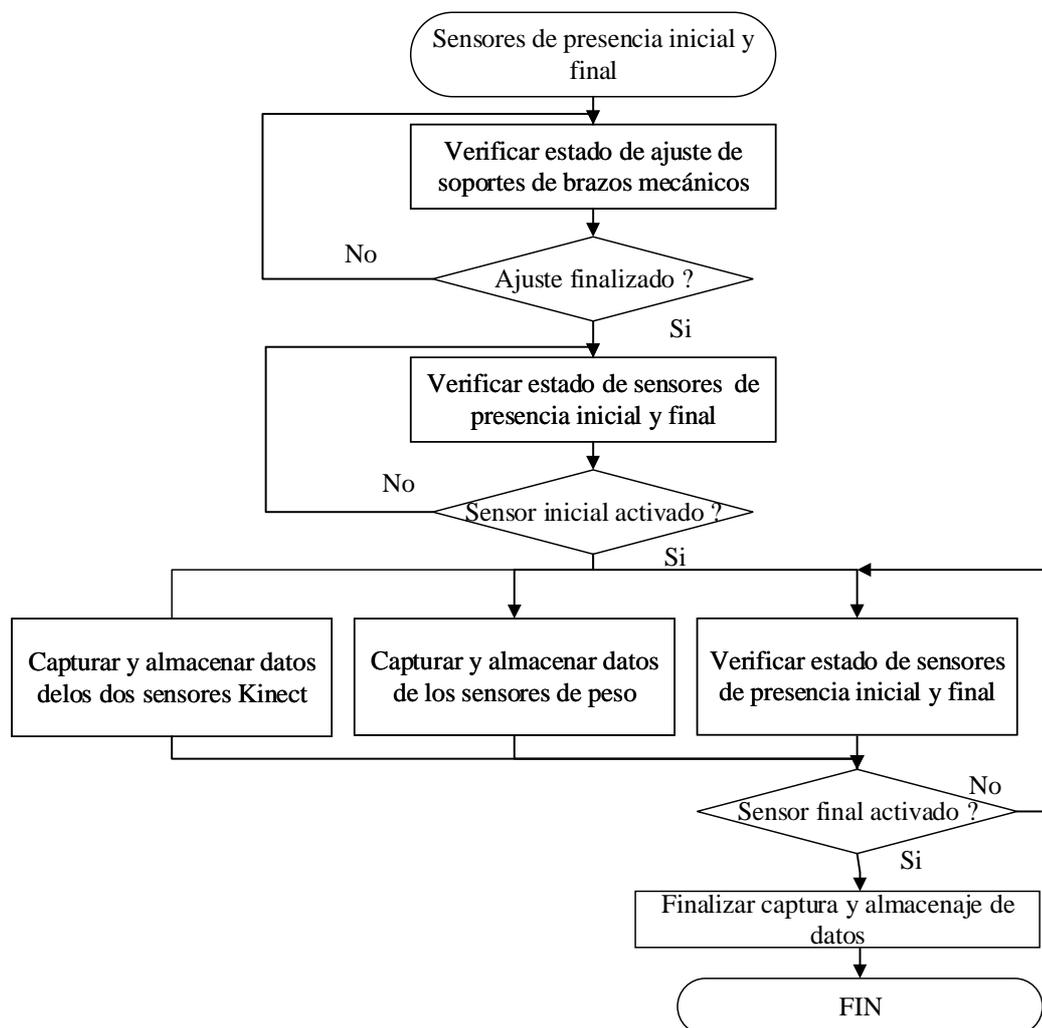


Figura 51. Diagrama de flujo del algoritmo de sensores de presencia

El algoritmo de los sensores de presencia se basa en el control del inicio y fin de la marcha a evaluar, este inicia después que el ajuste automático de posición de brazos mecánicos haya terminado y que la persona se encuentre en la posición inicial, es decir, frente a los sensores de peso.

La activación del sensor de presencia de inicio da paso al almacenamiento de los datos de los sensores Kinect y de los sensores de peso; este se activa cuando la persona a ser evaluada al levantar su pie derecho para iniciar la marcha cruza por el haz de luz producido por el sensor de presencia. La activación del sensor de

presencia final, se activa de la misma forma, cuando la persona cruza con su pie derecho al finalizar la marcha.

3.4.5. Diseño de la subrutina de sensores de peso

La adquisición de señales de los sensores de peso inicia después de que la persona haya activado el sensor de presencia de inicio.

Los datos de los sensores de peso, se envían de la tarjeta Arduino UNO R3 por comunicación serial a Matlab, donde se escalan los datos a kilogramos (kg) y se almacenan en la base de datos, hasta que el sensor de presencia final sea activado.

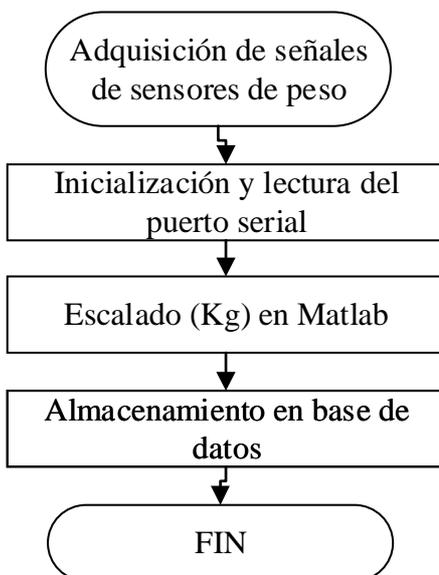


Figura 52. Diagrama de flujo de adquisición de datos de los sensores de peso

3.4.6. Almacenamiento en base de datos

El almacenamiento de datos se realiza posterior al ajuste de posición de los brazos mecánicos de los sensores Kinect inicia con la activación del sensor de presencia inicial y termina con la activación del sensor de presencia final; para la ubicación de los datos de los sensores Kinect y de peso dentro de la base de datos, se verifica el

número de registro del paciente registrado previamente. En la **Figura 53** se muestra el diagrama de flujo del almacenamiento de datos.

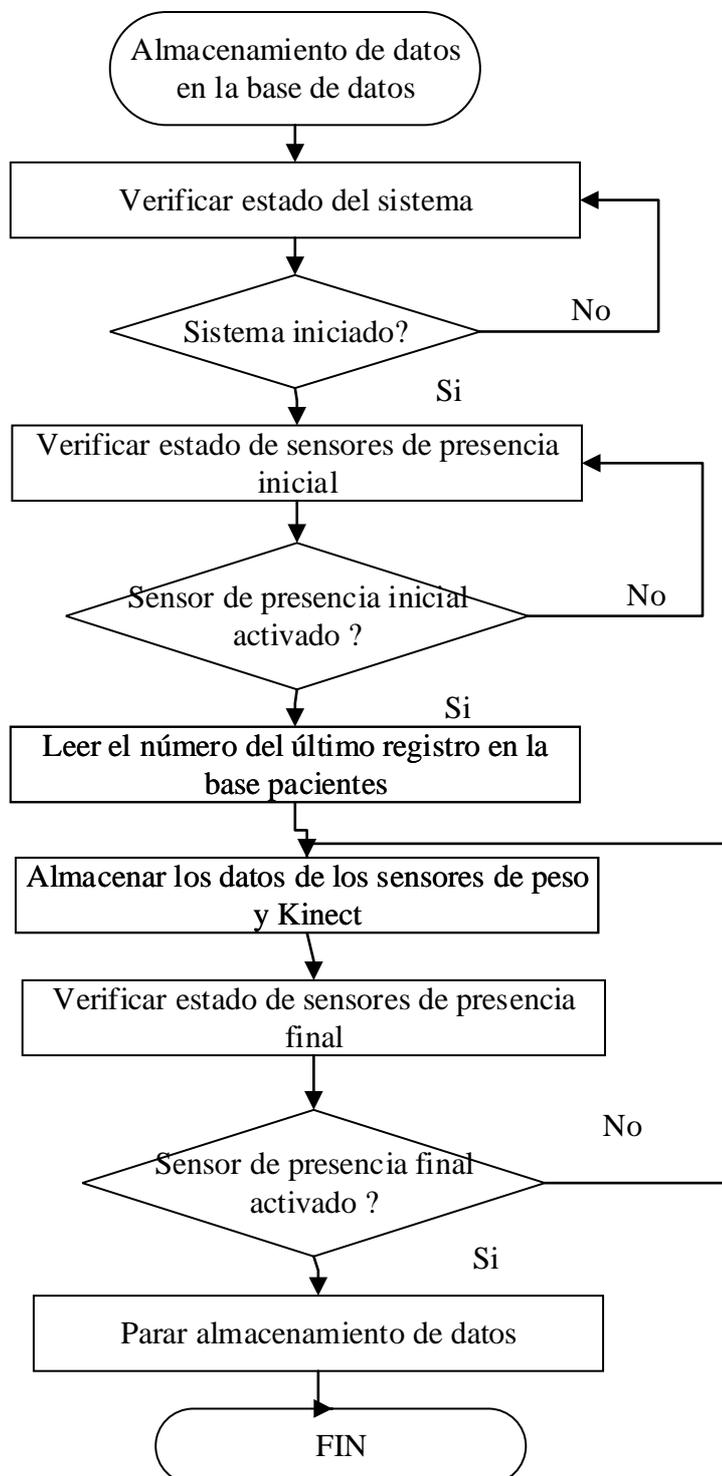


Figura 53. Almacenamiento de datos en la base de datos

tomando en cuenta solo los datos necesarios, este proceso se observa en la **Figura 55** y se realiza igual para la pierna derecha como para la izquierda.

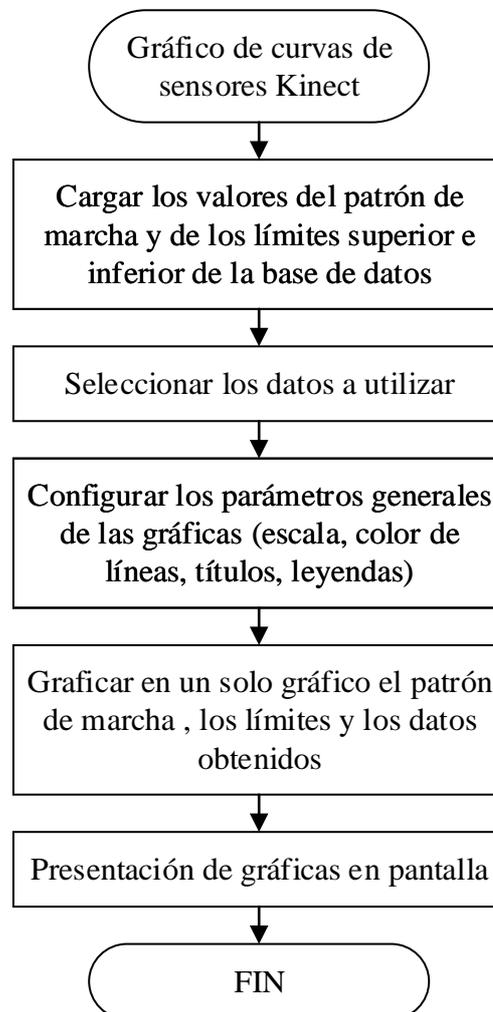


Figura 55. Construcción de gráfica de resultados de los sensores Kinect

3.4.7.2. Curvas de resultados de sensores de peso

Esta información es presentada en pantalla en una gráfica (tiempo-peso), para ello se cargan al iniciar el sistema los valores correspondientes a los obtenidos por los sensores de peso, tomando en cuenta solo los datos necesarios, este proceso se observa en la **Figura 56** y se realiza igual para la pierna derecha como para la izquierda.

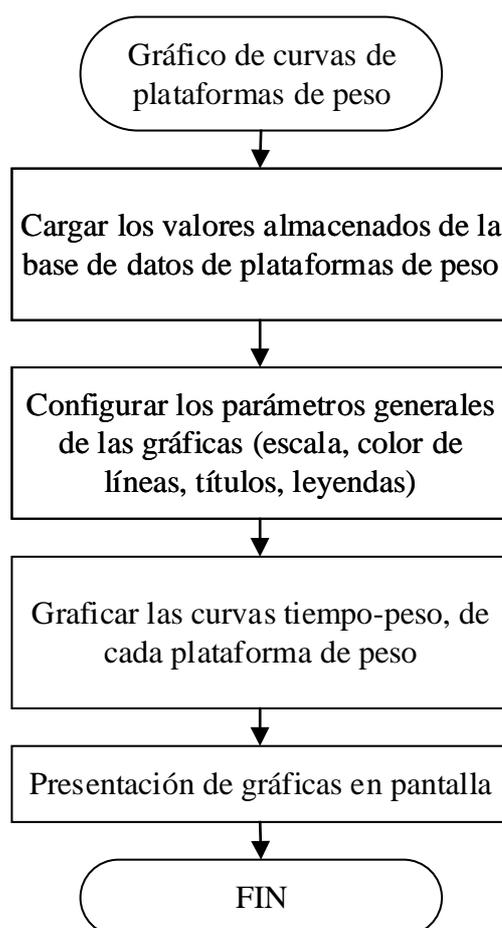


Figura 56. Construcción de gráfica de resultados de los sensores de peso

3.5.Descripción de variables

3.5.1. Variables adquisición de imágenes de sensores Kinect

Las variables que capturan los sensores Kinect son de tipo Metadatos, por lo cual los datos requeridos son almacenados en variables que se inicializan al empezar el funcionamiento del sistema, en la **Tabla 25** se describe el nombre, tipo y función de las variables principales referentes a los sensores Kinect.

En la **Figura 57** se describe la estructura de los datos que serán extraídos del conjunto general de metadatos obtenidos por los sensores Kinect, de los cuales se extraen los valores para las variables descritas anteriormente.

Tabla 25.
Descripción de variables de adquisición de imágenes de sensores Kinect

Nombre	Tipo	Función
Colorvid_d	miSensor	Nombre de la cámara RGB del sensor Kinect conectado, para lectura de la pierna derecha.
Depthvid_d	miSensor	Nombre de la cámara infrarroja del sensor Kinect conectado, para lectura de la pierna derecha.
Colorvid_i	miSensor	Nombre de la cámara RGB del sensor Kinect conectado, para lectura de la pierna izquierda.
Depthvid_i	miSensor	Nombre de la cámara infrarroja del sensor Kinect conectado, para lectura de la pierna izquierda.
Pn_ci[;]	Float	Matriz nx2 para almacenar las coordenadas (x, y) de los puntos referenciales de la cadera de la pierna izquierda.
Pn_ri[;]	Float	Matriz nx2 para almacenar las coordenadas (x, y) de los puntos referenciales de la rodilla de la pierna izquierda
Pn_ti[;]	Float	Matriz nx2 para almacenar las coordenadas (x, y) de los puntos referenciales del tobillo de la pierna izquierda
Pn_cd[;]	Float	Matriz nx2 para almacenar las coordenadas (x, y) de los puntos referenciales de la cadera de la pierna derecha.
Pn_rd[;]	Float	Matriz nx2 para almacenar las coordenadas (x, y) de los puntos referenciales de la rodilla de la pierna derecha.
Pn_td[;]	Float	Matriz nx2 para almacenar las coordenadas (x, y) de los puntos referenciales del tobillo

Continúa →

		de la pierna derecha
Pn_angulos[;]	Float	Matriz nx2 para almacenar los ángulos de flexión de la pierna derecha e izquierda respectivamente.
angulos_comp[;]	Float	Matriz nx2 para almacenar los ángulos de flexión de la pierna derecha e izquierda respectivamente, seleccionados para comparar con el patrón de marcha humana.
Pn_cabeza[;]	Float	Matriz nx2 para almacenar las coordenadas (x, y) de los puntos referenciales de la cabeza.
Pn_cadera[;]	Float	Matriz nx2 para almacenar las coordenadas (x, y) de los puntos referenciales del centro de la cadera.
Pn_pd[;]	Float	Matriz nx2 para almacenar las coordenadas (x, y) de los puntos referenciales del pie derecho.
Pn_ti[;]	Float	Matriz nx2 para almacenar las coordenadas (x, y) de los puntos referenciales del pie izquierdo.
Pn_altura	Float	Altura en centímetros de la persona n evaluada.
Alejar	Integer	Dato entero que indica si los soportes de los sensores Kinect se alejaron.
Acercar	Integer	Dato entero que indica si los soportes de los sensores Kinect se acercaron.

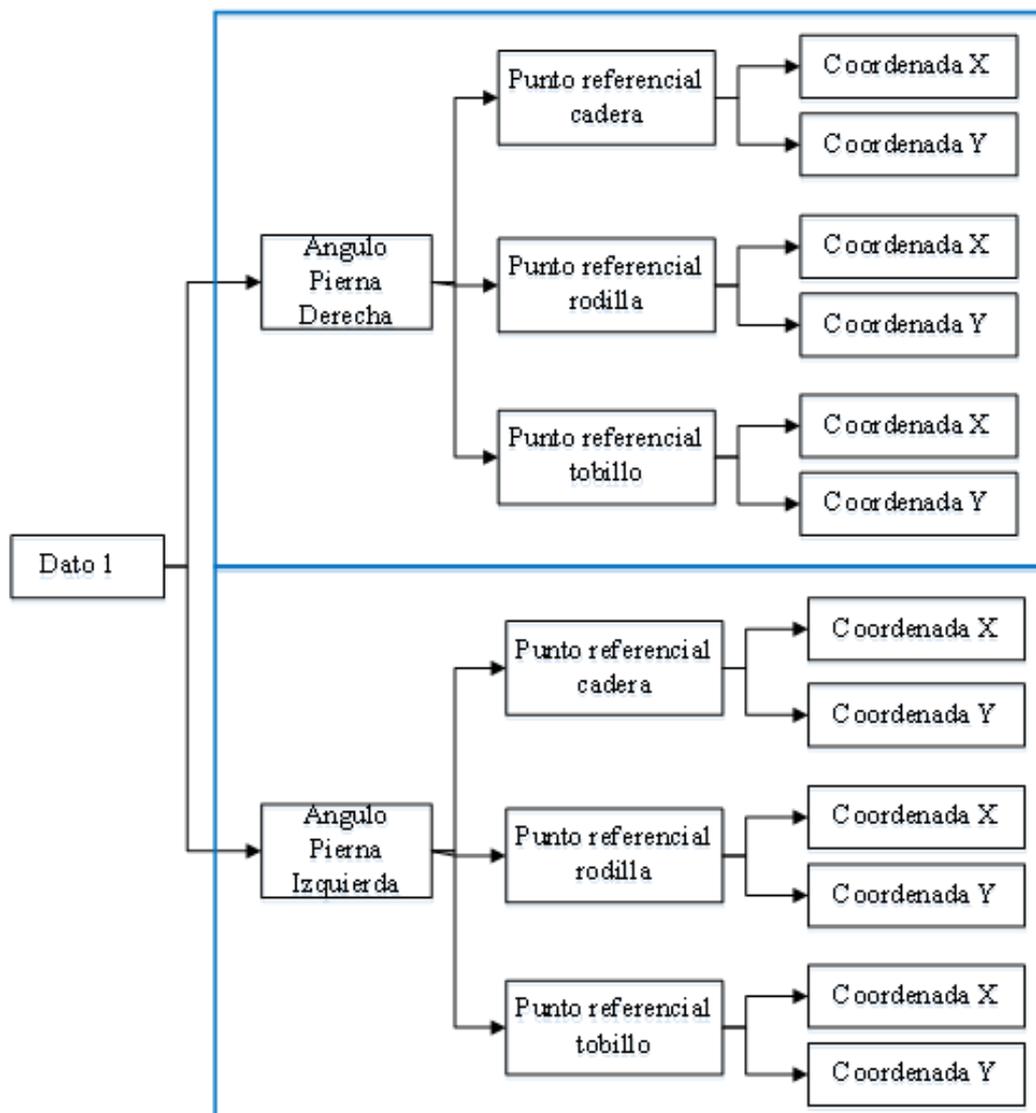


Figura 57. Estructura de datos

3.5.2. Variables de adquisición de señales de sensores de peso

Las variables que se utilizan en la adquisición de señales de los sensores de peso, son de tipo flotantes. En la **Tabla 26** se describe el nombre, tipo y función de las variables de los sensores de peso.

Tabla 26.

Descripción de variables de adquisición de señales de sensores de peso.

Nombre	Tipo	Función
pn_pesod	Float	Matriz nx1 para almacenar los pesos registrados por la plataforma de peso de la pierna derecha.
pn_pesoi	Float	Matriz nx1 para almacenar los pesos registrados por la plataforma de peso de la pierna izquierda.

3.5.3. Variables de sensores de presencia inicial y final

Las variables que se utilizan para determinar el estado de los sensores de presencia inicial y final son de tipos entero. En la **Tabla 27** se describe el nombre, tipo y función de las variables de los sensores de peso.

Tabla 27.

Descripción de variables de adquisición de señales de sensores de peso.

Nombre	Tipo	Función
Sensor_inicial	Integer	Activación del sensor de presencia inicial
Sensor_final	Integer	Activación del sensor de presencia final.

3.6. Diseño del software de control en Arduino

3.6.1. Descripción

El software de control en Arduino se encargará en manejar la tarjeta de adquisición para interactuar con la etapa de adquisición de señales de los sensores de peso y la

etapa de posición inicial y final, para recibir los datos de las mismas y encapsular las tramas para ser enviadas vía comunicación serial al PC.

3.6.2. Requerimientos del software de control en Arduino

Los requerimientos mínimos del software de control en Arduino se han establecido para recibir los datos de los sensores conectados y transferir estos datos al computador mediante comunicación serial.

- Configurar la comunicación serial de acuerdo con los parámetros configurados en Matlab
- Leer mediante las entradas digitales el estado de los sensores de inicio y fin del análisis.
- Establecer la comunicación SPI para leer los dos conversores análogos digitales mediante las entradas analógicas.
- Encapsular las tramas correspondientes a los datos provenientes de las balanzas para enviarlas al computador por comunicación serial.

3.6.3. Diseño del flujograma general del software de control en Arduino

Descripción

En la **Figura 58** se muestra el diagrama de flujo general del software de control en Arduino, el mismo que inicia llamando la librería del conversor análogo digital HX711 y la inicialización de variables.

Se verifica el estado del sensor de inicio, si el sensor se activa inicia la lectura y transmisión de los datos obtenidos de los sensores de peso de la pierna derecha e izquierda mediante comunicación serial hasta que el sensor de fin se active. Se verifica el estado del sensor de fin y si el sensor de fin se activa, envía un indicador por comunicación serial para informar la finalización de la transmisión serial.

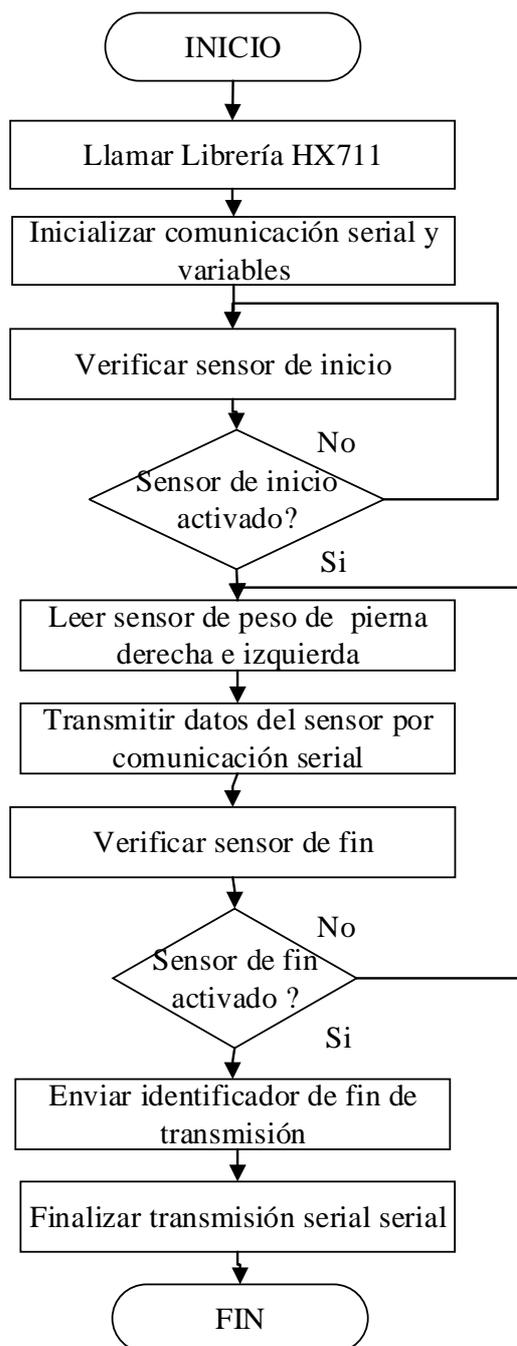


Figura 58. Diagrama de flujo del diseño del software de control en Arduino

Descripción de bloques

A continuación se hace una breve descripción de las etapas del diagrama de flujo del diseño del software de control en Arduino.

Comunicación serial

La comunicación serial se usa para la transmisión y recepción de datos del computador a la tarjeta de adquisición de datos Arduino UNO, para ello se requiere de ciertas configuraciones descritas en la **Figura 28**.

Tabla 28.
Configuraciones de comunicación serial Arduino

Configuraciones	Detalles
Baudios	38400
Paridad	No
Longitud de dato	2 bits
Bit de parada	1
Tiempo de espera	5 s

Después de las configuraciones en el software Arduino, se verifica la conexión. Luego se declaran variables para la transmisión y recepción de datos y finalmente se procede a el intercambio de datos, al acabar el intercambio se termina la comunicación; en la **Figura 59** se explica brevemente el proceso a seguir Arduino.



Figura 59. Diagrama de flujo de conexión serial en el software Arduino

Llamar librería HX711.h

La librería #include "HX711.h" está basada en la tecnología patentada por Avia Semiconductor's, propia del conversor análogo digital HX711 en Arduino, tiene la función de diseñar escalas de peso a partir de la lectura y sincronización de los bits de las salidas del módulo.

Inicializar variables

Primero se crea e inicializa: dos objetos de tipo HX711 para que sean compatibles con la librería para procesar los bits del módulo HX711, dos variables tipo float para almacenar los datos provenientes de las escalas y dos variables enteras para los sensores de inicio y fin como se muestra en la **Figura 60** . Las variables se inicializan con cada análisis.

```

HX711 scale; // Sensor de peso derecha
HX711 scale2; // Sensor de peso izquierda
float a=0; // Dato escalado derecha
float b=0; // Dato escalado izquierda
int sensor=2; // Sensor de inicio
int sensor2=3; // Sensor de fin
void setup() {
: pinMode(sensor, INPUT); // Sensor de inicio
: pinMode(sensor2, INPUT); // Sensor de fin
  Serial.begin(38400); // Velocidad de transmisión
  scale.begin(A1, A0); // Inicializar sensor de peso derecha
  scale.set_scale(); // Calibración para obtener pesos
  scale.tare(); // Resetea la escala a 0
  scale2.begin(A3, A2); // Inicializar sensor de peso izquierda
  scale2.set_scale(); // Calibración para obtener pesos
  scale2.tare(); // Resetea la escala a 0
}

```

Figura 60. Inicialización de variables en software de control Arduino

Estado y acciones del sensor de inicio

Luego de inicializar las variables se verifica el estado del sensor de inicio, cuando este se activa se leen y transmiten serialmente los datos de los sensores de peso de la

pierna derecha e izquierda, y se inicia la lectura del estado del sensor de fin como se muestra en la **Figura 61**.

```
void loop() {
  int lectura=digitalRead(sensor); //Leer estado de sensor de inicio
  if(lectura==LOW){ // Comparación si el sensor de inicio esta activado en bajo
    do{
      // Si se activa se hace lo siguiente
      a=scale.read(); // Leer sensor de peso derecha
      b=scale2.read(); // Leer sensor de peso izquierda
      Serial.print(a); // Transmitir escalade sensor de peso derecha
      Serial.print(","); // Transmitir espacio
      Serial.println(b); // Transmitir escalade sensor de peso derecha
      lectura2 =digitalRead(sensor2); // Leer estado de sensor de fin
    }
  }
}
```

Figura 61. Estado y acciones del sensor de inicio

Estado y acciones del sensor de fin

La lectura del estado del sensor de fin, inicia después que se activa en las acciones del sensor de inicio; este sensor se activa en bajo y envía el número de señalización 100 en lugar de la lectura de los sensores de peso de la pierna derecha e izquierda como indicadores de finalización de la transmisión serial como se muestra en la **Figura 62**.

```
if(lectura2==HIGH);
a=100; //Indicador de finalización de transmisión sensor de peso deerecha
b=100; //Indicador de finalización de transmisión sensor de peso izquierda
Serial.print(a); // Transmitir escalade sensor de peso derecha
Serial.print(","); // Transmitir espacio
Serial.println(b); // Transmitir escalade sensor de peso derecha
}
```

Figura 62. Estado y acciones del sensor de fin

CAPÍTULO IV

4. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL MODELO PROBABILÍSTICO

4.1. Descripción del modelo probabilístico

Una de las herramientas que actualmente se dispone para analizar y predecir el comportamiento de un sistema es la construcción de un modelo matemático (Ríos, 1974), es decir, los modelos son representaciones de la realidad, y es percibida por diferentes actores en función de sus necesidades.

El presente capítulo presenta el diseño del algoritmo para la construcción del modelo probabilístico de la marcha humana, mediante el análisis del ángulo de flexión de la rodilla obtenido de los datos de personas que aparentemente tienen una caminata normal. Este análisis se lleva a cabo visualmente y es evaluado mediante rangos del 95% de confianza de la curva característica generada de la pierna derecha e izquierda.

4.2. Generación de ángulos de flexión de la rodilla derecha e izquierda

Según la trigonometría (Swokowski, 2011) para la generación de un ángulo se requiere de 3 puntos, en el software de control se definió como Dato al conjunto de 3 puntos correspondientes a puntos referenciales de la cadera, rodilla y tobillo en coordenadas cartesianas (x, y), provenientes de las piernas derecha e izquierda respectivamente, los mismos que serán utilizados para la generación de los ángulos de flexión de la rodilla.

En la **Figura 63** se muestra la ubicación de los puntos referenciales y la formación de los ángulos de flexión de la pierna derecha e izquierda.

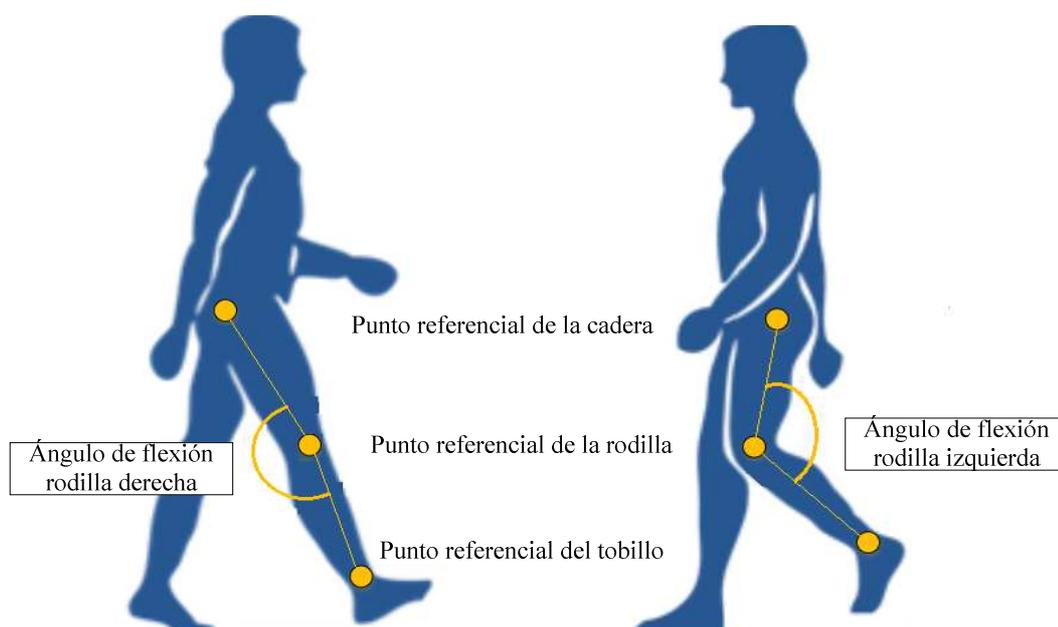


Figura 63. Ubicación de ángulos de flexión de la rodilla derecha e izquierda

A continuación se muestra el proceso realizado para el cálculo de un ángulo de flexión de la rodilla, para ello se ha escogido puntos referenciales aleatoriamente. Las coordenadas de los puntos se muestran en la **Tabla 29**, y su representación en el plano cartesiano en la **Figura 64**.

Tabla 29.

Puntos referenciales escogidos aleatoriamente de la pierna derecha.

Puntos de Referencia	Coordenadas	
	Eje X	Eje Y
Cadera	0.8205	0.0464
Rodilla	0.7495	-0.4428
Tobillo	0.7840	-0.7580

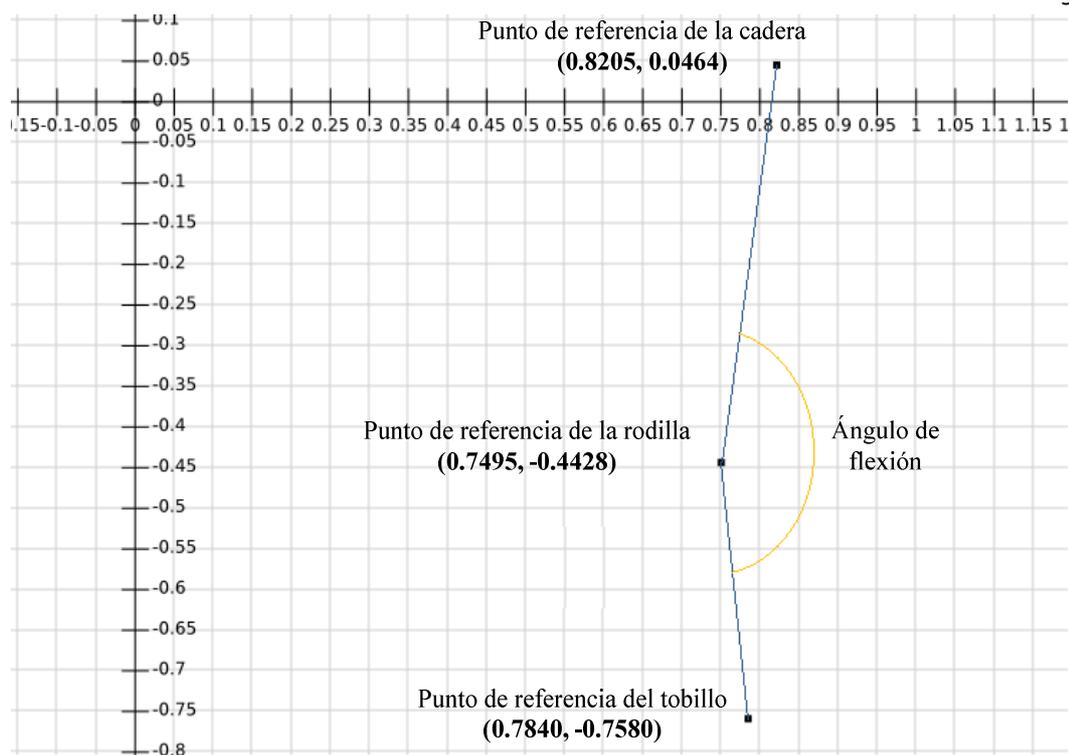


Figura 64. Puntos de referencia en el plano cartesiano

Paralelamente a la captura y almacenamiento de *Datos*; con la ecuación (1) calcula la pendiente entre dos puntos. La ecuación (2) muestra el cálculo de la pendiente de la recta formada por la cadera y la rodilla y la ecuación (3) presenta el cálculo de la pendiente de la recta formada por la rodilla y el tobillo.

$$m = \frac{Y_2 - Y_1}{X_2 - X_1} \quad (1)$$

$$m_{cr} = \frac{Y_{cadera} - Y_{rodilla}}{X_{cadera} - X_{rodilla}} = \frac{0.0464 - (-0.4428)}{0.8205 - 0.7495} = 6.8901 \quad (2)$$

$$m_{rt} = \frac{Y_{rodilla} - Y_{tobillo}}{X_{rodilla} - X_{tobillo}} = \frac{-0.4428 - (-0.7580)}{0.7495 - 0.7840} = -9.1362 \quad (3)$$

Una vez obtenida la pendiente se procede a calcular el ángulo formado desde el eje x hasta la pendiente en sentido horario, para ello se trazan rectas paralelas al eje x en cada uno de los puntos de referencia como se muestra en la **Figura 65**; por

ende la ecuación (4) y (5) presentan el cálculo en sentido anti horario del ángulo I y II.

$$I_a = \tan^{-1}(m_{cr}) = \tan^{-1}(6.8901) = 81.742^\circ \tag{4}$$

$$II_a = \tan^{-1}(m_{rt}) = \tan^{-1}(-9.1362) = -83.7536^\circ \tag{5}$$

La ecuación (6) y (7) presentan el cálculo de los ángulos I y II en sentido horario.

$$I = -I_a = -81.742^\circ = 180^\circ - 81.742^\circ = 98.2580^\circ \tag{6}$$

$$II = -II_a = (-83.7536^\circ) = 83.7536^\circ \tag{7}$$

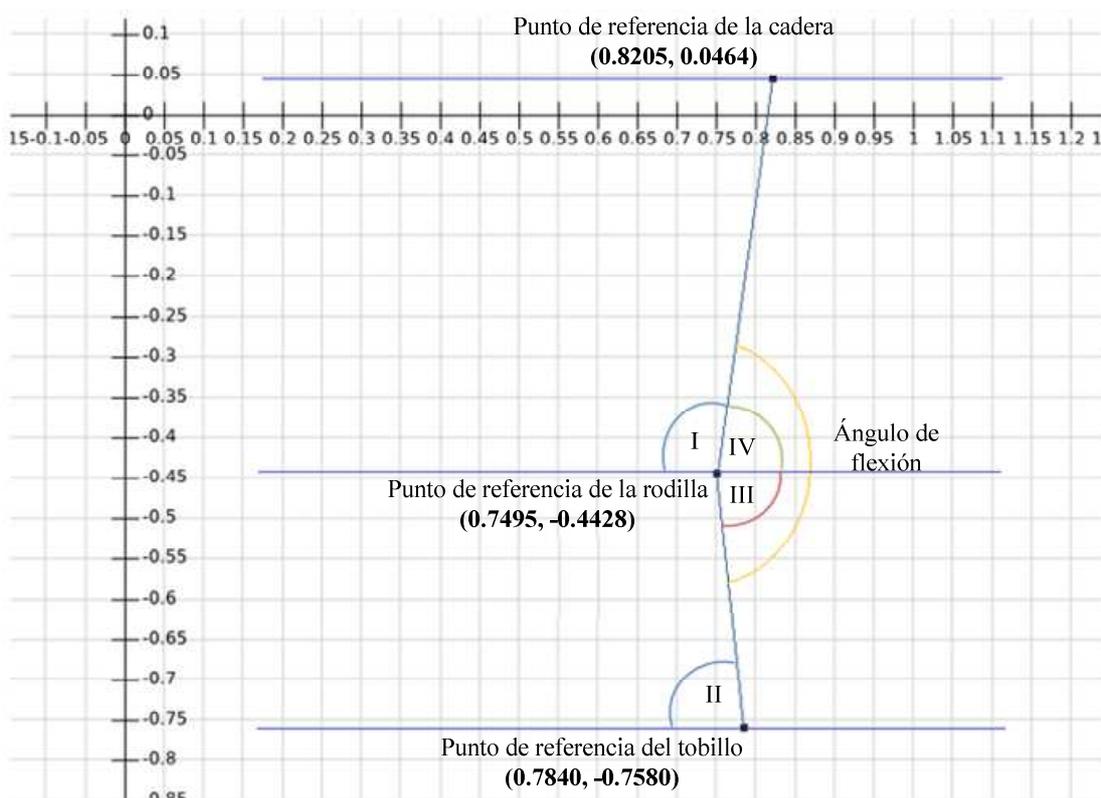


Figura 65. Representación de ángulos

Utilizando propiedades de ángulos (Granville, 2012), se determinan las ecuaciones para obtener el ángulo de flexión mostrado en la ecuación (10).

$$III = II = 83.7536^\circ \quad (8)$$

$$IV = 180^\circ - I = 180^\circ - 98.2580^\circ = 81.7420^\circ \quad (9)$$

$$\text{Ángulo de flexión} = III + IV = 83.7536^\circ + 81.7420^\circ = 165.496^\circ \quad (10)$$

Cabe recalcar que los ángulos formados por la flexión de la rodilla derecha e izquierda, presentan casos en los que requieren un análisis de las propiedades generales de los ángulos tomando en cuenta la posición de los puntos de referencia.

4.2.1. Análisis de ángulos de flexión de la rodilla derecha

Para presentar los casos en la generación de ángulos en la flexión de la rodilla derecha, se consideró la posición del punto de referencia de la cadera y la rodilla en el eje X, y se determinó que la posición del punto de referencia del tobillo es irrelevante debido a las condiciones anatómicas de la pierna, han surgido 3 casos:

- **Caso 1:** La coordenada en X del punto de referencia de la rodilla es mayor al de la cadera.
- **Caso 2:** La coordenada en X del punto de referencia de la rodilla es menor al de la cadera.
- **Caso 3:** La coordenada en X del punto de referencia de la rodilla es igual al de la cadera.

A continuación se realizará el análisis de cada caso, para ellos se utiliza un esquema básico de los ángulos formados, una nomenclatura simbólica y propiedades de los ángulos con la finalidad de determinar ecuaciones generales.

Caso I: La coordenada en X del punto de referencia de la rodilla es mayor al de la cadera.

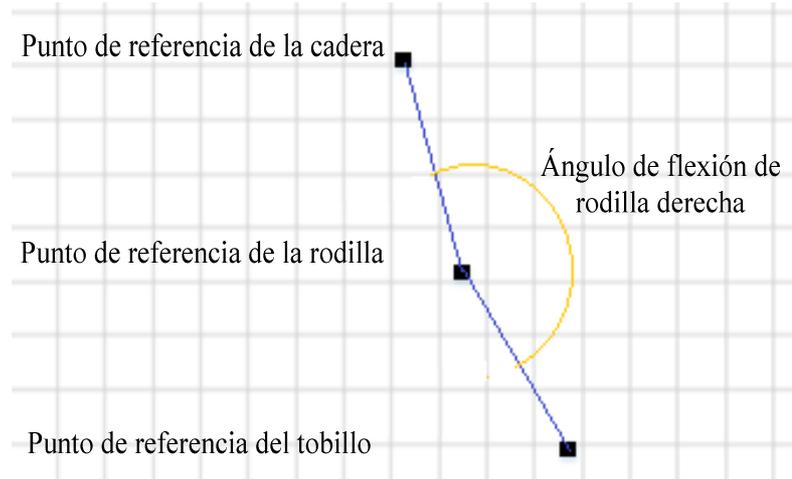


Figura 66. Esquema de Caso1: análisis de ángulos de flexión de la rodilla derecha

Aplicando las propiedades de los ángulos, asumimos que el ángulo I y II, son datos conocidos por lo tanto la ecuación (13) corresponde al ángulo de flexión de la rodilla derecha.

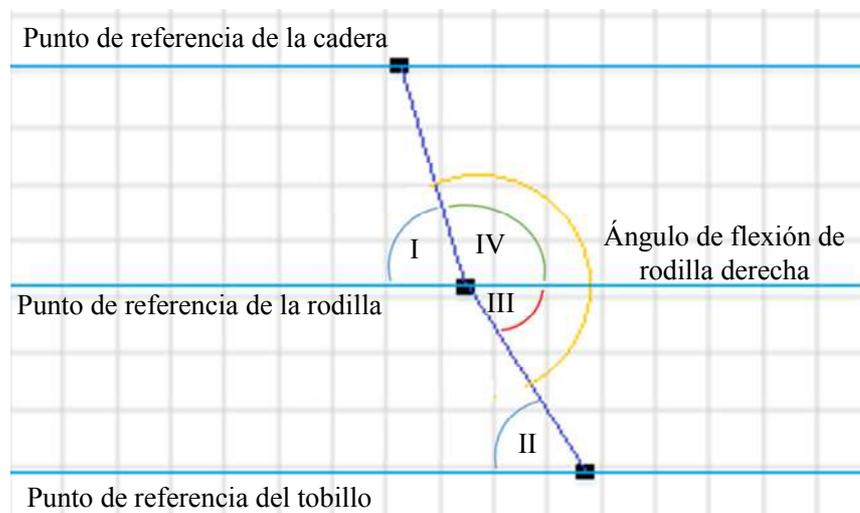


Figura 67. Caso 1: aplicación de propiedades de ángulos de flexión de la rodilla derecha

$$III = II \quad (11)$$

$$IV = 180^\circ - I \quad (12)$$

$$\text{Ángulo de flexión de la rodilla derecha} = III + IV = II + 180^\circ - I \quad (13)$$

Caso 2: La coordenada en X del punto de referencia de la rodilla es menor al de la cadera.

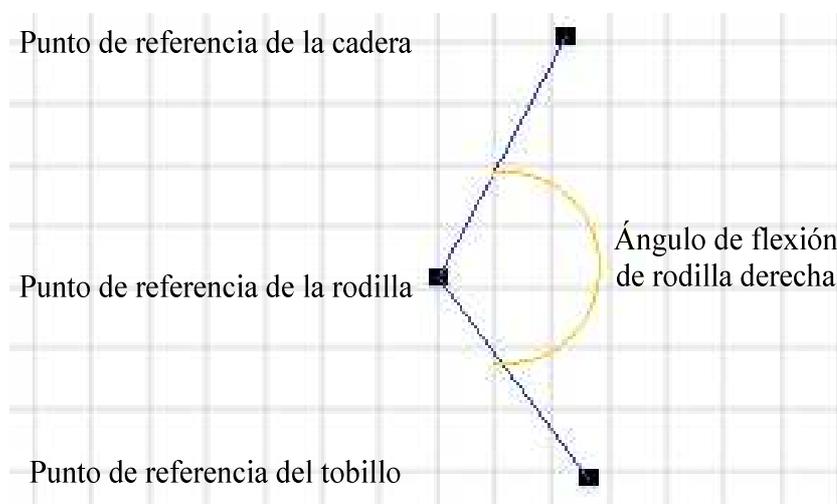


Figura 68. Esquema de Caso 2: análisis de ángulos de flexión de la rodilla derecha

Aplicando las propiedades de los ángulos, asumimos que el ángulo I y II, son datos conocidos por lo tanto la ecuación (16) corresponde al ángulo de flexión de la rodilla derecha.

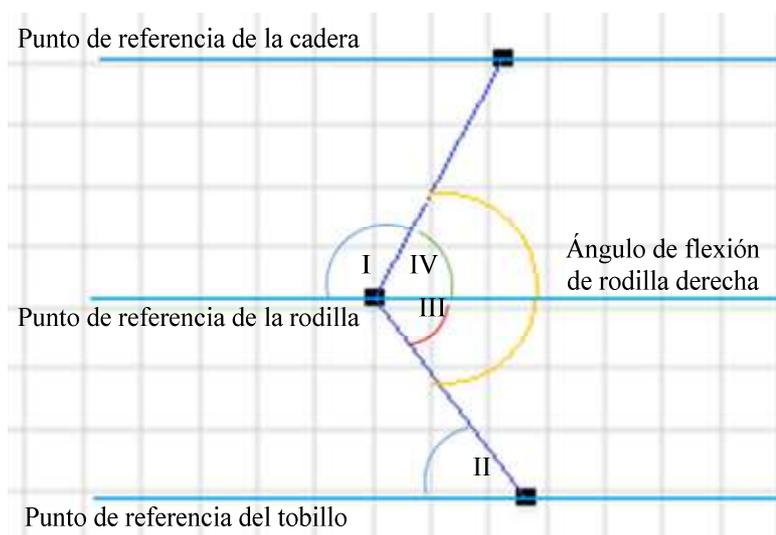


Figura 69. Caso 2: aplicación de propiedades de ángulos de flexión de la rodilla derecha

$$III = II \quad (14)$$

$$IV = 180^\circ - I \quad (15)$$

$$\text{Ángulo de flexión de la rodilla derecha} = III + IV = II + 180^\circ - I \quad (16)$$

Caso 3: La coordenada en X del punto de referencia de la rodilla es igual al de la cadera.

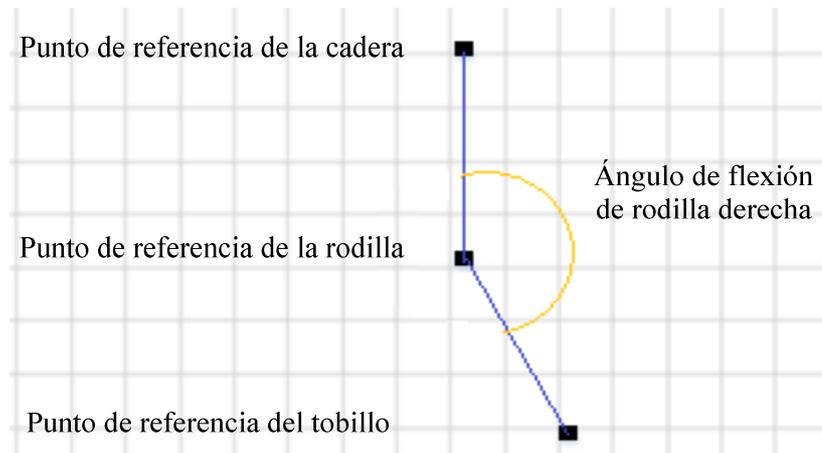


Figura 70. Esquema de Caso 3: análisis de ángulos de flexión de la rodilla derecha

Aplicando las propiedades de los ángulos, asumimos que el ángulo I y II, son datos conocidos por lo tanto la ecuación (19) corresponde al ángulo de flexión de la rodilla derecha.

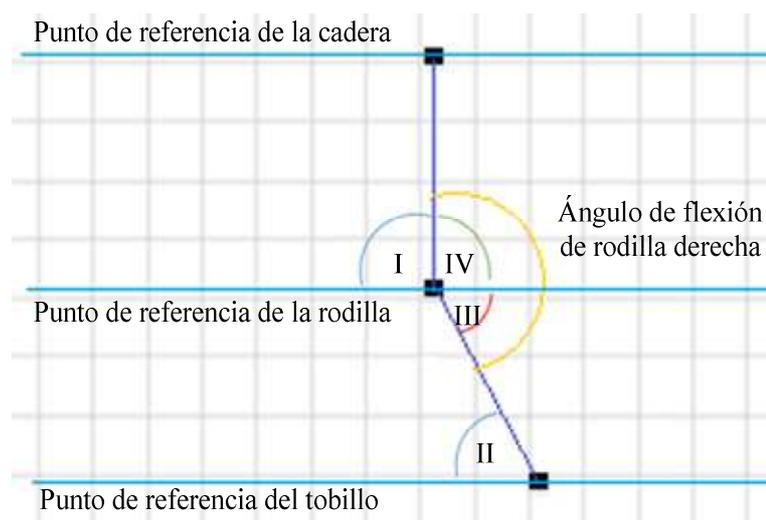


Figura 71. Caso 3: aplicación de propiedades de ángulos de flexión de la rodilla derecha

$$I = IV \quad (17)$$

$$II = III \quad (18)$$

$$\text{Ángulo de flexión de la rodilla derecha} = III + IV = I + II \quad (19)$$

La ecuación (13) y (14) de los Casos 1 y 2 respectivamente, son iguales por lo cual existen dos condiciones para la generación de ángulos de flexión de la rodilla derecha, representados por la ecuación (13) y la (19).

4.2.2. Análisis de ángulos de flexión de la rodilla izquierda

Al igual que en el ángulo de la rodilla derecha, para presentar los casos en la generación de ángulos en la flexión de la rodilla izquierda, se consideró la posición del punto de referencia de la cadera y la rodilla en el eje X, y se determinó que la posición del punto de referencia del tobillo es irrelevante debido a las condiciones anatómicas de la pierna, han surgido 3 casos:

- **Caso 1:** La coordenada en X del punto de referencia de la rodilla es menor al de la cadera.
- **Caso 2:** La coordenada en X del punto de referencia de la rodilla es mayor al de la cadera.
- **Caso 3:** La coordenada en X del punto de referencia de la rodilla es igual al de la cadera.

A continuación se realizará el análisis de cada caso, para ellos se utiliza un esquema básico de los ángulos formados, una nomenclatura simbólica y propiedades de los ángulos con la finalidad de determinar ecuaciones generales.

Caso I: La coordenada en X del punto de referencia de la rodilla es menor al de la cadera.

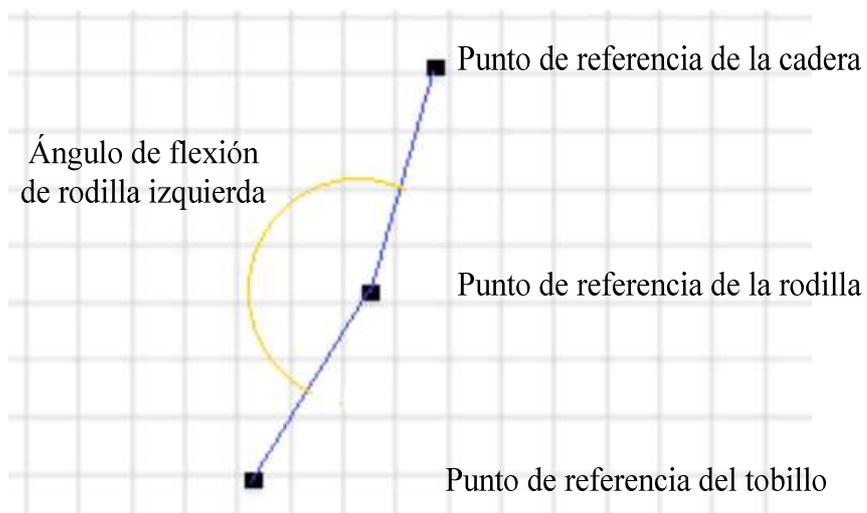


Figura 72. Esquema de Caso1: análisis de ángulos de flexión de la rodilla izquierda

Aplicando las propiedades de los ángulos, asumimos que el ángulo I y II, son datos conocidos por lo tanto la ecuación (22) corresponde al ángulo de flexión de la rodilla izquierda.

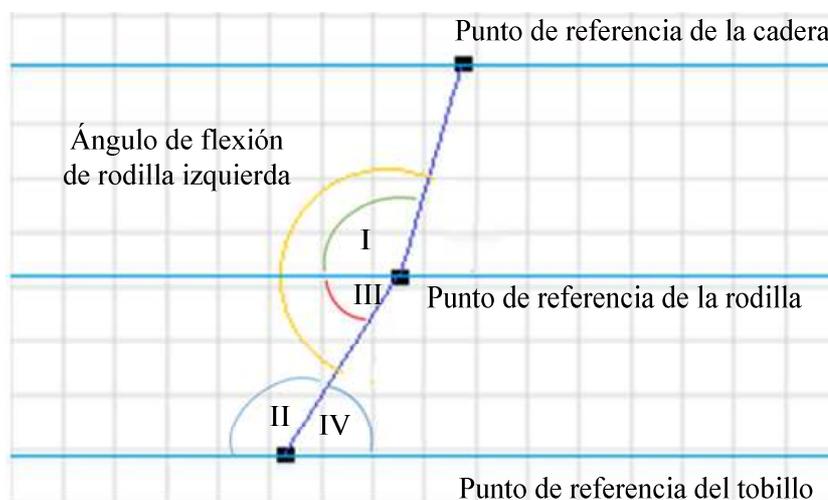


Figura 73. Caso 1: aplicación de propiedades de ángulos de flexión de la rodilla izquierda

$$III = IV \quad (20)$$

$$IV = 180 - II \quad (21)$$

$$\begin{aligned} \text{Ángulo de flexión de la rodilla izquierda} &= I + III = I + IV \\ &= I + 180^\circ - II \end{aligned} \quad (22)$$

Caso 2: La coordenada en X del punto de referencia de la rodilla es mayor al de la cadera.

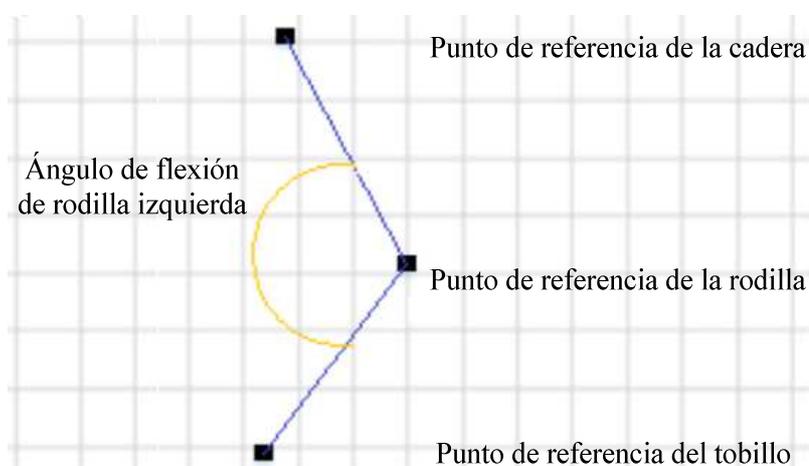


Figura 74. Esquema de Caso 2: análisis de ángulos de flexión de la rodilla izquierda

Aplicando las propiedades de los ángulos, asumimos que el ángulo I y II, son datos conocidos por lo tanto la ecuación (16) corresponde al ángulo de flexión de la rodilla izquierda.

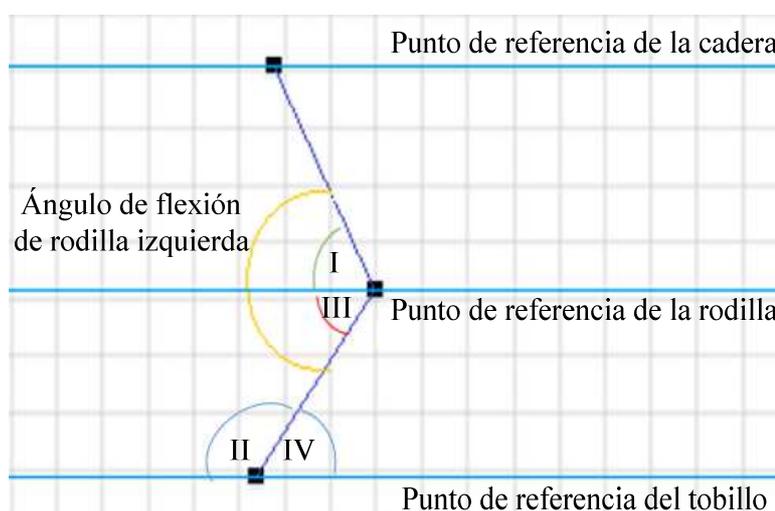


Figura 75. Caso 2: aplicación de propiedades de ángulos de flexión de la rodilla izquierda

$$III = IV \quad (23)$$

$$IV = 180^\circ - II \quad (24)$$

$$\begin{aligned} \text{Ángulo de flexión de la rodilla izquierda} &= I + III = I + IV \\ &= I + 180^\circ - II \end{aligned} \quad (25)$$

Caso 3: La coordenada en X del punto de referencia de la rodilla es igual al de la cadera.

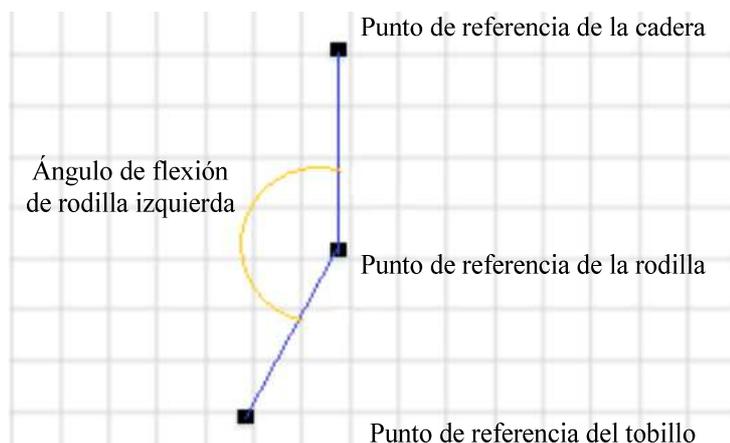


Figura 76. Esquema de Caso 3: análisis de ángulos de la rodilla izquierda

Aplicando las propiedades de los ángulos, asumimos que el ángulo I y II, son datos conocidos por lo tanto la ecuación (28) corresponde al ángulo de flexión de la rodilla izquierda.

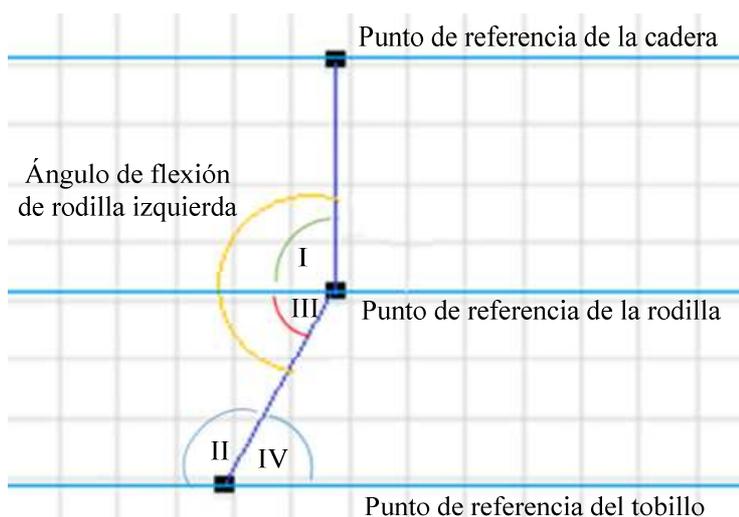


Figura 77. Caso 3: aplicación de propiedades de ángulos a la rodilla izquierda.

$$III = IV \quad (26)$$

$$IV = 180^\circ - II \quad (27)$$

$$\begin{aligned} \text{Ángulo de flexión de la rodilla izquierda} &= I + III = I + IV \\ &= I + 180^\circ - II \end{aligned} \quad (28)$$

Después de analizar los tres casos, se obtiene como resultado que las ecuaciones (22), (25) y (28), son iguales por lo cual solo existe una condición en la generación de ángulos de flexión en la rodilla izquierda.

4.3. Selección de datos relevantes de la base de datos

Para la selección de datos a ser utilizados en la construcción del modelo probabilístico, se utiliza el programa descrito en el software de control, en el que se muestra la captura y almacenaje de estos datos.

Previo a la selección de datos, se realizaron pruebas con personas aleatorias con las cuales se determinó que en cada análisis de marcha que inicia con el cruce del sensor de inicio y finaliza con el cruce del sensor fin se capturan en promedio 39 frames de los cuales obtenemos 39 datos por cada pierna en el ciclo completo de la marcha humana. Tomando en cuenta que cada dato está compuesto por dos ángulos, uno correspondiente a la flexión de la rodilla derecha y otro a la rodilla izquierda, se realizaron pruebas a 30 personas con el fin de determinar los datos correspondientes al ciclo completo de marcha humana; para la delimitación de datos se consideró que se tienen un sistema automático de inicio y finalización de captura de datos, esto es con una duración aproximada de 3 segundos obtenidos experimentalmente, sin embargo se realizó una división interna para estandarizar la generación del modelo probabilístico, para ello se tomó en cuenta la variación de los ángulos formados por las piernas derecha e izquierda obteniendo tres procesos internos: Calibración del sistema, Ciclo completo de marcha humana y Almacenamiento de datos.

En el proceso de calibración la persona se encuentra de frente y de espaldas a los dos sensores Kinect respectivamente, por lo cual todos los ángulos formados en este proceso serán aproximadamente de 180° ; a este proceso corresponden los 6 primeros datos capturados.

Por otra parte el proceso correspondiente al ciclo de marcha humana conlleva una notable variación de ángulos, dependiendo de la forma de caminar de cada persona, los datos correspondientes a este proceso son los 30 siguientes al proceso de calibración.

El proceso de Almacenamiento de datos, es similar a la calibración, es decir, los ángulos capturados oscilan alrededor de 180° ; este proceso fue considerado con el fin de estandarizar los datos, debido a que las personas tienen distintas posturas al estar de pie, a este proceso corresponden los 3 últimos datos.

En la **Figura 78** se presenta la distribución de los datos capturados.

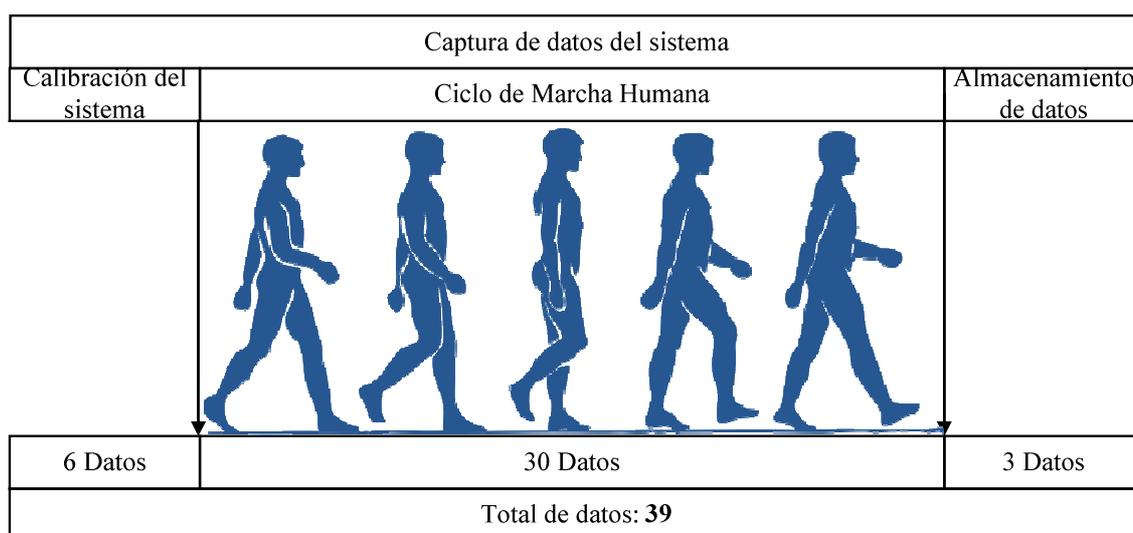


Figura 78. Distribución de datos capturados

4.4. Determinación del patrón de la marcha humana

Para la determinación del patrón de marcha humana, se realizaron mediciones de secuencias de marcha considerada “normal”, es decir, de personas que no poseen ninguna alteración física ni padecen de algún tipo de trastorno comprobado. Para este proceso intervinieron 30 personas.

En la **Tabla 30**, se muestra los datos generales de las personas que participaron en el proceso para la obtención del modelo probabilístico del patrón ideal de una marcha normal.

Tabla 30.

Datos generales de las personas participantes

N° Persona	Edad (años)	Peso (Kg)	Estatura (cm)
1	30	62	153
2	22	50	172
3	24	55	158
4	46	73	163
5	48	70	155
6	40	69	175
7	25	59	169
8	26	58	164
9	17	52	162
10	21	58	158
11	23	60	154
12	24	57	159
13	24	56	163
14	19	63	165
15	28	69	160
16	30	72	168
17	35	74	157
18	42	61	162
19	16	53	160
20	18	55	159
21	16	53	164
22	14	49	148
23	65	71	160
24	24	65	172

Continua →

25	23	53	166
26	23	56	159
27	38	62	170
28	16	55	162
29	24	52	165
30	23	61	155

Como se explica en la sección anterior para el proceso de obtención del patrón de marcha humana son necesarios 30 datos de la pierna derecha y 30 de la pierna izquierda, los mismos que se almacenan en dos matrices de 30x30, para posteriormente ser promediados y así obtener un dato referencial.

Se considera complicado el generar un patrón de marcha humana que abarque a todas las formas de caminar de las persona, debido a la existencia de factores fisiológicos como la estatura, edad, etc.; que hacen que el ciclo de la marcha difiera entre las personas, por lo que la curva generada a través de pruebas experimentales servirá como una curva de referencia, no como curva de análisis propiamente, pese a la cantidad y variedad participantes en los experimentos.

4.5. Distribución normal multidimensional

La distribución normal es considerada como uno de los modelos continuos más importantes en la estadística, por la frecuencia con la que las variables de origen natural se aproximan a esta distribución. (Stahl, S., Másmela, L., & Ricón, W., 2015), motivo por el cual se ha utilizado para la generación del patrón de la marcha humana.

La ecuación (29) representa la densidad de la distribución normal multidimensional.

$$f(x_1, x_2, x_3, \dots, x_n) = \frac{1}{|M|^{\frac{1}{2}}(2\pi)^{\frac{n}{2}}} \exp\left\{-\frac{1}{2}(X - \bar{\mu}) M^{-1}(X - \bar{\mu})^T\right\} \quad (29)$$

Donde:

- X : Variables que siguen una distribución normal
 n : Tamaño del vector
 M : Matriz de varianzas'covarianzas de tamaño $n \times n$.
 $\bar{\mu}$: Vector de medias.
 T : Indicador de matriz traspuesta

La ecuación (32) y (33) representa el cálculo de la media μ de los datos de la pierna derecha e izquierda, para ello se requiere clasificar los datos de cada persona, es decir, almacenar el primer dato de la persona 1, persona 2,..., persona 30, de la pierna derecha e izquierda representado por la ecuación (30) y (31).

La ecuación (34) y (35) representan los vectores de medias $\bar{\mu}_{derecha}$ y $\bar{\mu}_{izquierda}$ de todos los datos de la pierna derecha e izquierda, los mismos que son los ángulos del modelo probabilístico (Ver Anexo3).

$$X_{derecha} = \begin{bmatrix} p1(1,1) & p1(1,2) & \cdot & \cdot & \cdot & p1(1,k) \\ p2(2,1) & p2(2,2) & \cdot & \cdot & \cdot & p2(2,k) \\ p3(3,1) & p3(3,3) & \cdot & \cdot & \cdot & p3(3,k) \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ p30(m,1) & p30(m,2) & \cdot & \cdot & \cdot & p30(m,k) \end{bmatrix} \quad (30)$$

$$X_{izquierda} = \begin{bmatrix} p1(1,1) & p1(1,2) & \cdot & \cdot & \cdot & p1(1,k) \\ p2(2,1) & p2(2,2) & \cdot & \cdot & \cdot & p2(2,k) \\ p3(3,1) & p3(3,3) & \cdot & \cdot & \cdot & p3(3,k) \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ p30(m,1) & p30(m,2) & \cdot & \cdot & \cdot & p30(m,k) \end{bmatrix} \quad (31)$$

$$\mu_{derecha_j} = \frac{\sum_{i=1}^m X_{derecha}(i,j)}{k} \quad (32)$$

$$\mu_{izquierda_j} = \frac{\sum_{i=1}^m X_{izquierda}(i,j)}{k} \quad (33)$$

$$\bar{\mu}_{derecha} = \begin{pmatrix} \mu_{derecha_1} \\ \mu_{derecha_2} \\ \mu_{derecha_3} \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ \mu_{derecha_k} \end{pmatrix} \quad (34)$$

$$\bar{\mu}_{izquierda} = \begin{pmatrix} \mu_{izquierda_1} \\ \mu_{izquierda_2} \\ \mu_{izquierda_3} \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ \mu_{izquierda_k} \end{pmatrix} \quad (35)$$

Donde:

i : ($i = 1, 2, 3, \dots, m$) Número que representa la cantidad de personas.

j : ($j = 1, 2, 3, \dots, k$) Número que representa la cantidad de datos.

m : Total número de personas

k : Total número de datos

La ecuación (36) representa el cálculo de la desviación estándar σ por estimación de datos y en la ecuación (37) y (38) se representa el cálculo de la desviación estándar de la pierna derecha e izquierda, para ello se utilizan las ecuaciones (30), (31), (32) y (33).

La ecuación (39) y (40) representan las matrices de varianzas $M_{derecha}$ y $M_{izquierda}$ de todos los datos de la pierna derecha e izquierda.

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m (x_i - \mu)^2} \quad (36)$$

$$\sigma_{derecha_{(i,j)}} = \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m (X_{derecha}(i,j) - \mu_{derecha_i})^2} \quad (37)$$

$$\sigma_{izquierda_{(i,j)}} = \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m (X_{izquierda}(i,j) - \mu_{izquierda_i})^2} \quad (38)$$

$$M_{derecha} = \begin{pmatrix} \sigma_{derecha_{11}} & \sigma_{derecha_{12}} & \dots & \sigma_{derecha_{1k}} \\ \sigma_{derecha_{21}} & \sigma_{derecha_{22}} & \dots & \sigma_{derecha_{2k}} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \sigma_{derecha_{m1}} & \sigma_{derecha_{m2}} & \dots & \sigma_{derecha_{mk}} \end{pmatrix} \quad (39)$$

$$M_{izquierda} = \begin{pmatrix} \sigma_{izquierda_{11}} & \sigma_{izquierda_{12}} & \dots & \sigma_{izquierda_{1k}} \\ \sigma_{izquierda_{21}} & \sigma_{izquierda_{22}} & \dots & \sigma_{izquierda_{2k}} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \sigma_{izquierda_{m1}} & \sigma_{izquierda_{m2}} & \dots & \sigma_{izquierda_{mk}} \end{pmatrix} \quad (40)$$

Donde:

i : ($i = 1, 2, 3, \dots, m$) Número que representa la cantidad de personas.

j : ($j = 1, 2, 3, \dots, k$) Número que representa la cantidad de datos.

m : Total número de personas

k : Total número de datos

x_i : Son los datos obtenidos de cada persona

μ : Es la media aritmética de los datos

Una vez calculados los parámetros de la función de densidad normal, se reemplazan las ecuaciones (30), (31), (34), (35), (39) y (40); en la ecuación (41) representa la función normal del modelo probabilístico de la pérdida derecha y en la **Figura 79** se muestra la gráfica correspondiente.

$$f(x_1, x_2, x_3, \dots, x_m)_{derecha} = \frac{1}{|M_{derecha}|^{\frac{1}{2}} (2\pi)^{\frac{m}{2}}} \exp \left\{ -\frac{1}{2} (X_{derecha}(i, j) - \bar{\mu}_{derecha_i}) M_{derecha}^{-1} (X_{derecha}(i, j) - \bar{\mu}_{derecha_i})^T \right\} \quad (41)$$

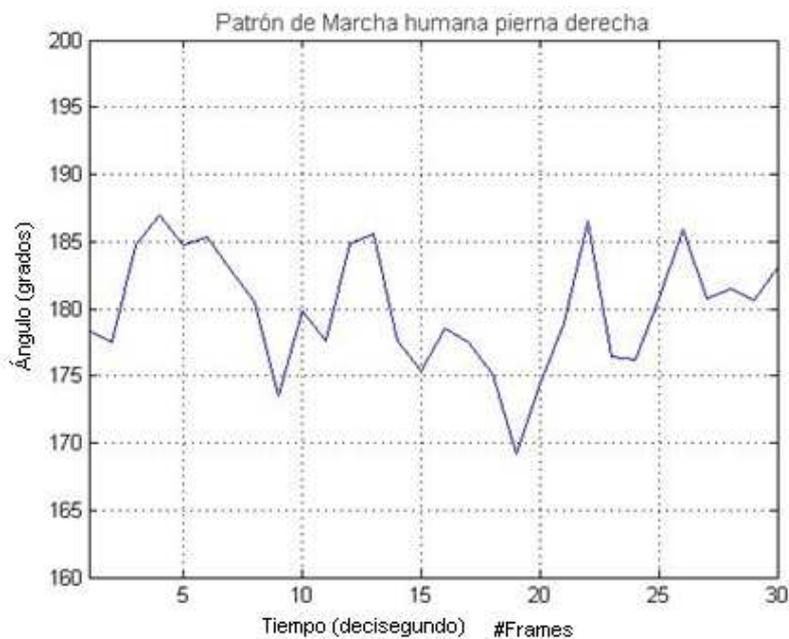


Figura 79. Patrón de marcha humana derecha

En la ecuación (42) representa la función normal del modelo probabilístico de la pérdida izquierda y en la **Figura 80** se muestra la gráfica correspondiente.

$$f(x_1, x_2, x_3, \dots, x_m)_{izquierda} = \frac{1}{|M_{izquierda}|^{\frac{1}{2}} (2\pi)^{\frac{m}{2}}} \exp \left\{ -\frac{1}{2} (X_{derecha}(i, j) - \bar{\mu}_{izquierda_i}) M_{izquierda}^{-1} \begin{pmatrix} X_{derecha}(i, j) \\ -\bar{\mu}_{izquierda_i} \end{pmatrix}^T \right\} \quad (42)$$

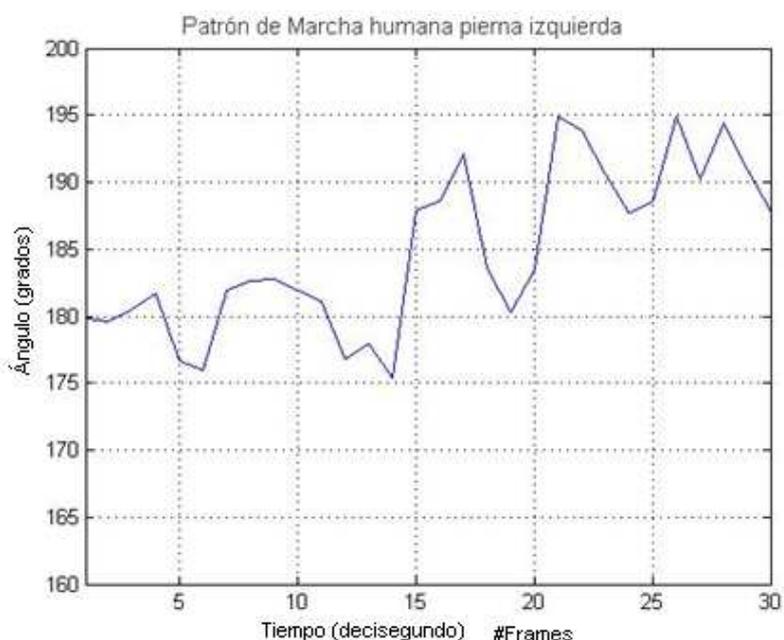


Figura 80 Patrón de marcha humana izquierda

4.6. Construcción de intervalos de confianza

Se denomina intervalo de confianza a un par de números que determinan un intervalo, entre los cuales se estima la probabilidad de que un valor desconocido se encuentre dentro de este intervalo.

Tomando en cuenta que los datos almacenados varían constantemente, el nivel de confianza y amplitud de cada intervalo depende de esta variación; esto implica que en un intervalo amplio tendrá mayor nivel de confianza, mientras que un intervalo pequeño ofrece más precisión y aumenta la posibilidad de error. Se realizaron gráficos de dispersión para verificar gráficamente la independencia de las variables.

En la **Figura 81 y 79** se presenta las gráficas de dispersión de las piernas derecha e izquierda, las mismas que muestran los valores de las 30 variables obtenidas para un conjunto de datos, se muestran como puntos, cada uno con el valor de una variable en el eje horizontal (x) y la otra variable en el eje vertical (y).

Con el fin de tener una mejor visualización, en la **Figura 83** se presenta las gráficas de 10 variables de la pierna derecha en las que se observa que no existe dependencia entre estas variables, también se comprueba visualmente que los diagramas de dispersión entre las diferentes componentes no revelan relaciones de tipo lineal.

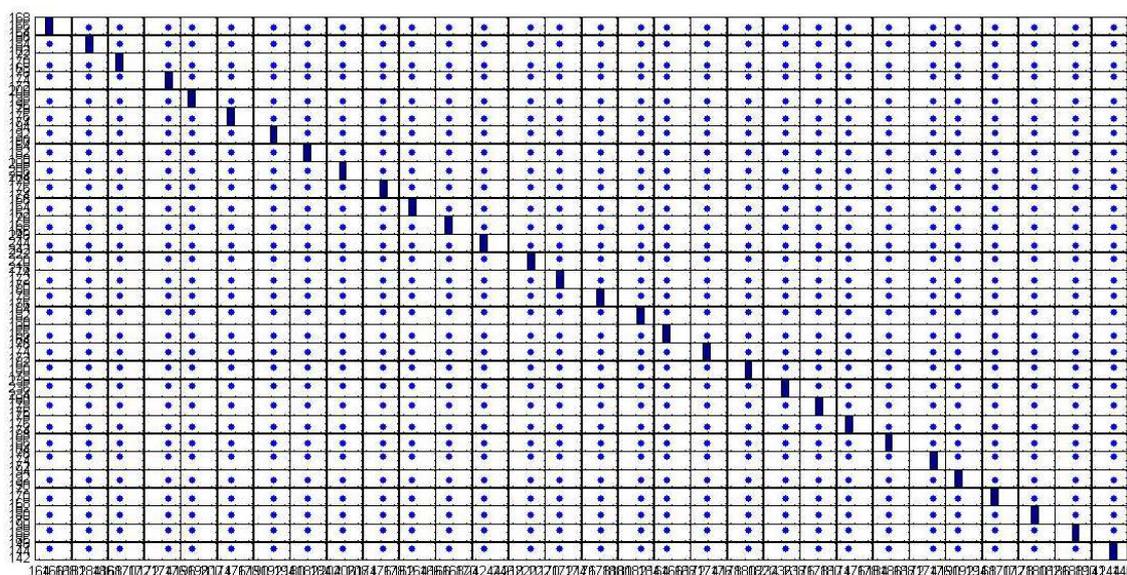


Figura 81 Gráficas de dispersión de 30 variables de la pierna derecha

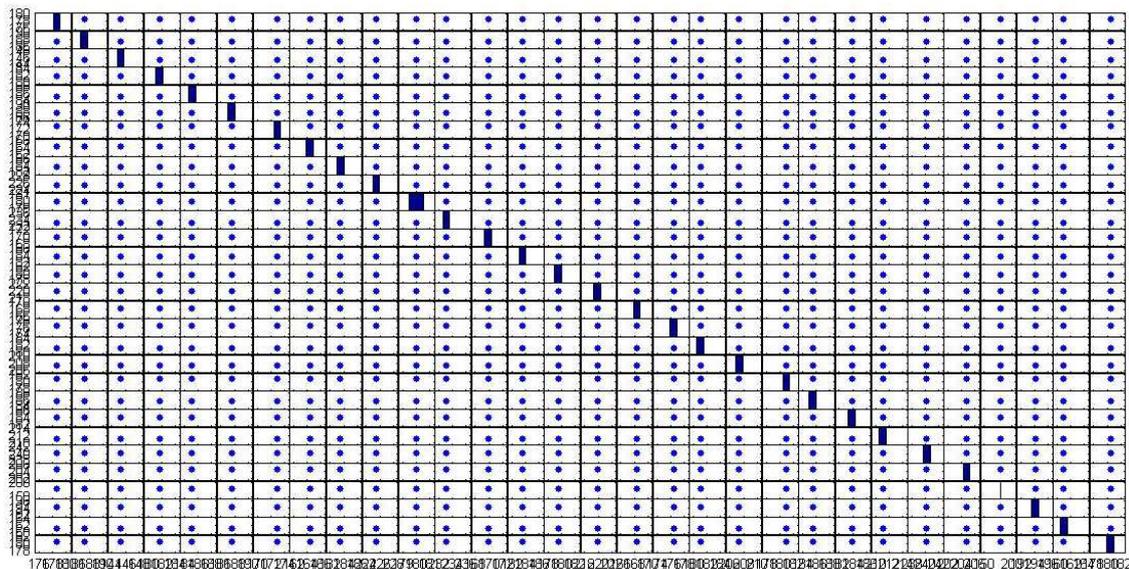


Figura 82 Gráficas de dispersión de 30 variables de la pierna izquierda

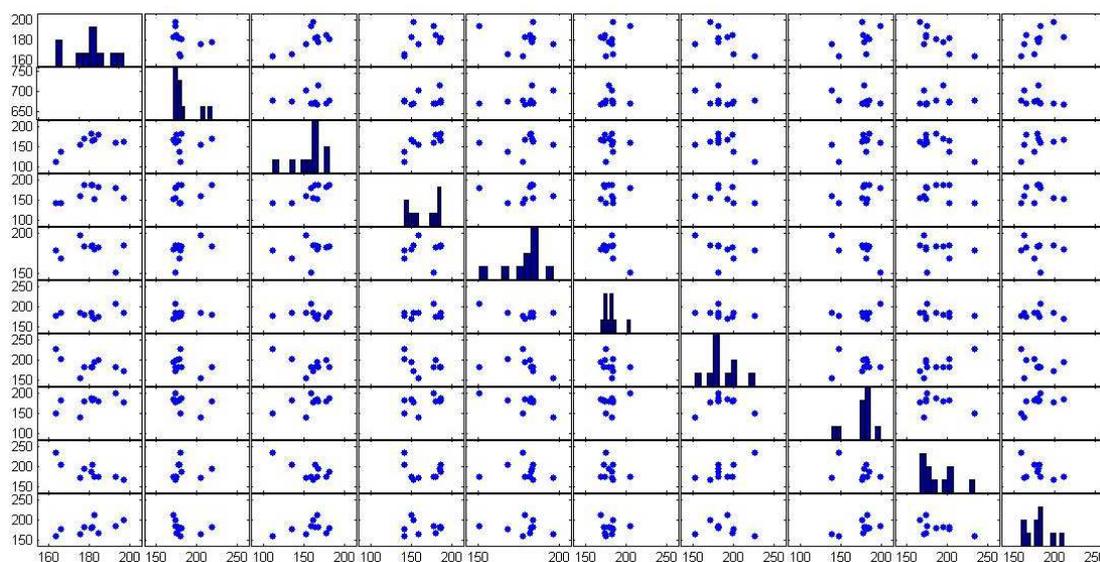


Figura 83 Gráficas de dispersión de 10 variables de la pierna derecha

Para la construcción de intervalos de confianza se realiza un test de normalidad multivariante, ya que la matriz de varianzas es conocida se utiliza la Distribución Chi-cuadrada (X_p^2). (Bilodeau, M. y Brenner, D, 1999)

La ecuación (43) representa el cálculo de la distribución Chi-cuadrada de la cual se plantean las hipótesis H_0 y H_1 , con un nivel de significancia (α) del 0.05, que

indica que hay una probabilidad del 0.95 de que la hipótesis H_0 sea verdadera, es decir, que los intervalos de confianza construidos tengan una confiabilidad del 95%.

$$X_g^2 = (x - \mu)^T M^{-1} (x - \mu) \quad (43)$$

Donde:

X_{gp}^2 : Distribución Chi-cuadrada con p grados de libertad

gl : Grados de libertad

M : Matriz de varianza-covarianza

μ : Vector de medias

x : Vector columna a ser evaluada

H_0 : Hipótesis nula: El paciente presenta una marcha aparentemente normal.

H_1 : No H_0 (Hipótesis para Paciente no Sano)

Una vez establecidas las hipótesis y el nivel de significancia, se procede a calcular los valores que permitan determinar el valor crítico de la tabla de Chi-cuadrado, la misma que tiene en la primera columna los grados de libertad y en la primera fila la probabilidad asociada a valores mayores a un determinado valor del estadístico (p).

Los grados de libertad dependen del número de celdas que tiene la tabla de asociación donde están los datos del problema, la ecuación (44) representa el cálculo de los grados de libertad y la ecuación (45) el cálculo del valor estadístico.

$$gl = m - 1 \quad (44)$$

$$p = 1 - \alpha \quad (45)$$

Donde:

m : Total número de personas

α : Nivel de significancia

Si el valor del Chi-cuadrado calculado es menor o igual que el Chi-cuadrado crítico entonces se acepta la hipótesis H_0 , caso contrario no se acepta. (Uriel, E. y Aldas, J., 2005)

Reemplazando los datos con las ecuaciones de la sección anterior, se obtiene la ecuación (46) y (47) que presenta el cálculo del Chi-cuadrado de los datos correspondientes a la pierna derecha e izquierda. Así también se calcula los grados de libertad y el valor estadístico en las ecuaciones (48) y (49), considerando que tanto en la pierna derecha e izquierda se utiliza la misma cantidad de sujetos de prueba (30 personas), además que de que se requiere el mismo nivel de confiabilidad del 95 %.

$$X_{gl_derecha}^2 = (x_{derecha} - \mu_{derecha})^T M_{derecha}^{-1} (x_{derecha} - \mu_{derecha}) \quad (46)$$

$$X_{gl_izquierda}^2 = (x_{izquierda} - \mu_{izquierda})^T M_{izquierda}^{-1} (x_{izquierda} - \mu_{izquierda}) \quad (47)$$

$$gl = 30 - 1 = 29 \quad (48)$$

$$p = 1 - 0.05 = 0.95 \quad (49)$$

Conociendo el valor de los grados de libertad y el valor estadístico, ubicamos en la tabla del Chi-cuadrado (Ver Anexo 2), el valor del Chi-cuadrado crítico ($X_{crítico}^2$), en cualquiera de los dos casos es 17,7084, si se cumple la ecuación (50) se acepta la hipótesis nula H_0 caso contrario se acepta la hipótesis H_1 , esto realizado para cada dato capturado.

$$X_{gl}^2 \leq X_{crítico}^2 \quad X_{gl}^2 \leq 17.7084 \quad (50)$$

La **Figura 84 a y b**, presenta al patrón, los intervalos de confianza y el valor desconocido que se desea evaluar en la pierna derecha e izquierda, construidos a

partir de la distribución normal unidimensional y la **Figura 85 a y b**, representa una gráfica construida a partir de la distribución normal multidimensional.

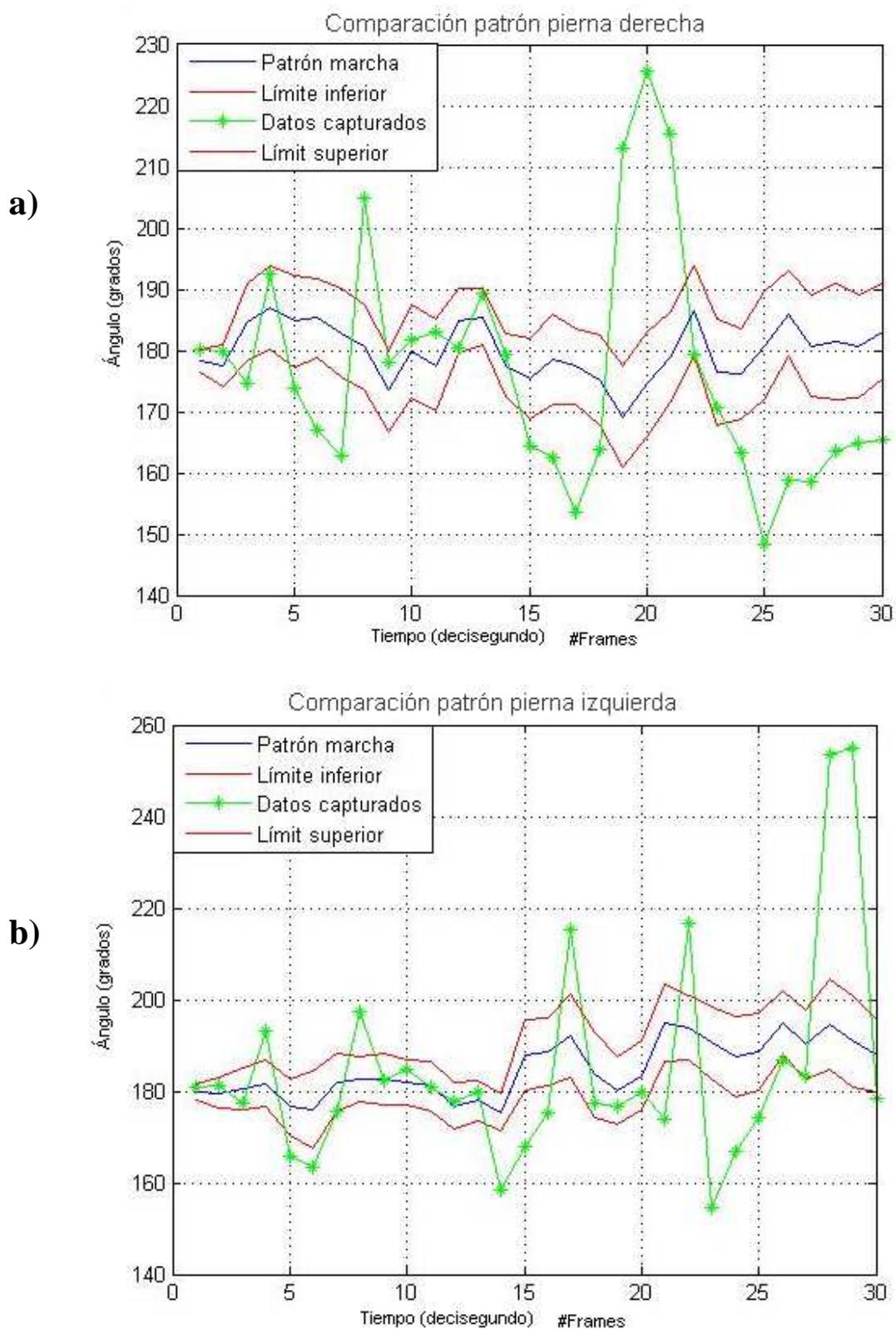


Figura 84. Intervalos de confianza con la distribución normal unidimensional

a) Pierna derecha, b) Pierna izquierda

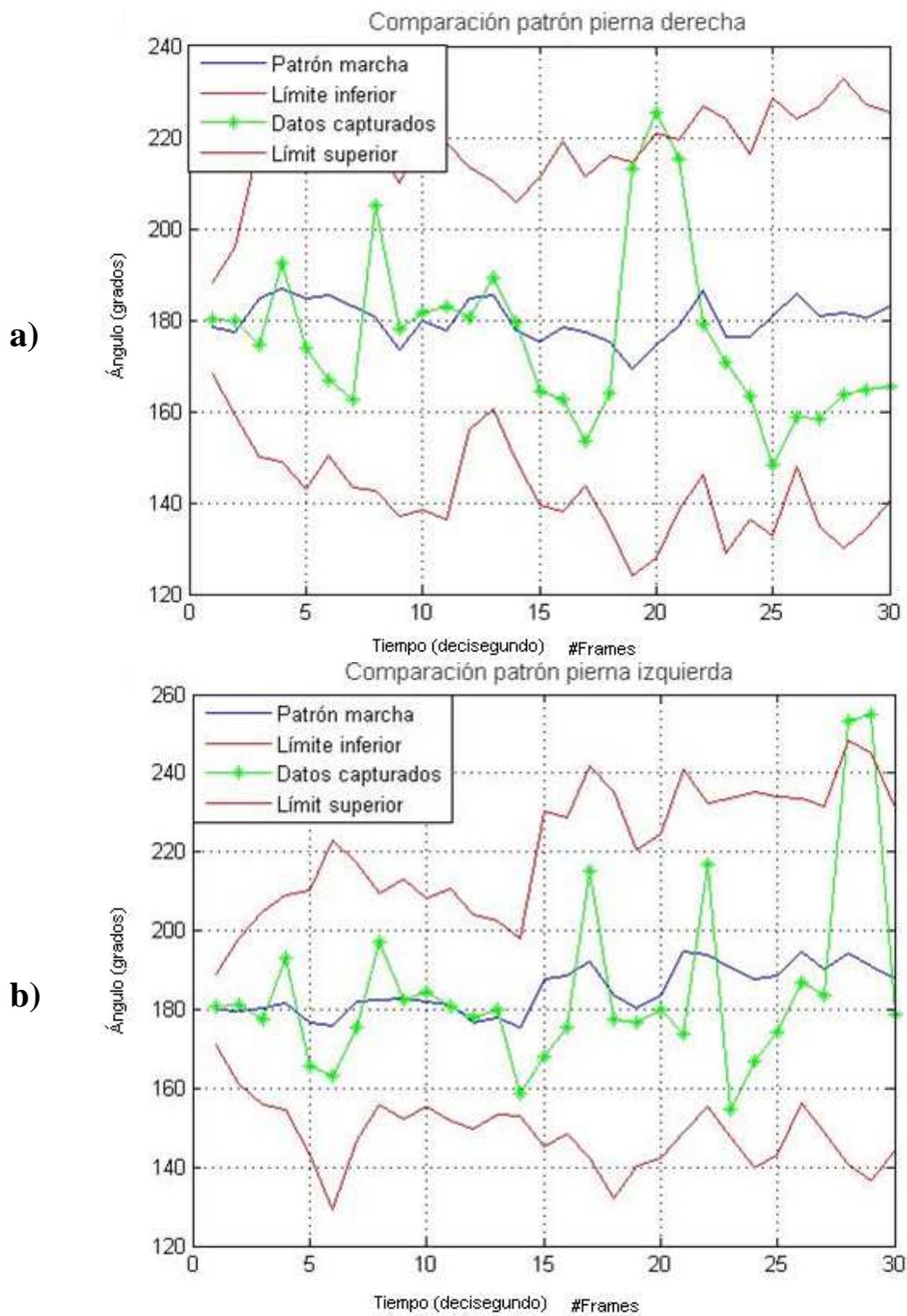


Figura 85. Intervalos de confianza con la distribución normal multidimensional

a) Pierna derecha, b) Pierna izquierda

Analizando visualmente (Flores, 2004), al comparar la **Figura 84 a y 82 a** correspondiente a los ángulos generados por la pierna derecha, se observa la variación de los rangos de confianza mínimos y máximos representados por las líneas de color rojo, es decir, la **Figura 84 a** tiene un rango mucho menor en comparación con el mostrado en la **Figura 85 a**; con esto se evidencia que la curva de color verde correspondiente a la curva de una marcha aparentemente normal se adapta mejor a los rangos mínimos y máximos establecidos por la distribución normal multidimensional que a los rangos establecidos por la distribución normal unidimensional.

En la **Figura 84 b y Figura 85 b** correspondiente a los ángulos generados por la pierna izquierda, se realiza el mismo análisis y se obtiene resultados similares.

En base a las comparaciones obtenidas de los modelos, se ha determinado utilizar los intervalos de confianza de una función normal multidimensional en la **Figura 86** se observa la gráfica de los intervalos de confianza del patrón de marcha de la pierna derecha de color rojo y e igual manera en la **Figura 87** se observan los intervalos de confianza del patrón de marcha de la pierna izquierda.

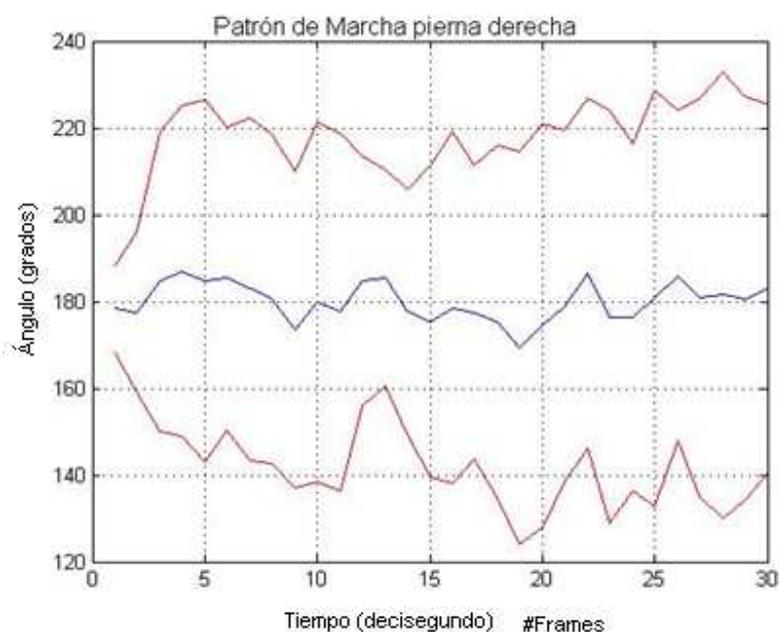


Figura 86. Intervalos de confianza del patrón de marcha de la pierna derecha

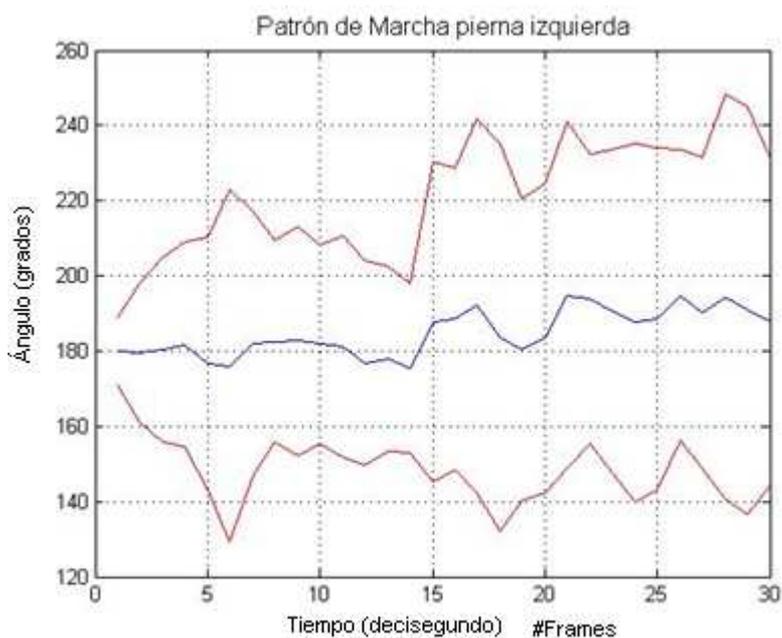


Figura 87. Intervalos de confianza del patrón de marcha de la pierna izquierda

4.7. Criterios de análisis de datos

4.7.1. Sensores Kinect.

Una vez generado el modelo probabilístico y determinados los datos que se encuentran fuera de los rangos de confianza, se generan 4 casos distintos de marcha, los mismos que son mostrados en la **Tabla 31**.

Tabla 31.

Casos de resultados de análisis de sensores Kinect.

Caso	Descripción
Caso 1	Marcha aparentemente normal
Caso 2	Marcha en pierna derecha aparentemente normal con una posible afección en la pierna izquierda.
Caso 3	Marcha en pierna izquierda aparentemente normal con una posible afección en la pierna derecha.
Caso 4	Marcha aparentemente anormal

A continuación se describe la forma de evaluar en porcentaje la cantidad de datos de aciertos de la hipótesis nula H_0 descrita en la construcción del modelo probabilístico, para ello se requiere de una regla de tres simple descrita en la ecuación (51) a partir del siguiente planteamiento.

Cantidad total de datos \rightarrow 100%
 Cantidad de acierto de H_0 \rightarrow x (Porcentaje de datos acertados en H_0)

$$x = \frac{\text{Cantidad de acierto de } H_0 * 100 \%}{\text{Cantidad total de datos}} \quad (51)$$

En la \uparrow Error! No se encuentra el origen de la referencia. se observan los porcentajes correspondientes a los diferentes casos, determinados mediante la aplicación de la ecuación (51) tanto a los datos correspondientes de la pierna derecha e izquierda, tomando a consideración los siguientes datos:

Cantidad total de datos de una persona = 30 datos pierna derecha y 30 de la pierna izquierda.

Cantidad de acierto de H_0 de una persona = Número de datos de acierto capturados.

Tabla 32.

Porcentajes de casos de resultados de análisis de sensores Kinect.

Casos	Porcentajes	
	Pierna derecha	Pierna izquierda
Caso 1	$\geq 95\%$	$\geq 95\%$
Caso 2	$\geq 95\%$	$< 95\%$
Caso 3	$< 95\%$	$\geq 95\%$
Caso 4	$< 95\%$	$< 95\%$

En la interface gráfica se presentan los resultados de análisis de casos en forma escrita mostrando el porcentaje de acierto del intervalo de confianza de la

pierna derecha e izquierda, y generando una conclusión en la que se describe el caso al que corresponde el paciente como se observan en la . No se encuentra el origen de la referencia.

ANALISIS SENSORES KINECT

DATOS:

Porcentajes de acierto dentro del intervalo de confianza:

Ángulos de flexión de la rodilla derecha:	83.3333	%
Ángulos de flexión de la rodilla izquierda:	100	%

CONCLUSION

Los ángulos de flexión de la rodilla de la pierna izquierda se encuentran sobre el 95% de confiabilidad respecto al patrón de marcha humana.

Sin embargo los ángulos de flexión de la rodilla derecha se encuentran fuera de rango, por lo cual se presume una anomalía en la pierna derecha.

Figura 88. Visualización de análisis de sensores Kinect.

4.7.2. Sensores de peso.

Para estandarizar los datos provenientes de los sensores de peso en el análisis de la marcha en un paciente se ha considerado dos parámetros que son el peso ejercido por la pierna en los sensores de peso, y el tiempo de duración de pisada en cada pierna.

4.7.2.1. Análisis de peso ejercido en los sensores de peso

El proceso de escalamiento se realizó con los datos obtenidos de los sensores de peso de las 30 personas con las que se construyó el modelo probabilístico cuyas características se muestran en la **Tabla 17**, con estos datos se obtuvo las ecuaciones (52) y (53) correspondientes al escalado de los sensores de peso de la pierna derecha e izquierda, que servirán como base para el escalamiento de los datos obtenidos de los usuarios del prototipo.

$$Escala_{pierna_derecha} = \frac{(Dato_{sensor_p_derecha} + 1478309.80216)}{10139.01223} \quad (52)$$

$$Escala_{pierna_izquierda} = \frac{(Dato_{sensor_p_izquierda} + 1655600.05036)}{12669.21871} \quad (53)$$

Una vez que los datos son escalados, para el análisis del peso ejercido se selecciona el número que corresponde al mayor peso de la pierna derecha y se cuentan el número de pesos similares a este, es decir, los pesos que se encuentran dentro del $\pm 5\%$ del peso mayor, se saca la media de todos los pesos dentro de los rangos de la pierna derecha, que se describe en la ecuación (54) y en la ecuación (55) se realiza el mismo procedimiento en la pierna izquierda.

$$Media_{pesos_p_derecha} = \frac{\sum_{i=1}^{i_n} Pesos_{mayores_p_derecha}}{i_n} \quad (54)$$

$$Media_{pesos_p_izquierda} = \frac{\sum_{i=1}^{i_n} Pesos_{mayores_p_izquierda}}{i_n} \quad (55)$$

Donde:

i_n Número de pesos dentro del $\pm 5\%$ del peso mayor.

Con la finalidad de comparar los pesos ejercidos por parte de la pierna derecha e izquierda, se saca la media de los pesos, sumando la media de los pesos mayores de la pierna derecha y la media de los pesos mayores de la pierna izquierda dividiéndolos para dos como se muestra en la ecuación (56).

$$Media_{pesos} = \frac{Media_{pesos_p_derecha} + Media_{pesos_p_izquierda}}{2} \quad (56)$$

Luego de haber obtenido la media de los pesos, estos se comparan con los pesos de la pierna derecha y los pesos de la pierna izquierda para emitir un resultado conjuntamente con el análisis de la duración de la pisada.

4.7.2.2. Análisis del tiempo de duración de la pisada

Para el análisis del tiempo de pisada se cuenta la cantidad de datos que se encuentran dentro del $\pm 5\%$ del peso mayor de cada pierna y se realiza una regla de tres simple con el siguiente planteamiento:

Cantidad total de pesos \rightarrow Tiempo total de almacenamiento de pesos
 Cantidad de pesos mayores \rightarrow y (Tiempo de duración de pisada)

$$y = \frac{\text{Cantidad de pesos mayores} * \text{Tiempo de duración de pisada}}{\text{Cantidad total de pesos}} \quad (57)$$

Utilizando la ecuación (57) se determina el tiempo que dura la pisada, se saca la media de los tiempos obtenidos en cada pierna con la ecuación (58) y se procede a comparar si el tiempo se encuentran dentro del $\pm 5\%$ de la media del tiempo calculada.

$$y_{\text{tiempo_pesos}} = \frac{Y_{\text{tiempo}_p_{\text{derecha}}} + Y_{\text{tiempo}_p_{\text{izquierda}}}}{2} \quad (58)$$

Donde:

$Y_{\text{tiempo}_p_{\text{derecha}}}$ Tiempo de pisada de la pierna derecha

$Y_{\text{tiempo}_p_{\text{izquierda}}}$ Tiempo de pisada de la pierna izquierda

6.1.1.1.1. Presentación de resultados

Una vez calculados los parámetros de análisis de los sensores de peso, se generan 15 casos distintos, los mismos que son detallan en la **Tabla 33**.

Tabla 33.

Casos de resultados de análisis de sensores de peso.

Caso	Descripción
Caso A	Peso de la pierna derecha e izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media de los pesos y Tiempo de duración de pisada de la pierna derecha e izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media del tiempo.
Caso B	Peso de la pierna derecha e izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media de los pesos y Tiempo de duración de pisada de la pierna derecha dentro del $\pm 5\%$ de la media del tiempo y el tiempo de pisada de la pierna izquierda fuera del $\pm 5\%$ de la media del tiempo.
Caso C	Peso de la pierna derecha e izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media de los pesos y Tiempo de duración de pisada de la pierna izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media del tiempo y el tiempo de pisada de la pierna derecha fuera del $\pm 5\%$ de la media del tiempo.
Caso D	Peso de la pierna derecha e izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media de los pesos y Tiempo de duración de pisada de la pierna derecha e izquierda fuera del $\pm 5\%$ de la media del tiempo.
Caso E	Peso de la pierna derecha dentro del $\pm 5\%$ de la media de los pesos, sin embargo la pierna izquierda fuera del $\pm 5\%$ de la media de los pesos y Tiempo de duración de pisada de la pierna derecha e izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media del tiempo.
Caso F	Peso de la pierna derecha dentro del $\pm 5\%$ de la media de los pesos, sin embargo la pierna izquierda fuera del $\pm 5\%$ de la media de los pesos y Tiempo de duración de pisada de la pierna derecha dentro del $\pm 5\%$ de la media del tiempo y el tiempo de pisada de la pierna izquierda fuera del $\pm 5\%$ de la media del tiempo.
Caso G	Peso de la pierna derecha dentro del $\pm 5\%$ de la media de los pesos, sin embargo la pierna izquierda fuera del $\pm 5\%$ de la media de los pesos y Tiempo de duración de pisada de la pierna izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media del tiempo y el tiempo de pisada de la pierna derecha fuera del $\pm 5\%$ de la media del tiempo.

Caso H	Peso de la pierna derecha dentro del $\pm 5\%$ de la media de los pesos, sin embargo la pierna izquierda fuera del $\pm 5\%$ de la media de los pesos y Tiempo de duración de pisada de la pierna derecha e izquierda fuera del $\pm 5\%$ de la media del tiempo.
Caso I	Peso de la pierna izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media de los pesos, sin embargo la pierna derecha fuera del $\pm 5\%$ de la media de los pesos y Tiempo de duración de pisada de la pierna derecha e izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media del tiempo.
Caso J	Peso de la pierna izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media de los pesos, sin embargo la pierna derecha fuera del $\pm 5\%$ de la media de los pesos y Tiempo de duración de pisada de la pierna derecha dentro del $\pm 5\%$ de la media del tiempo y el tiempo de pisada de la pierna izquierda fuera del $\pm 5\%$ de la media del tiempo.
Caso K	Peso de la pierna izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media de los pesos, sin embargo la pierna derecha fuera del $\pm 5\%$ de la media de los pesos y Tiempo de duración de pisada de la pierna izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media del tiempo y el tiempo de pisada de la pierna derecha fuera del $\pm 5\%$ de la media del tiempo.
Caso L	Peso de la pierna izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media de los pesos, sin embargo la pierna derecha fuera del $\pm 5\%$ de la media de los pesos y Tiempo de duración de pisada de la pierna derecha e izquierda fuera del $\pm 5\%$ de la media del tiempo.
Caso M	Peso de la pierna izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media de los pesos, sin embargo la pierna derecha fuera del $\pm 5\%$ de la media de los pesos y Tiempo de duración de pisada de la pierna derecha dentro del $\pm 5\%$ de la media del tiempo y el tiempo de pisada de la pierna izquierda fuera del $\pm 5\%$ de la media del tiempo.
Caso N	Peso de la pierna derecha e izquierda fuera del $\pm 5\%$ de la media de los pesos y Tiempo de duración de pisada de la pierna izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media del tiempo y el tiempo de pisada de la pierna derecha fuera del $\pm 5\%$ de la media del tiempo.
Caso O	Peso de la pierna derecha e izquierda fuera del $\pm 5\%$ de la media de los pesos y Tiempo de duración de pisada de la pierna derecha e

izquierda dentro del $\pm 5\%$ de la media del tiempo.

En la interface gráfica se presentan los resultados de análisis de los sensores de peso en forma escrita mostrando el peso de cada pierna en kilogramos (kg) y la duración de la pisada en segundos (segundos), y se genera una conclusión en base a los casos de la **Tabla 33**, como se observan en la **Figura 89**

ANALISIS PLATAFORMA DE PESO

DATOS:

Peso de la pierna derecha:	54.6224	kg
Peso de la pierna izquierda:	55.0233	kg
Duración de pisada de la pierna derecha:	1.11	seg
Duración de pisada de la pierna izquierda:	1.14	seg

CONCLUSION

Peso dentro del rango de $\pm 5\%$ de la media, aproximadamente 54.8228 kg en pierna derecha e izquierda.

Duración de pisada dentro del rango de $\pm 5\%$ de la media en la pierna derecha e izquierda.

Figura 89 Visualización de análisis de sensores de peso

CAPITULO V

5. DISEÑO DE LA INTERFAZ GRÁFICA

5.1. Descripción general de la interfaz

La interfaz gráfica se diseña con el objetivo de facilitar al operador la visualización de los datos, gráficas y resultados obtenidos de las pruebas realizadas a diferentes personas en el sistema, además uno de los parámetros más importantes tomados a consideración es la fácil manipulación del sistema por parte del usuario.

La interfaz permite el envío y recepción de datos desde la computadora hacia la etapa de procesamiento y a los sensores Kinect viceversa mediante comunicación serial, también mantiene una comunicación constante con la base de datos, para llevar un registro completo de las personas que utilicen el prototipo.

Considerando que los algoritmos de control y la base de datos se han desarrollado en Matlab, la interfaz gráfica se desarrollará aprovechando la herramienta *Guide* de este Software.

5.2. Requerimientos de la interfaz gráfica

Los requerimientos generales de la interfaz a desarrollar se describen a continuación:

- Debe ser simple e intuitiva para una fácil manipulación.
- Debe dividir el funcionamiento del sistema en escenarios que simplifiquen la abstracción mental del usuario para evitar la sobre carga visual.
- Utilizar un patrón de diseño proporcionando similares características a cada una de las ventanas el cual permita la búsqueda de soluciones a problemas comunes en el desarrollo del proceso.
- Permitir el registro de pacientes mediante la creación y asignación de un identificador único.

- Permitir la consulta de los datos de los pacientes registrados en la base de datos.

5.3. Consideraciones de diseño de la interfaz gráfica.

5.3.1. Arquitectura y navegación entre pantallas

La arquitectura empleada para la interfaz es de tipo modular, cada pantalla posee una función específica que permite la interacción con el sistema. En la **Figura 90** se observa la estructura y las relaciones entre las diferentes pantallas:

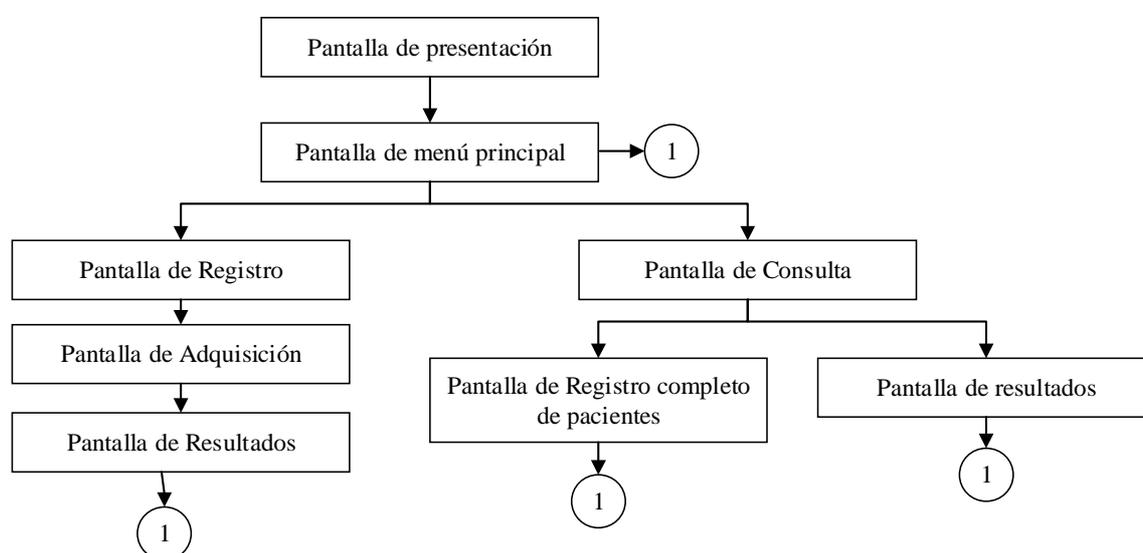


Figura 90. Arquitectura y navegación de pantallas

5.3.2. Distribución de pantallas

Se desarrolló dos plantillas que servirán para el desarrollo de la interfaz, una plantilla para las ventanas en general y la otra para la presentación de resultados en las cuales se mantienen los conceptos de:

- Título de la pantalla y logotipo (ESPE).
- Área de presentación de resultados
- Ubicación de botones.

En la **Figura 91 y 53** se observa la distribución de la pantalla general de ventanas y la pantalla de resultados respectivamente.

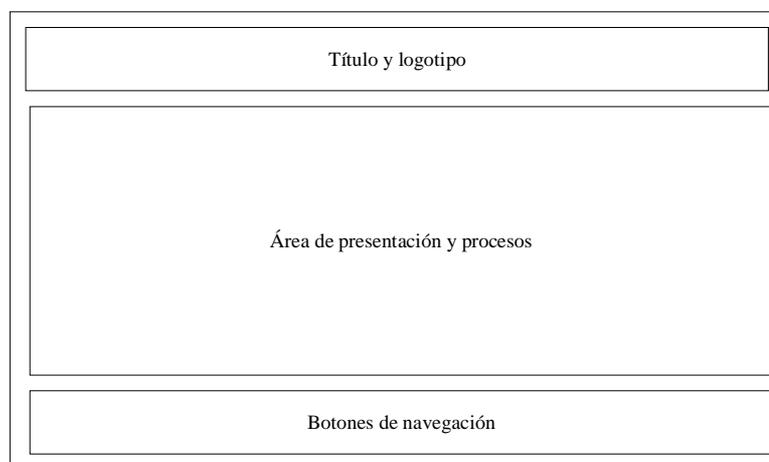


Figura 91. Distribución de pantallas general

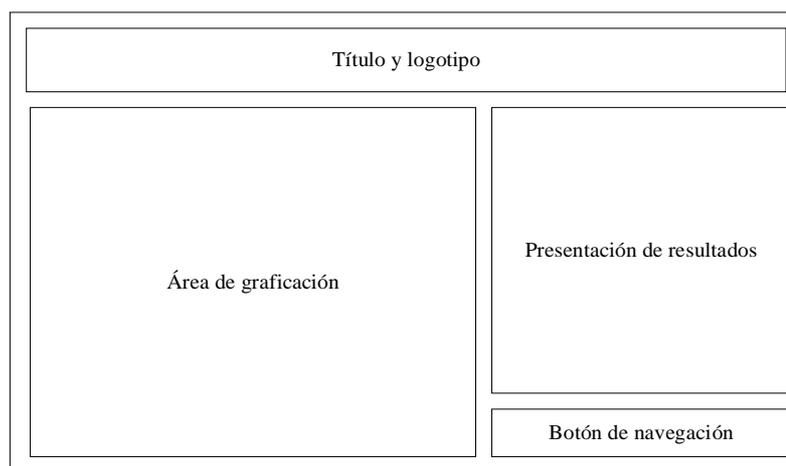


Figura 92. Distribución de pantalla de resultados.

5.3.3. Uso de color

Los factores que se toman en cuenta para determinar el uso del color son: la visibilidad que permita la identificación de cada sección de la pantalla, el contraste de fondos que no afecte la visión del usuario a una exposición prolongada de tiempo.

En la **Tabla 34** se definen los estándares generales de color de los elementos utilizados en las pantallas.

Tabla 34.

Definición de colores de elementos de pantallas.

Elemento	Color	Rojo/Verde/Azul (RGB)
Color de texto en general	Negro	0/0/0
Cuadros de información textual	Blanco	255/255/255
Botones	Gris	239/239/239
Fondo de pantallas	Gris plata	238/238/238
Fondo de gráficos	Blanco	255/255/255

5.3.4. Fuentes e información textual

Para definir la fuente y sus características se tomó a consideración los siguientes puntos:

- No utilizar más de tres tipos y tamaños de fuente.
- Utilizar un tipo de fuente con líneas rectas y no tanta decoración.
- El tamaño de la fuente debe ser legible.
- Solo usar énfasis en casos especiales.
- El color del texto debe utilizarse en todas las palabras

La fuente y las características como el tamaño, la alineación y el espaciado de los textos de información se describen en la **Tabla 35**.

Tabla 35.

Definición de fuente y características.

Texto	Fuente	Énfasis	Tamaño	Espaciado
Títulos	Calibri	Negrita	20	Normal
Subtítulos	Calibri	Negrita	16	Normal
Texto Normal	Calibri	Normal	12	Normal
Gráficos	Calibri	Normal	12	Normal

5.3.5. Indicadores

Los indicadores cumplen con la función de informar al usuario sobre el estado del funcionamiento del sistema.

Para el diseño de la interfaz gráfica del sistema se utilizará tres tipos de advertencias distribuidas en las diferentes pantallas descritos a continuación:

- Mensaje de advertencia de la no detección del esqueleto del paciente, este mensaje se encuentra en la pantalla de Adquisición de datos e informa al usuario que no se puede realizar la captura y almacenaje de datos.
- Mensaje de advertencia de no encontrar un paciente en la base de datos, este mensaje se encuentra en la pantalla de Consulta de datos e informa al usuario que no se encuentra registrado un paciente en la base de datos.
- Mensaje de advertencia de no haber capturado correctamente los datos, este mensaje se encuentra en la pantalla de Resultados e informa al usuario que no se realizó una correcta captura de datos.

5.4. Visualización y descripción de pantallas

5.4.1. Pantalla de presentación

Esta pantalla aparece durante 3 segundos al iniciar la aplicación en esta pantalla se muestra: el título y logo del proyecto, datos de los autores. Transcurrido el tiempo de presentación inmediatamente aparece la pantalla de Menú principal. En la **Figura 93** se observa esta pantalla.

Para el montaje se ha iniciado colocando una fuente de alimentación de 12 Voltios en la base de la caja contenedora, sobre la cual se coloca una base de acrílico para evitar el contacto directo con el resto de elementos; sobre esta base se coloca la tarjeta de adquisición Arduino UNO R3 y los interruptores electromecánicos como se muestra en la **Figura 40**.



Figura 93. Pantalla de presentación

En el diagrama de flujo mostrado en la **Figura 94** se representa el funcionamiento de la Pantalla de Presentación.

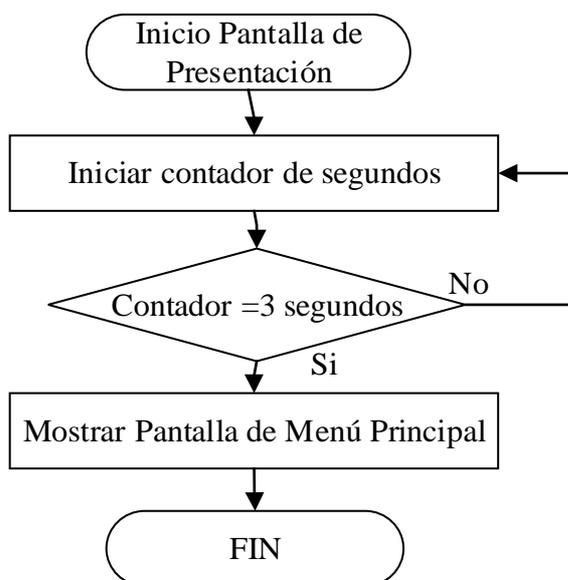


Figura 94. Diagrama de flujo de la pantalla de presentación.

5.4.2. Pantalla de menú principal

Una vez transcurrido el tiempo de presentación aparece la pantalla de Menú Principal; la **Figura 95** muestra las opciones de: Registrar a los pacientes para un posterior análisis del sistema, Consultar y ver los datos de las personas que se encuentran registrados en la base de datos y la opción Salir.

Para acceder a las pantallas de Registro y Consulta, se debe dar clic en el botón con el nombre de la función a la que se quiere acceder; en el caso de requerir una nueva adquisición de datos se presiona el botón que accede a la Pantalla de Registro, para verificar los datos y el registro de un paciente se presiona el botón que accede a la Pantalla de Consulta y para salir del sistema se debe presionar el botón Salir.

En el diagrama de flujo de la **Figura 96** se representa la operación y funcionamiento de la Pantalla de Menú Principal.



Figura 95. Pantalla de menú principal

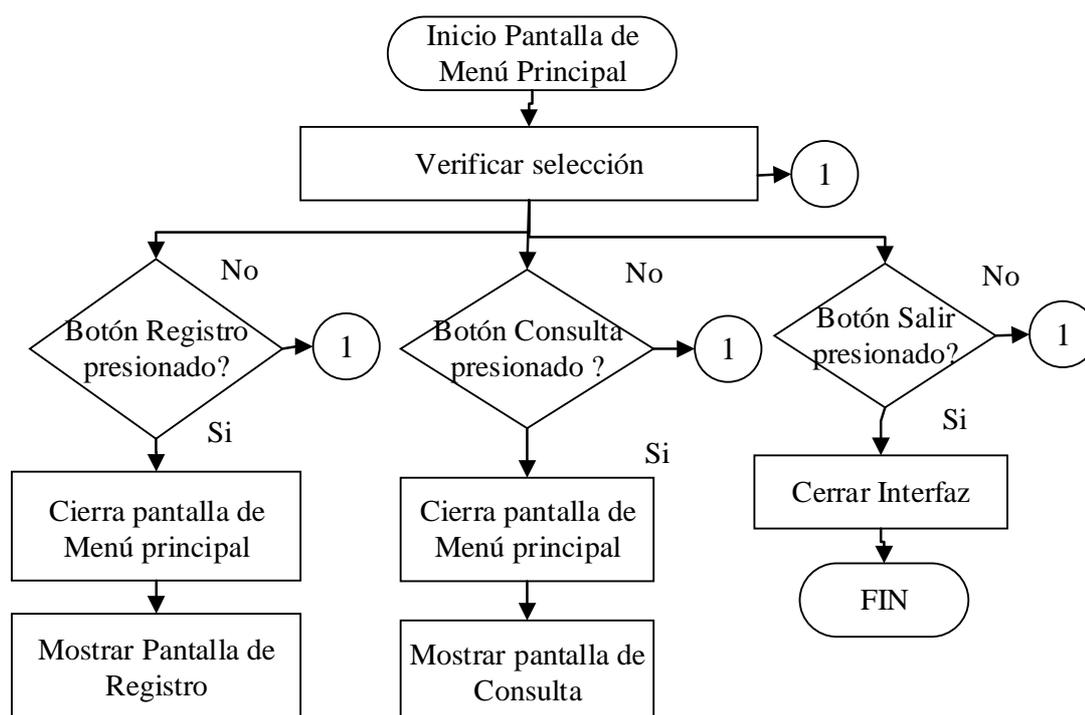


Figura 96. Flujograma del funcionamiento de la pantalla de menú principal.

5.4.3. Pantalla de registro

Si el usuario ha presionado el botón Registrar de la pantalla Menú Principal, automáticamente se muestra la pantalla Registro de Pacientes mostrada en la **Figura 97** donde se solicita el ingreso de datos personales del paciente como: Nombre, Apellido, Edad, Sexo, Peso, Altura y un Identificador que se genera automáticamente en cada registro, previo a la lectura de los registros en la base de datos que se encuentra conectada directamente desde la misma interface de MATLAB. Esta interfaz cuenta con dos botones, el botón Registrar permite almacenar los datos personales de los pacientes y acceder a la ventana de Adquisición de señales y el botón de Nuevo registro permite el registro de un nuevo paciente.

SISTEMA DE REGISTRO DE PERSONAS

IDENTIFICADOR R.paciente 1

NOMBRE
Ejemplo: Beatriz

APELLIDO
Ejemplo: Montalvo

EDAD años
Ejemplo: 23

ESTATURA cm
Ejemplo: 150

PESO Kg
Ejemplo: 62

SEXO
 FEMENINO
 MASCULINO

REGISTRAR **NUEVO REGISTRO**

Figura 97. Pantalla de registro de pacientes.

En la **Tabla 36** se describen las características de la información personal que el usuario debe ingresar en la interfaz gráfica. El identificador es un dato único de cada paciente, está asociado al número de registro existente en la base de datos.

Tabla 36.

Datos para el registro de pacientes.

Información	Tipo de dato	Comunicación con el operario
Nombres	Texto (máximo 25 caracteres)	Ingresado desde un Edit Text
Apellidos	Texto (máximo 25 caracteres)	Ingresado desde un Edit Text
Edad	Número (máximo 2 dígitos)	Ingresado desde un Edit Text
Sexo	Texto	Seleccionado desde Radio Button
Peso	Número (máximo 2 dígitos)	Ingresado desde un Edit Text
Estatura	Número (máximo 3 dígitos)	Ingresado desde un Edit Text
Identificador	Texto	Generado automáticamente por la base de datos.

En el diagrama de flujo de la **Figura 98** se presenta el funcionamiento de la Pantalla de Registro. El funcionamiento de esta pantalla inicia con la lectura de los pacientes registrados en la base de datos para asignar un identificador, el mismo que será único para cada paciente.

La pantalla de Registro cuenta con campos de texto editables en los cuales se debe completar la información personal de cada paciente y posterior a ello, al presionar el botón Registrar se procede a la lectura de los datos de la interfaz y el almacenamiento de los mismos en la base de datos e inmediatamente se muestra la pantalla de Adquisición de señales; así también consta de un botón para realizar un nuevo Registro de pacientes.

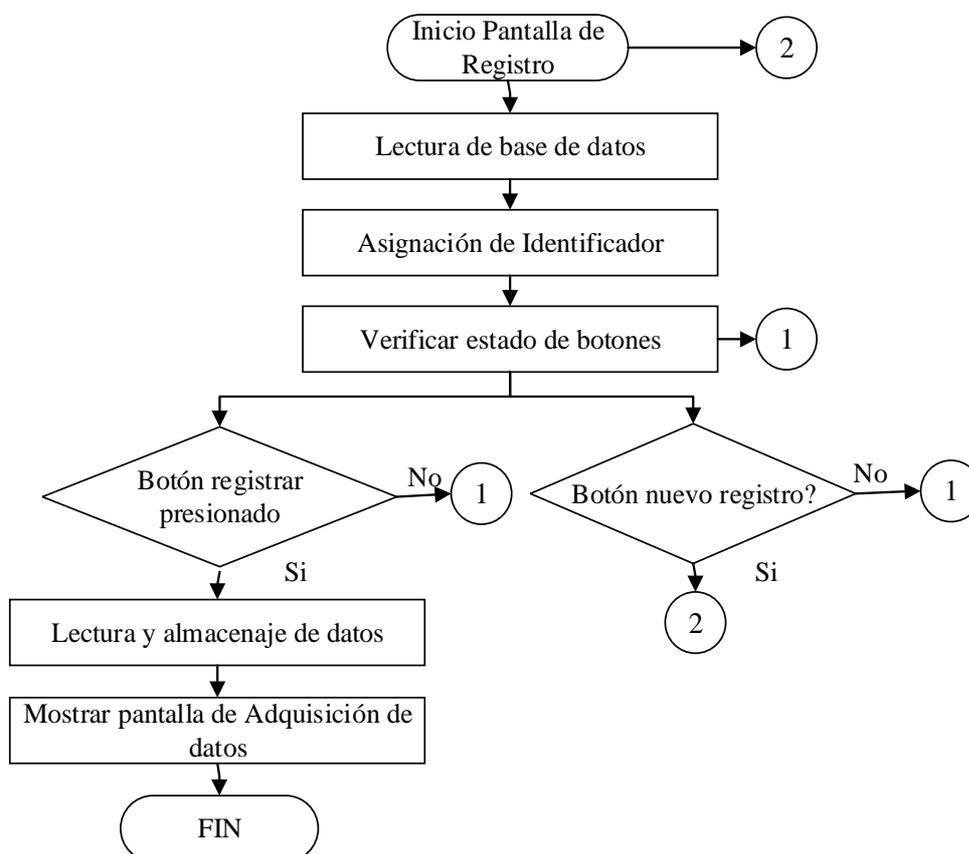


Figura 98 Diagrama de flujo de la pantalla de registro de pacientes.

5.4.4. Pantalla de consulta

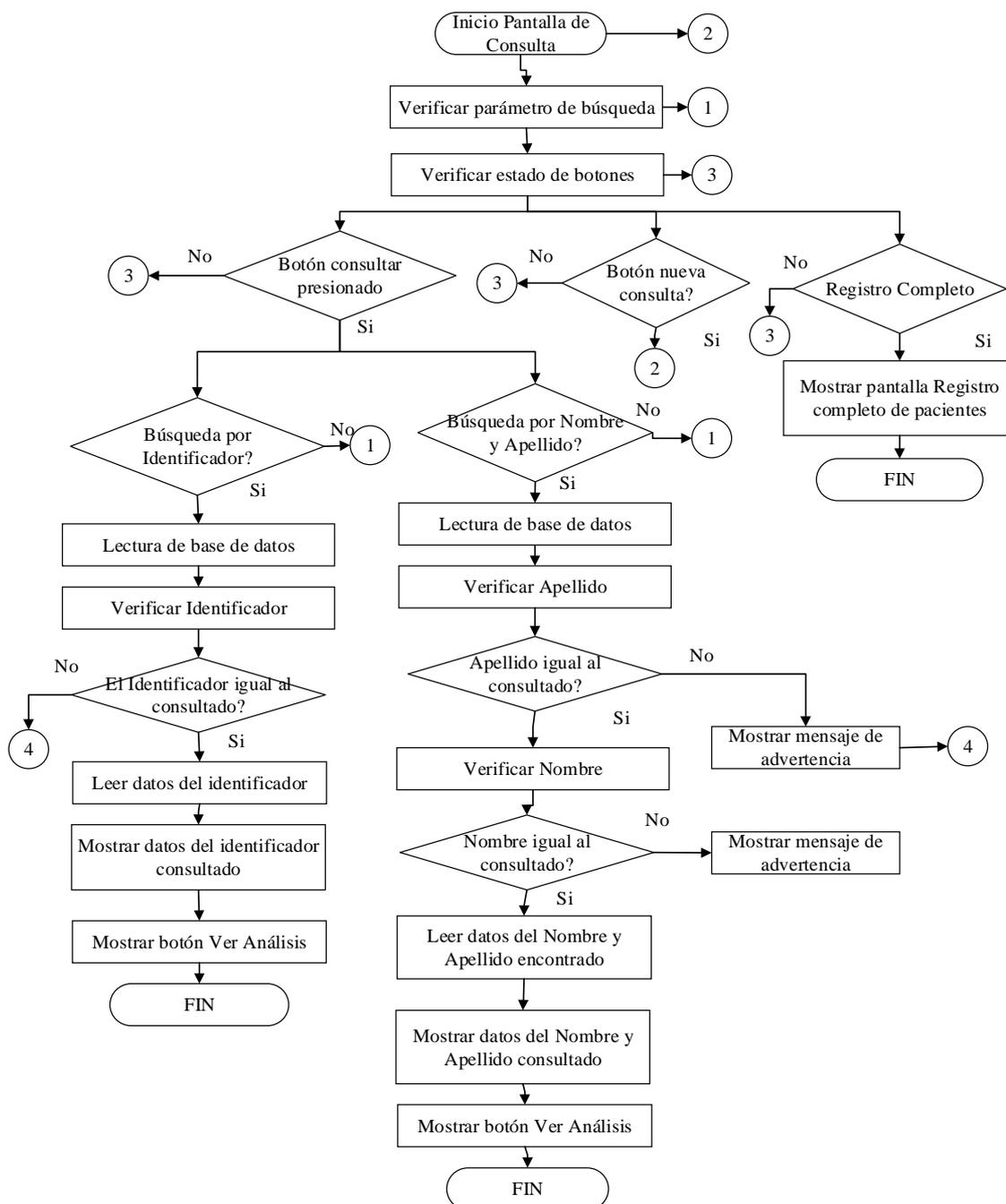


Figura 99. Diagrama de flujo de la pantalla de consulta de información de pacientes

La pantalla de consulta consta de 3 botones; Consultar, Nueva consulta y Registro completo. Si el usuario ha presionado el botón Consultar de la pantalla Menú Principal, automáticamente se muestra la pantalla Consulta. En esta pantalla se muestra una lista desplegable, donde se selecciona el criterio para realizar la búsqueda a través del Identificador o por el Nombre y Apellido del paciente

mostrado en la **Figura 100**, la búsqueda es accionada mediante el botón consultar desplegándose en el cuadro de texto de la misma pantalla la información del paciente mostrándose el botón Ver Análisis que accede a la pantalla de Resultados como se muestra en la

Figura 101.

En el diagrama de flujo de la **Figura 99** se representa la operación y funcionamiento de la Pantalla de Consulta.

CONSULTA

CONSULTA DE INFORMACIÓN DE PERSONAS

Selecciones búsqueda ▾

Selecciones búsqueda

Identificador

Nombre y Apellido

RESULTADOS DE BUSQUEDA

Identificador:

Nombre:

Apellido:

Sexo:

Edad (años):

Peso (Kg):

Estatura (cm):

Caso:

REGISTRO COMPLETO CONSULTAR NUEVA CONSULTA

Figura 100. Pantalla de consulta de información de pacientes

CONSULTA DE INFORMACIÓN DE PERSONAS

Identificador

IDENTIFICADOR Ejemplo: R.paciente 1

RESULTADOS DE BUSQUEDA

Identificador: R.paciente 65
Nombre: Gabriela
Apellido: Olivero
Sexo: Femenino
Edad (años): 23
Peso (Kg): 69
Estatura (cm): 160
Caso: 2

Figura 101. Pantalla con la consulta de información de paciente 65

5.4.5. Pantalla de adquisición de datos.

La pantalla de adquisición de datos, aparece una vez realizado el registro del paciente; en la **Figura 102** se presenta la pantalla de Adquisición de datos, en la que se muestra la captura del esqueleto del paciente en dos gráficas, que aparecen cuando los sensores Kinect se han inicializado de acuerdo al flujograma descrito en el software de control en Matlab además esta pantalla dispone del botón Ver resultados el mismo que se activa al finalizar el análisis.



Figura 102. Pantalla de adquisición de datos.

La **Figura 103** muestra el diagrama de flujo del funcionamiento de la pantalla de adquisición de datos, el mismo que está controlado por medio del software de control de Matlab.

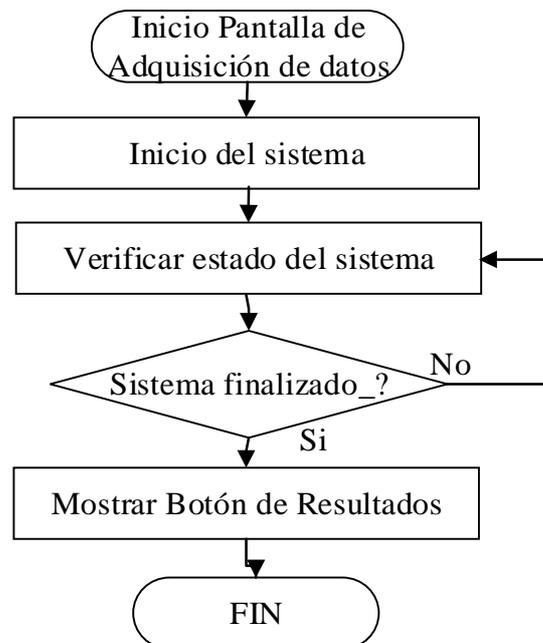


Figura 103. Diagrama de flujo de la pantalla de adquisición de datos.

5.4.6. Pantalla de resultados.

La pantalla de resultados, aparece inmediatamente al presionar el botón Resultados en la pantalla de Adquisición de datos y del botón Ver Análisis de la pantalla de Consulta de Información de pacientes.

En la **Figura 104** se presenta la pantalla de Resultados en la que se muestra el identificador, nombre, apellido del paciente y las gráficas correspondientes a los análisis comparativos de los datos de los sensores Kinect y de peso capturados y almacenados en la base de datos; y un diagnóstico escrito porcentual del análisis teórico de estas gráficas, también se dispone de un botón Regresar para dirigirnos a la pantalla de menú principal.

El diagrama de flujo de la **Figura 105** , muestra el funcionamiento de la pantalla de Resultado.

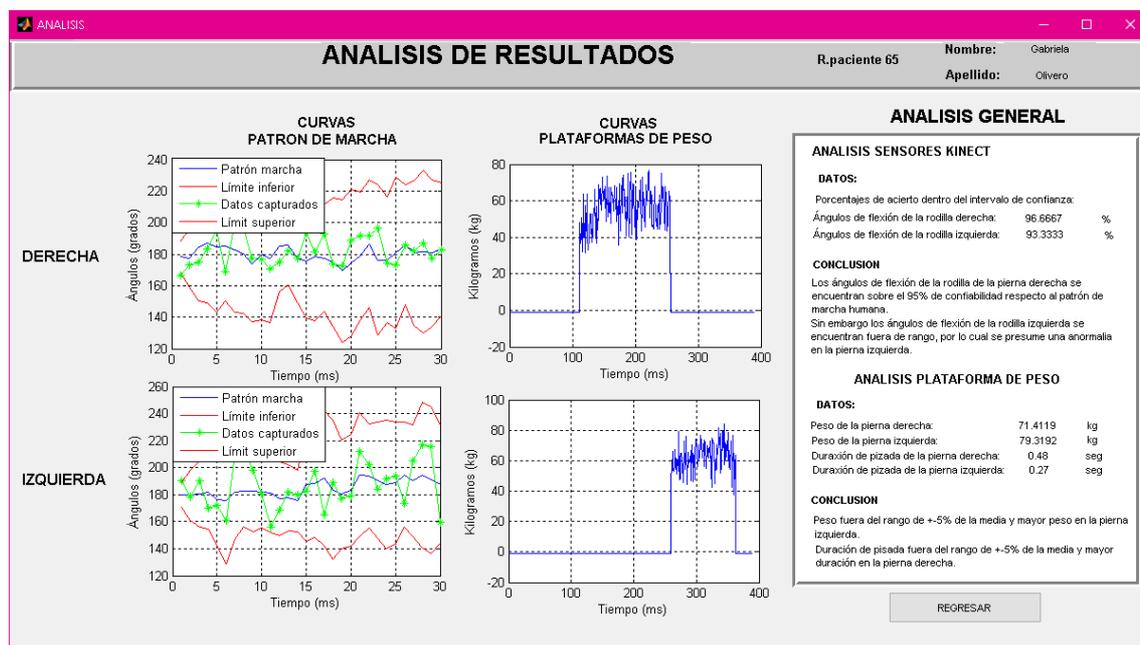


Figura 104. Pantalla de resultados

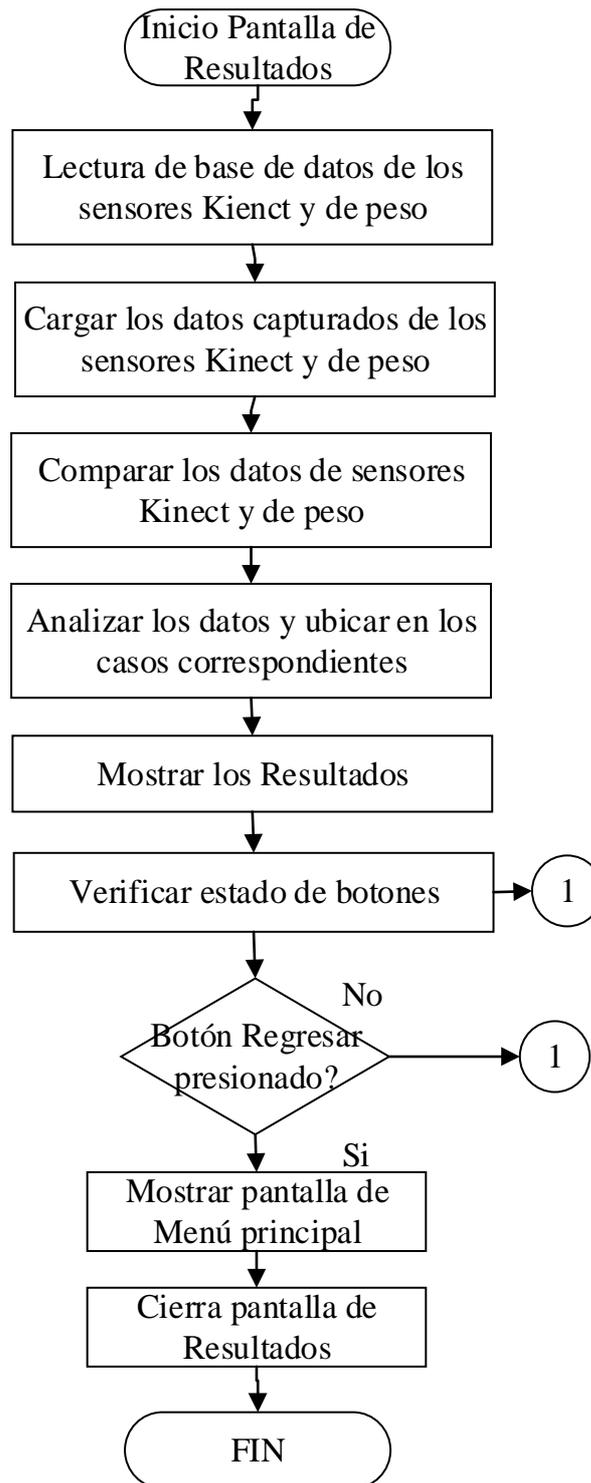


Figura 105. Diagrama de flujo pantalla de resultados

5.4.7. Pantalla de registro completo de pacientes

La pantalla de registro completo de pacientes aparece inmediatamente al presionar el botón Registro completo como una pantalla emergente ubicado sobre la pantalla de Consulta, en la **Figura 106** se muestra esta pantalla en la que se observa los datos personales de los pacientes registrados y los diagnósticos obtenidos mediante el modelo probabilístico en la columna de casos.



The screenshot shows a window titled 'R_COMPLETO' with a subtitle 'REGISTRO DE INFORMACION DE PACIENTES'. It contains a table with 21 rows of patient data and a legend for 'CASOS'.

	Identificador	Nombre	Apellido	Sexo	Edad	Peso	Altura	Caso
1	R.paciente 1	Estefania	Aigaje	Femenino	24	62	164	1
2	R.paciente 2	Daniel	Jimenez	Masculino	24	65	160	1
3	R.paciente 3	Ximena	Collahuazo	Femenino	24	51	155	1
4	R.paciente 4	Bertha	Salazar	Femenino	46	69	162	1
5	R.paciente 5	Bryan	Quinga	Masculino	24	67	167	1
6	R.paciente 6	Lenin	Guerrero	Masculino	25	72	182	1
7	R.paciente 7	Carlos	Ortiz	Masculino	23	66	165	1
8	R.paciente 8	Gareth	Espinoza	Masculino	24	60	165	1
9	R.paciente 9	Ivan	Yepez	Masculino	24	74	184	4
10	R.paciente 10	John	Escobar	Masculino	26	67	167	3
11	R.paciente 11	Julio	Moya	Masculino	26	58	165	3
12	R.paciente 12	Carlos	Alejandro	Masculino	28	69	158	3
13	R.paciente 13	Noemi	Onofa	Femenino	24	48	153	4
14	R.paciente 14	Maria Jose	Ayala	Femenino	24	56	159	3
15	R.paciente 15	Juan	Chicaiza	Masculino	27	70	158	3
16	R.paciente 16	Sara	Gutierrez	Femenino	28	52	155	1
17	R.paciente 17	David	Navarro	Masculino	25	68	164	3
18	R.paciente 18	Mauricio	Iza	Masculino	30	76	175	1
19	R.paciente 19	Carlos	Lopez	Masculino	26	75	175	2
20	R.paciente 20	Maria	Martinez	Femenino	30	50	165	1
21	R.paciente 21	Gustavo	Nacimba	Masculino	28	80	180	3

Descripción: CASOS

- 1: Marcha aparentemente normal
- 2: Marcha aparentemente normal, con posible afección en la pierna
- 3: Marcha aparentemente normal, con posible afección en la pierna
- 4: Marcha aparentemente anormal

Figura 106. Pantalla de registro completo de pacientes

En la **Figura 107** se presenta el diagrama de flujo del funcionamiento y operación de la pantalla de Registro completo de pacientes; al iniciar la pantalla se procede a la lectura de la base de datos del registro de datos personales de los pacientes y mostrarlos en una tabla en la que se observa:

- Identificador
- Nombre
- Apellido
- Sexo
- Edad

- Peso
- Altura
- Caso al que corresponde

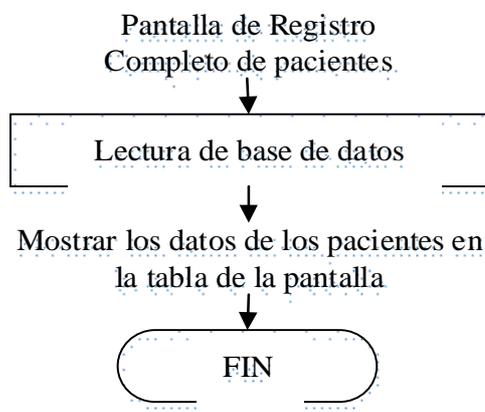


Figura 107. Diagrama de flujo de la pantalla de registro completo de pacientes

5.4.8. Pantalla de advertencias.

Las pantallas emergentes de advertencias, aparecen únicamente cuando se ha detectado una anomalía en el funcionamiento del sistema. En la Figura 108 se presentan las distintas advertencias, las mismas que se encuentran regidas tanto por el software de control como por la lógica y funcionamiento de las distintas pantallas.



Figura 108. Pantallas de advertencia

b) Advertencia no detección de esqueleto, b) Advertencia encontrar un paciente

CAPITULO VI

6. PRUEBAS Y RESULTADOS

6.2.Pruebas

6.2.1. Escenario 1

Este escenario se lo va a implementar con la finalidad de validar los ángulos medidos por el prototipo a través de una comprobación visual en la interface gráfica, mediante el uso de un graduador para medir el ángulo en el modelo skeletor que genera Kinect, en la **Figura 109** se muestra el escenario de pruebas.

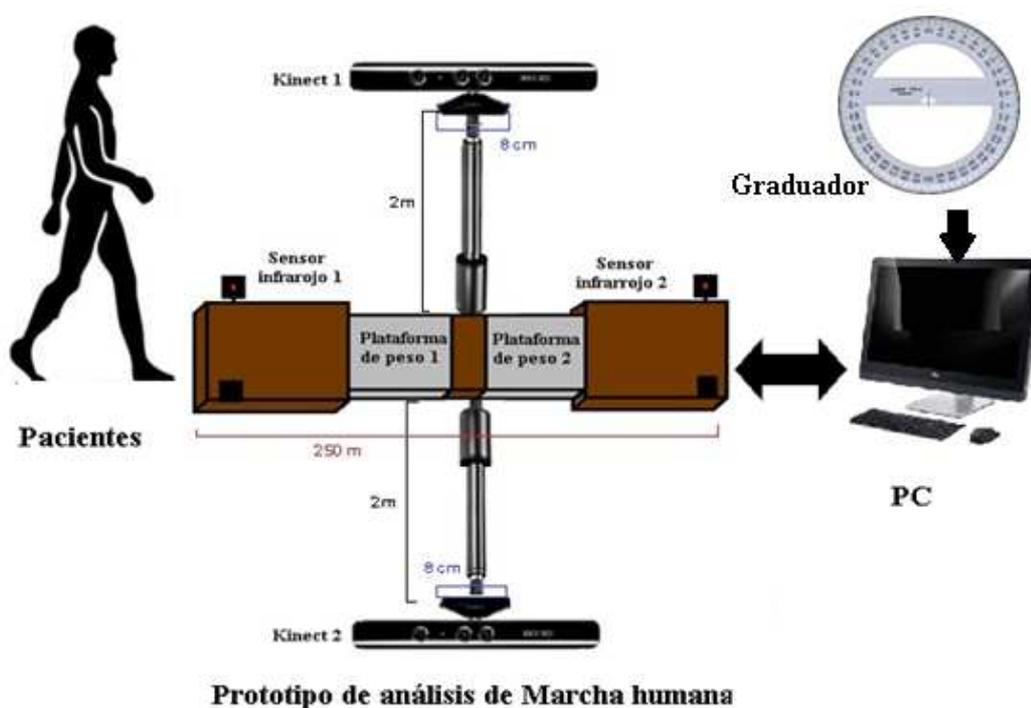


Figura 109. Escenario1 de pruebas

6.2.1.1. Consideraciones del prototipo

- Velocidad de transmisión del prototipo: 38400
- Velocidad de transmisión de sensores Kinect 10fps

- Tensión de alimentación del prototipo 110 V A

6.2.1.2.Consideraciones de los pacientes de prueba

- Personas de sexo masculino: 4
- Personas de sexo femenino :1
- Rango de edad 26-28años
- Personas con marcha aparentemente normal :4
- Personas con marcha aparentemente anormal: 1

6.2.1.3.Consideraciones de la interface gráfica

- Versión de Matlab 2016
- Versión SDK 1.8

6.2.1.4.Desarrollo de la prueba

Se capturaron imágenes de cinco pacientes en diferentes instantes de tiempo mientras el sistema se encontraba en funcionamiento con el objetivo de verificar la correcta medición de los ángulos de flexión de la rodilla derecha e izquierda; estos ángulos fueron medidos con un graduador sobre las imágenes específicamente en las rectas que forman los ángulos de flexión de las piernas derecha e izquierda obtenidas de los sensores Kinect.

PERSONA 1

En la

Figura 110 a se observan los ángulos de flexión de la rodilla derecha e izquierda de la persona 1 de 27 años y de sexo femenino, la misma que atraviesa el sensor infrarrojo y comienza el análisis de una marcha aparentemente normal.

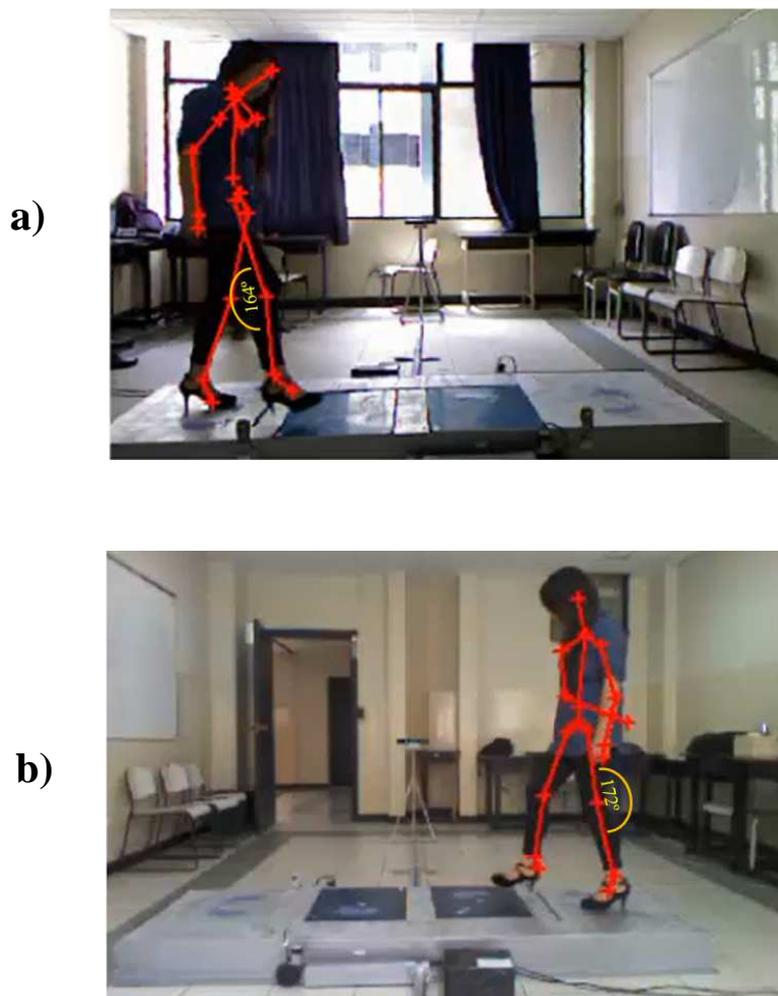


Figura 110. Ángulos de verificación de persona 1
a) Ángulo pierna derecha, b) Ángulo pierna izquierda

PERSONA 2

En la **Figura 111** se observa los ángulos de flexión de la rodilla derecha e izquierda de la persona 2 de 26 años y de sexo masculino, cuando realiza el primer apoyo de la pierna derecha sobre la plataforma de peso, esto en una marcha aparentemente normal.

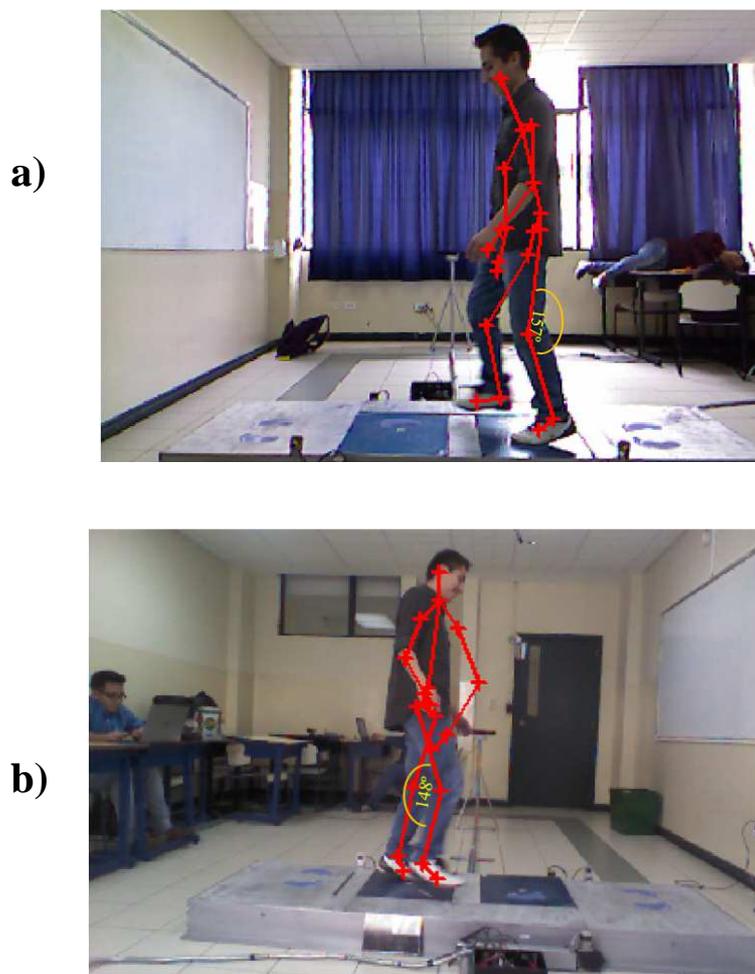
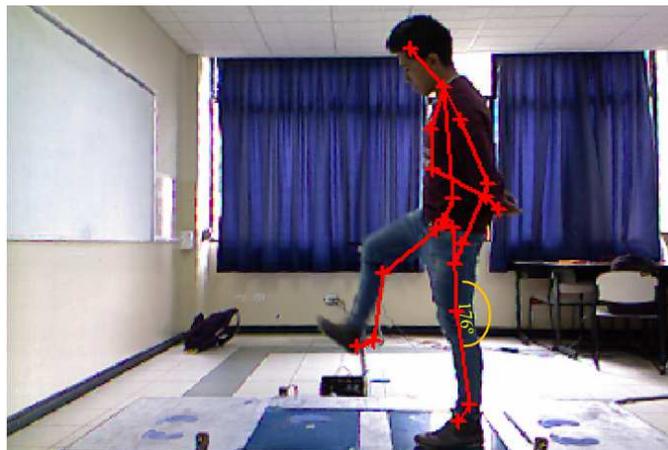


Figura 111 Ángulos de verificación de persona 2
 a) Ángulo pierna derecha, b) Ángulo pierna izquierda

PERSONA 3

En la **Figura 112** se observa los ángulos de flexión de la rodilla derecha e izquierda de la persona 3 de 27 años y de sexo masculino, cuando realiza el apoyo de la pierna derecha sobre la plataforma de peso y levanta la pierna izquierda para formar un ángulo de flexión que forme una marcha aparentemente normal con una posible anomalía en la pierna izquierda.

a)



b)

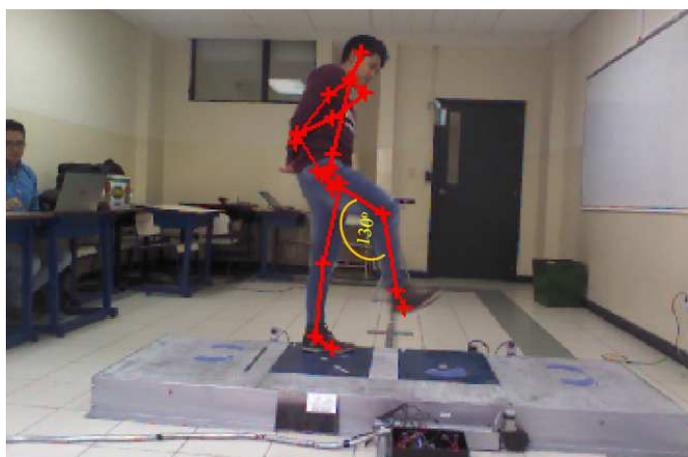


Figura 112 Ángulos de verificación de persona 3
a) Ángulo pierna derecha, b) Ángulo pierna izquierda

PERSONA 4

En la **Figura 113** se observa los ángulos de flexión de la rodilla derecha e izquierda de la persona 4 de 28 años y de sexo masculino, al iniciar el primer apoyo de la pierna izquierda sobre la plataforma de peso, sin levantar la pierna derecha de la otra plataforma de peso, esto en una marcha aparentemente normal.

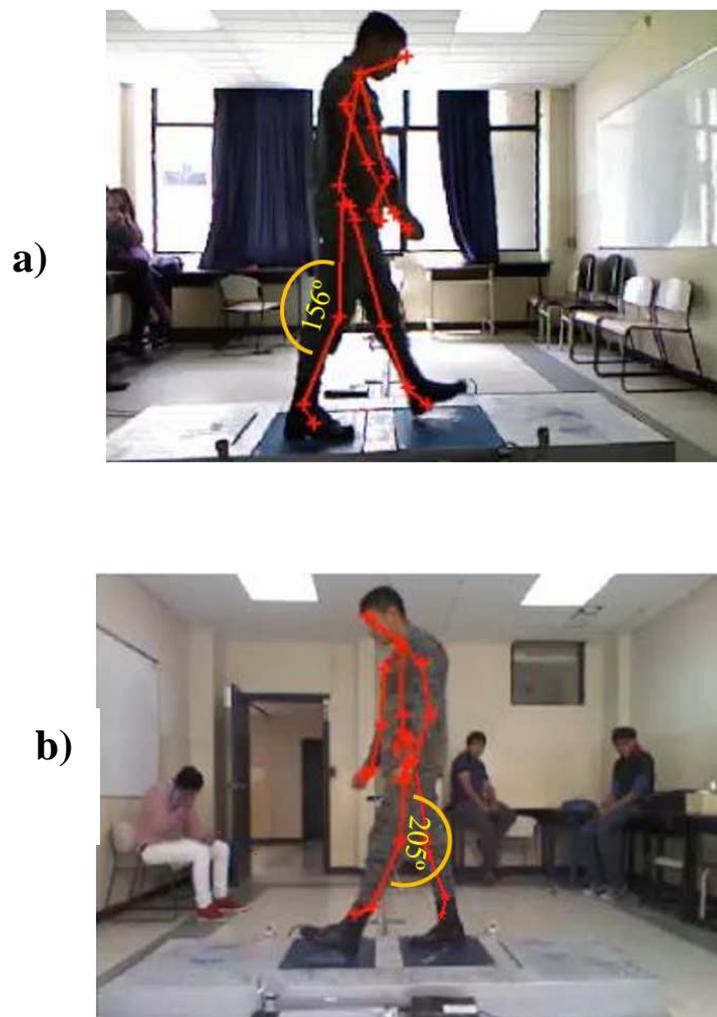


Figura 113 Ángulos de verificación de persona 4
 a) Ángulo pierna derecha, b) Ángulo pierna izquierda

PERSONA 5

En la **Figura 114** se observa los ángulos de flexión de la rodilla derecha e izquierda de la persona 5 de 28 años y de sexo masculino, cuando la pierna derecha pasa por el sensor infrarrojo de fin se da por terminado al análisis de una marcha aparentemente normal.

a)



b)

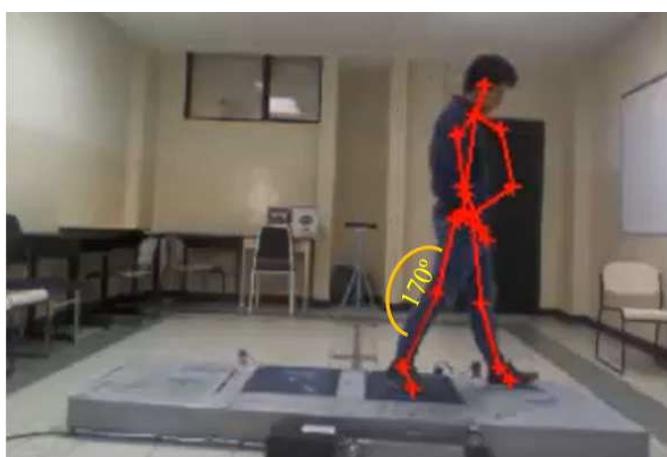


Figura 114 Ángulos de verificación de persona 5
 a) Ángulo pierna derecha, b) Ángulo pierna izquierda

6.2.1.5. Resultados de las pruebas en el escenario 1

PERSONA 1

En la **Figura 110 a** se observa que el ángulo de flexión de la rodilla derecha es aproximadamente 164° , esta medida corresponde al dato 2 representado en la **Figura 115** de la pantalla de análisis, específicamente en la gráfica de curvas de patrón de marcha de la pierna derecha; de igual manera en la **Figura 110 b** se presenta el ángulo de flexión de la rodilla izquierda aproximadamente de 172° , que corresponde

al dato 2 de la gráfica de curvas de patrón de marcha de la pierna izquierda mostrada en la **Figura 115**.

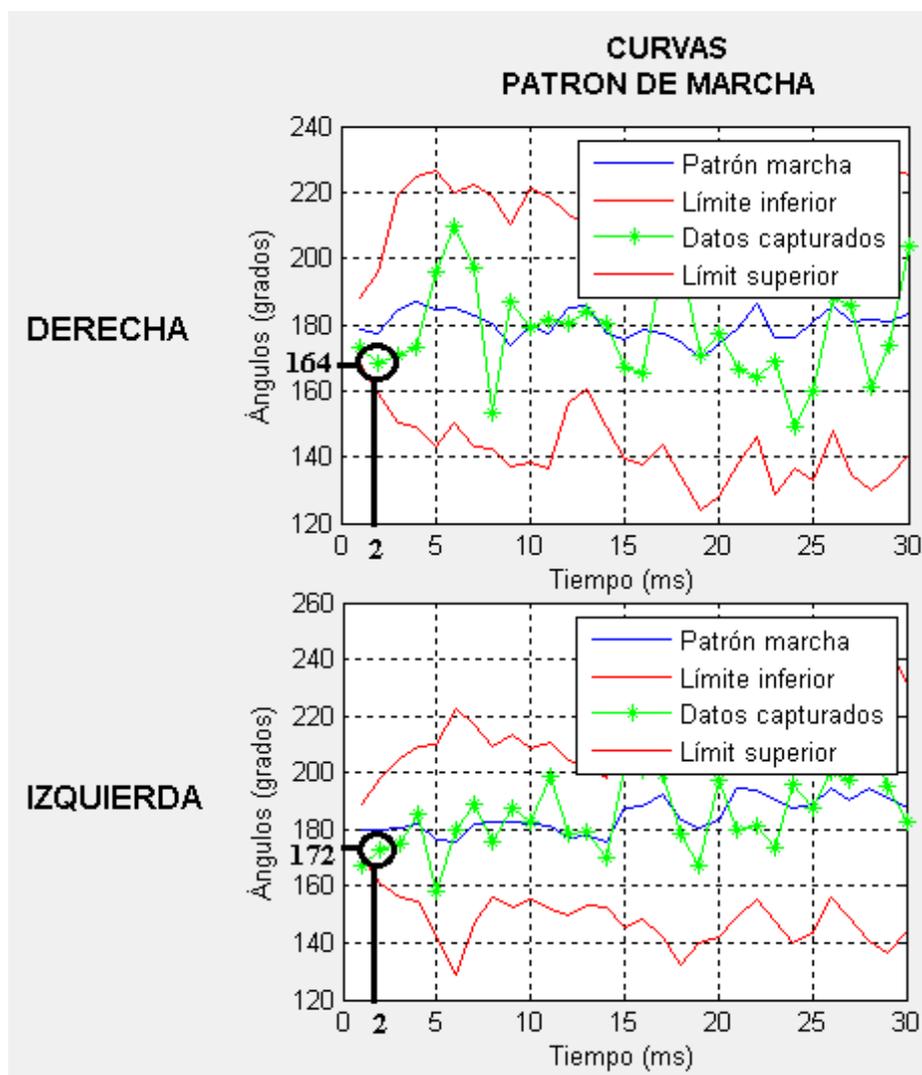


Figura 115 Resultados de análisis de persona 1

PERSONA 2

En la **Figura 111 a** se observa que el ángulo de flexión de la rodilla derecha es aproximadamente 157° , esta medida corresponde al dato 7 representado en la **Figura 116** y el ángulo de flexión de la rodilla izquierda es aproximadamente de 148° ; estas medidas corresponden al dato 7 representado en la **Figura 116** específicamente en la gráfica de curvas de patrón de marcha de la pierna derecha e izquierda, el mismo que

se encuentra diferenciado de los demás puntos de las gráficas al estar encerrado en un círculo de color negro.

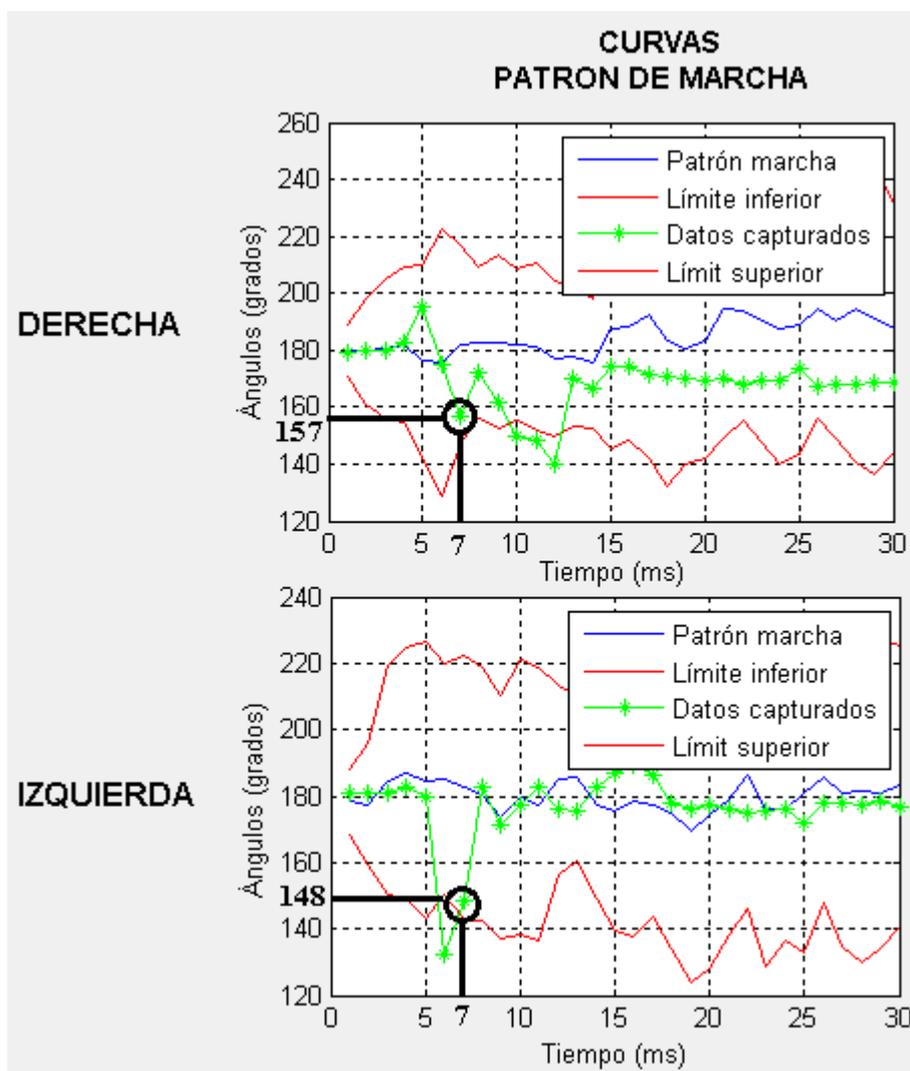


Figura 116 Resultados de análisis de persona 2

PERSONA 3

En la **Figura 112 a** se observa que el ángulo de flexión de la rodilla derecha es aproximadamente 176° , y en la **Figura 112 b** el ángulo de flexión de la rodilla izquierda es aproximadamente de 130° ; estas medidas corresponden al dato 16 representado en la **Figura 117** específicamente en la gráfica de curvas de patrón de marcha de la pierna derecha e izquierda, el mismo que se encuentra diferenciado de los demás puntos de las gráficas al estar encerrado en un círculo de color negro.

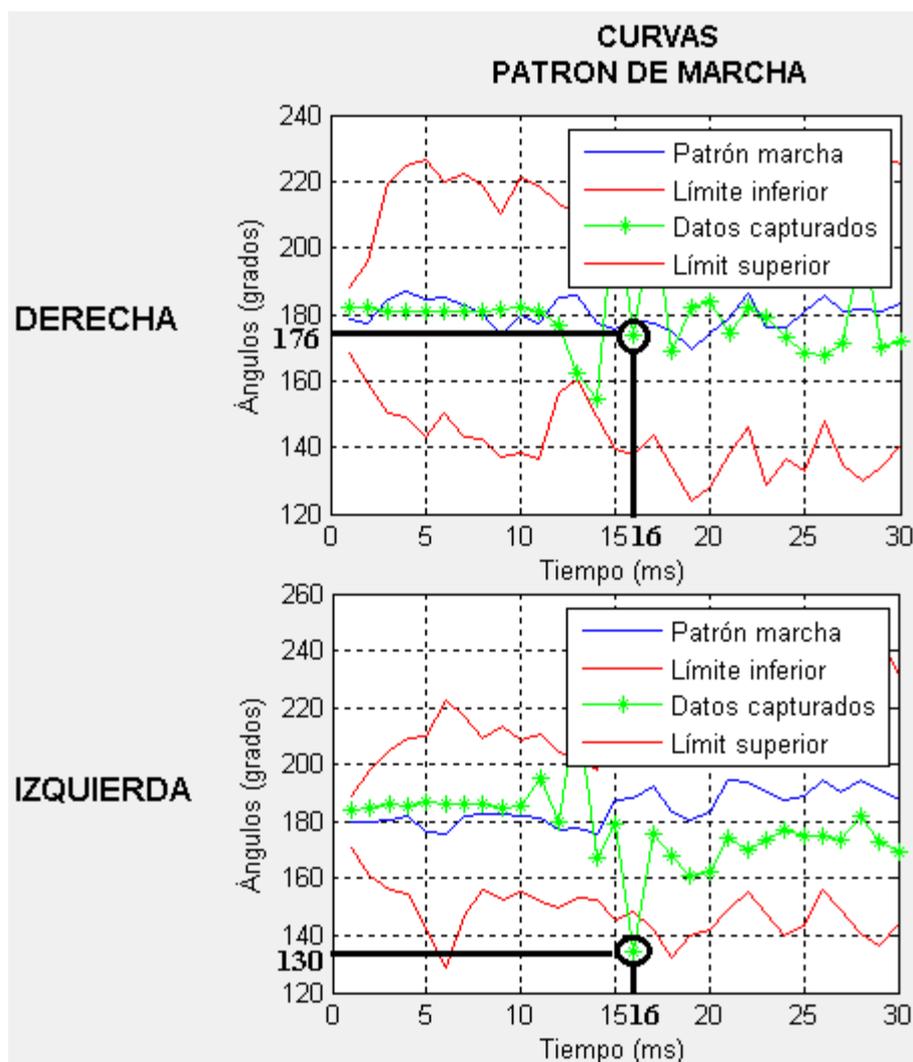


Figura 117. Resultados de análisis de persona 3

PERSONA 4

En la **Figura 113 a** se observa que el ángulo de flexión de la rodilla derecha es aproximadamente 156° , y en la **Figura 113 b** el ángulo de flexión de la rodilla izquierda es aproximadamente de 205° ; estas medidas corresponden al dato 15 representado en la **Figura 118** específicamente en la gráfica de curvas de patrón de marcha de la pierna derecha e izquierda, el mismo que se encuentra diferenciado de los demás puntos de las gráficas al estar encerrado en un círculo de color negro.

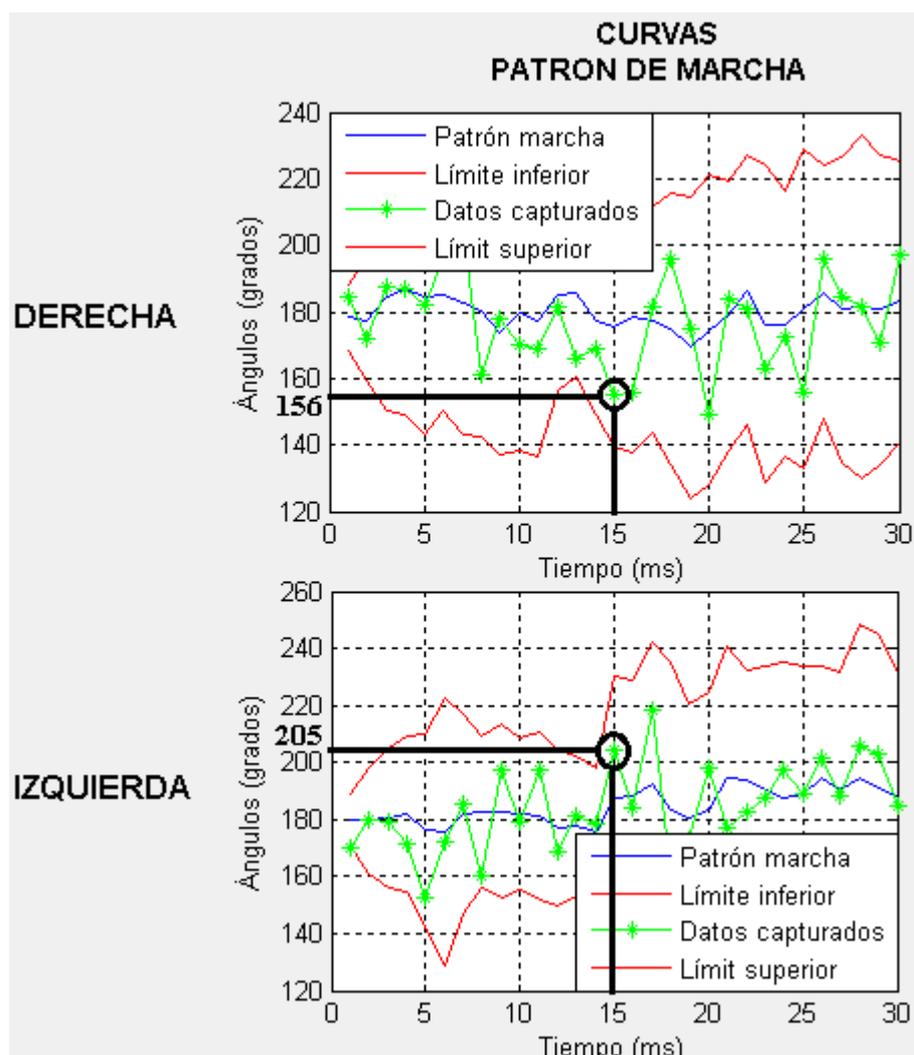


Figura 118. Resultados de análisis de persona 4

PERSONA 5

En la **Figura 114 a** se observa que el ángulo de flexión de la rodilla derecha es aproximadamente 185° , y en la **Figura 114 b** el ángulo de flexión de la rodilla izquierda es aproximadamente 170° ; estas medidas corresponden al dato 24 representado en la **Figura 119** específicamente en la gráfica de curvas de patrón de marcha de la pierna derecha e izquierda, el mismo que se encuentra diferenciado de los demás puntos de las gráficas al estar encerrado en un círculo de color negro.

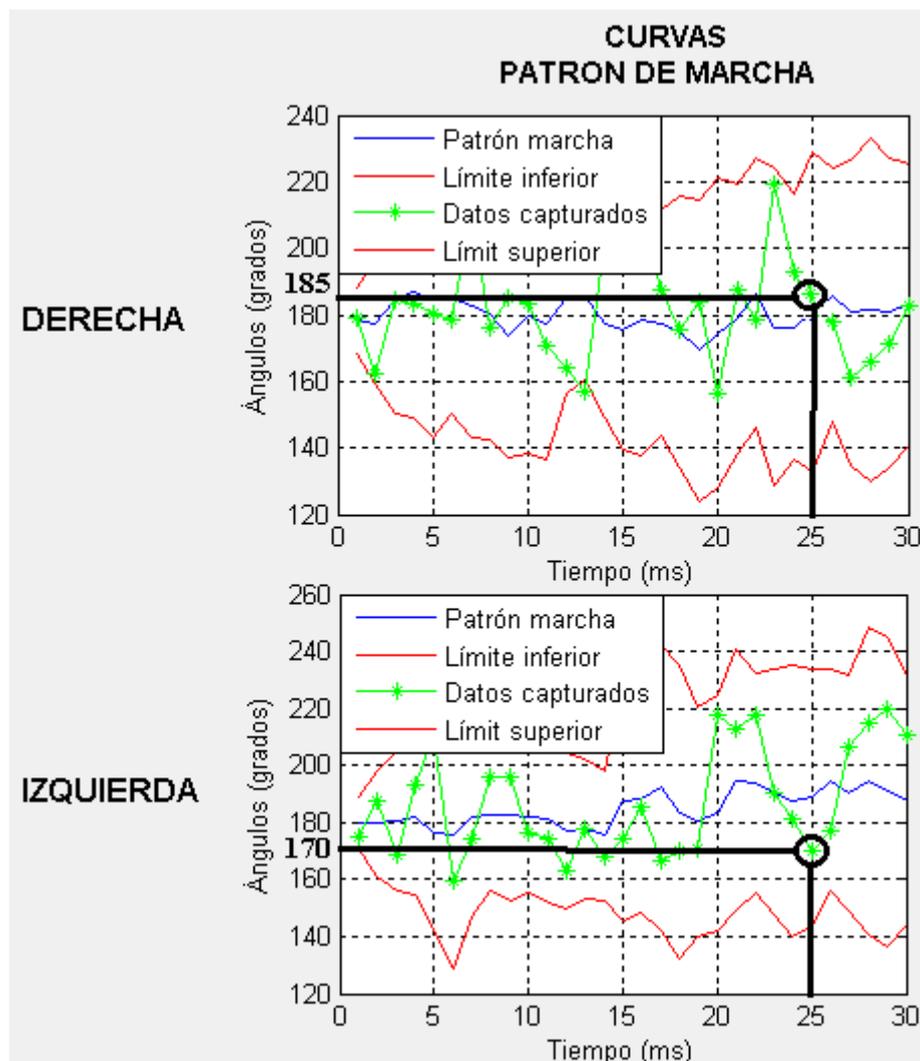


Figura 119. Resultados de análisis de persona 5

En la **Tabla 37** y **Tabla 38** se muestra los porcentajes de error de las medidas de los ángulos realizadas con el graduador sobre las imágenes y la medida obtenida por los cálculos de los sensores Kinect; se observa que el error presente entre los ángulos de flexión tanto de la rodilla derecha e izquierda es menor al 5%, lo cual asegura que los ángulos obtenidos del sistema tienen una medida correcta.

Tabla 37.

Validación de ángulo de flexión de la rodilla derecha escenario 1

	Ángulo de flexión de la rodilla derecha		
	Medida graduador	Medida Kinect	Error
Persona 1	164°	158.92°	3.09 %
Persona 2	157°	160.21°	2.04 %
Persona 3	176°	171.36°	2.63 %
Persona 4	156°	152.66°	2.14 %
Persona 5	185°	191.47	3.49 %

Tabla 38.

Validación de ángulo de flexión de la rodilla izquierda escenario 1

	Ángulo de flexión de la rodilla izquierda		
	Medida graduador	Medida Kinect	Error
Persona 1	172°	168.54°	2.01 %
Persona 2	148°	152.72°	3.19 %
Persona 3	130°	132.08°	1.6 %
Persona 4	205°	203.41°	0.78 %
Persona 5	170°	167.09°	1.71 %

6.2.2. Escenario 2

Este escenario se lo va a implementar con la finalidad de validar los ángulos medidos por el prototipo, a través de una comprobación realizada en el paciente con el uso del goniómetro, es decir, en un instante dado se colocara el goniómetro en la pierna del paciente, se medirá el ángulo y se comparará con lo obtenido por el sensor Kinect, en la **Figura 120** se muestra el escenario de pruebas.

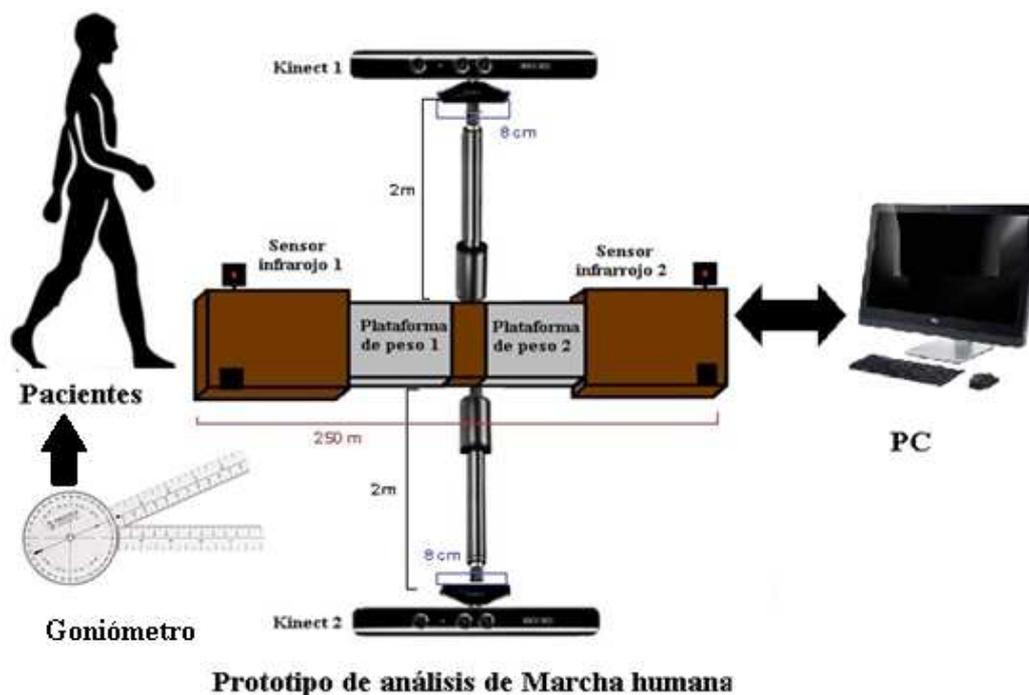


Figura 120. Escenario 2 de pruebas

6.2.2.1. Consideraciones del prototipo

- Velocidad de transmisión del prototipo: 38400
- Velocidad de transmisión de sensores Kinect 10fps
- Tensión de alimentación del prototipo 110 V A

6.2.2.2. Consideraciones de los pacientes de prueba

- Personas de sexo masculino: 1
- Personas de sexo femenino: 3
- Edad 24-25 años
- Personas con marcha aparentemente normal: 3

6.2.2.3. Consideraciones de la interface gráfica

- Versión de Matlab 2016
- Versión SDK 1.8

6.2.2.4. Desarrollo de la prueba

Se capturaron imágenes de tres pacientes mientras el sistema se encontraba en funcionamiento con el objetivo de verificar la correcta medición de los ángulos de flexión de la rodilla derecha e izquierda; estos ángulos fueron medidos con un goniómetro sobre las piernas de las tres personas en la formación de los ángulos de flexión de las piernas derecha e izquierda, y estos datos se compararon con los ángulo obtenido con los sensores Kinect en el mismo instante de tiempo.

PERSONA 1

En la **Figura 121** se observa los ángulos de flexión de la rodilla derecha e izquierda de la persona 1 de 25 años y de sexo femenino, en la **Figura 121 a** se muestra la medición con el goniómetro del ángulo de flexión de la rodilla de la pierna derecha y en la **Figura 121 b** la medición del ángulo de flexión de la rodilla izquierda.

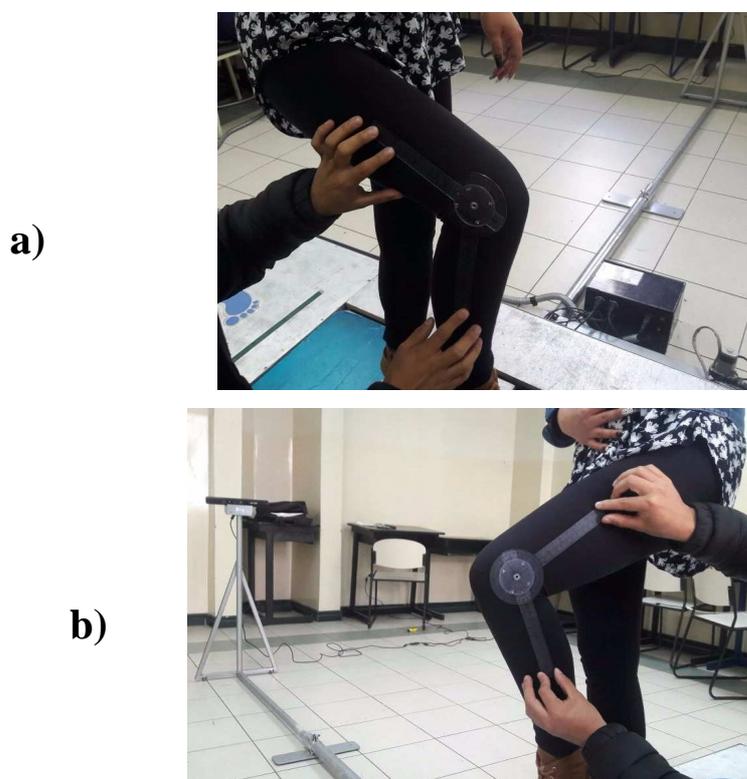


Figura 121. Medida de ángulos de flexión de la rodilla con goniómetro persona1
a) Ángulo pierna derecha, b) Ángulo pierna izquierda

PERSONA 2

En la **Figura 122** se observa los ángulos de flexión de la rodilla derecha e izquierda de la persona 1 de 24 años y de sexo femenino, en la **Figura 122 a** se muestra la medición con el goniómetro del ángulo de flexión de la rodilla de la pierna derecha y en la **Figura 122 b** la medición del ángulo de flexión de la rodilla izquierda.

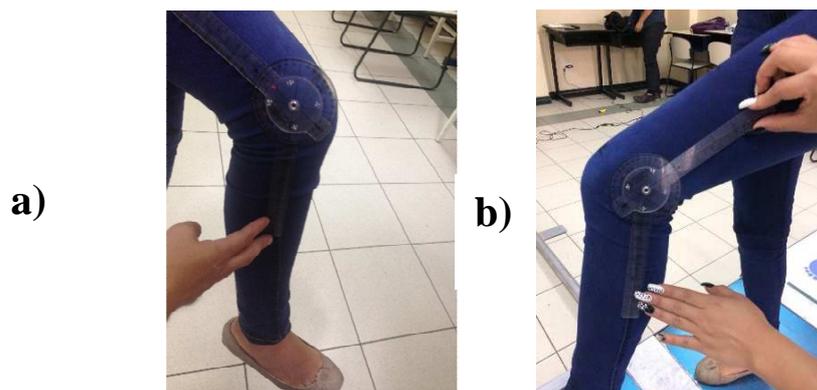


Figura 122. Medida de ángulos de flexión de la rodilla con goniómetro persona2
a) Ángulo pierna derecha, b) Ángulo pierna izquierda

PERSONA 3

En la **Figura 123** se observa los ángulos de flexión de la rodilla derecha e izquierda de la persona 1 de 24 años y de sexo masculino, en la **Figura 123 a** se muestra la medición con el goniómetro del ángulo de flexión de la rodilla de la pierna derecha y en la **Figura 123 b** la medición del ángulo de flexión de la rodilla izquierda.

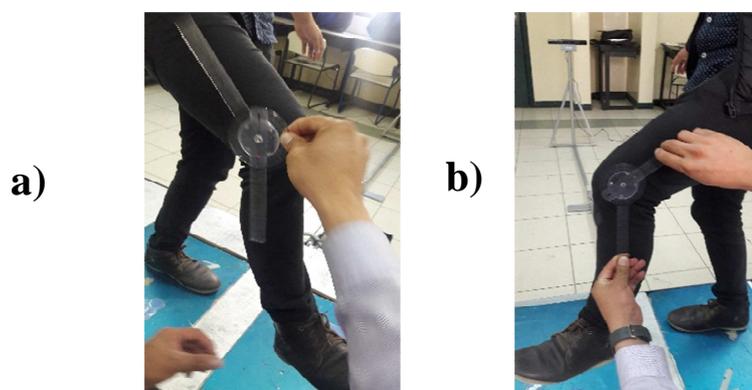


Figura 123. Medida de ángulos de flexión de la rodilla con goniómetro persona3
a) Ángulo pierna derecha, b) Ángulo pierna izquierda

6.2.2.5. Resultados de las pruebas en el escenario 2

En la **Tabla 39** y **Tabla 40** se muestra el porcentaje de error tomando como referencia al ángulo medido por el goniómetro sobre la rodilla del paciente, para verificar que los datos obtenidos de los sensores Kinect sean similares, en la **Tabla 39** se observa que el error presente entre los ángulos de flexión de la rodilla derecha medidos por el goniómetro y el sensor Kinect es menor al 5%; de igual manera se observa en la **Tabla 40** que el error de los ángulos de flexión de la rodilla izquierda es menor al 5%.

Tabla 39.

Validación de ángulo de flexión de la rodilla derecha del escenario 2

	Ángulo de flexión de la rodilla derecha		
	Medida goniómetro	Medida Kinect	Error
Paciente 1	101°	103.20°	2.18 %
Paciente 2	146°	151.70°	3.90 %
Paciente 3	96°	94.03°	2.05 %

Tabla 40.

Validación de ángulo de flexión de la rodilla izquierda del escenario 2

	Ángulo de flexión de la rodilla izquierda		
	Medida goniómetro	Medida Kinect	Error
Paciente 1	108°	107.29°	0.66 %
Paciente 2	118°	113.49°	3.97 %
Paciente 3	143°	139.94°	2.18 %

Finalmente se concluye que tanto los ángulos obtenidos visualmente en la interface gráfica del modelo skeletor, como los obtenidos de los sensores Kinect son similares a los medidos con el goniómetro en el paciente, por lo cual se puede decir que el sistema presenta una alta precisión que garantiza un análisis confiable en la medición de ángulos.

6.2.3. Escenario 3

En el escenario 3 vamos a realizar la prueba a un universo de 100 personas para determinar el tipo de marcha, los ángulo de flexión de la rodilla derecha e izquierda serán evaluados en forma estadística de acuerdo a los resultados que entregue el prototipo para determinar las tendencias de marcha en el universo seleccionado.

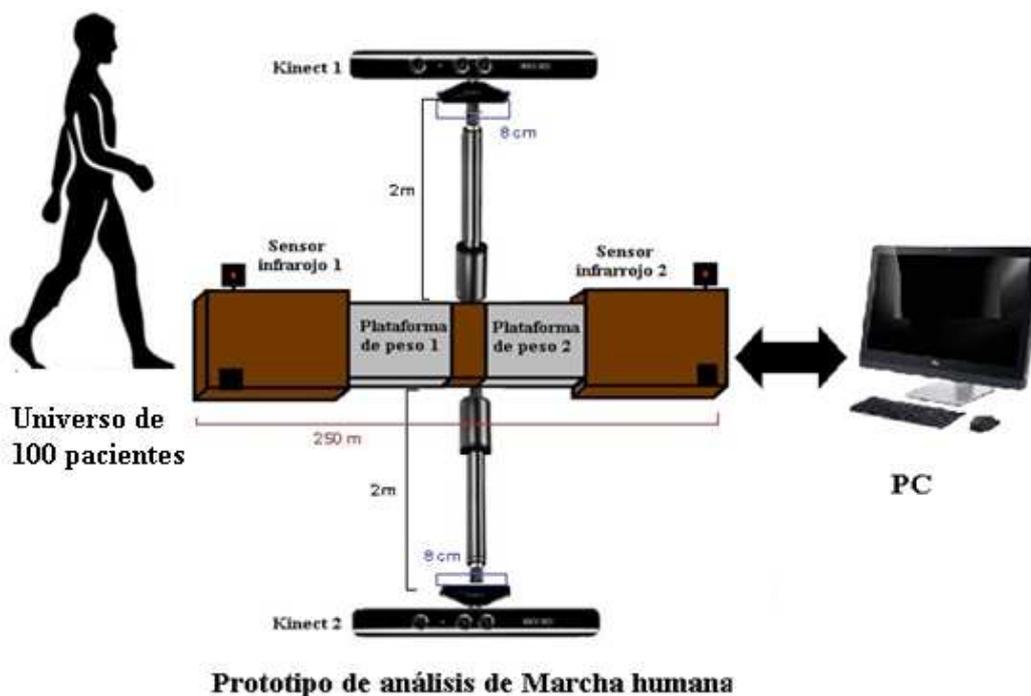


Figura 124. Escenario 3 de pruebas

6.2.3.1. Consideraciones del prototipo

- Velocidad de transmisión del prototipo: 38400
- Velocidad de transmisión de sensores Kinect 10fps
- Tensión de alimentación del prototipo 110 V A

6.2.3.2. Consideraciones de los pacientes de prueba

- Personas de sexo masculino: 57
- Personas de sexo femenino: 43
- Edad 17-40 años

6.2.3.3. Consideraciones de la interface gráfica

- Versión de Matlab 2016
- Versión SDK 1.8

6.2.3.4. Desarrollo de la prueba

Para el desarrollo de las pruebas con el universo de 100 personas se ha procedido a capturar las imágenes de cada persona que ha sido sometido al análisis de la marcha para la obtención de los ángulos de flexión de rodilla derecha e izquierda, que han sido calculados automáticamente por el prototipo y almacenados en la base de datos para un análisis futuro de los 100 pacientes, en la **Figura 125** se muestra a un paciente del universo de 100 sometiéndose al análisis de la marcha por el prototipo desarrollado.

En la **Figura 125 a**, se muestra al paciente durante el proceso de la calibración de ajuste de la posición de los sensores Kinect mediante los brazos mecánicos y en la **Figura 125 b** se muestra las imágenes de la persona realizando el análisis.

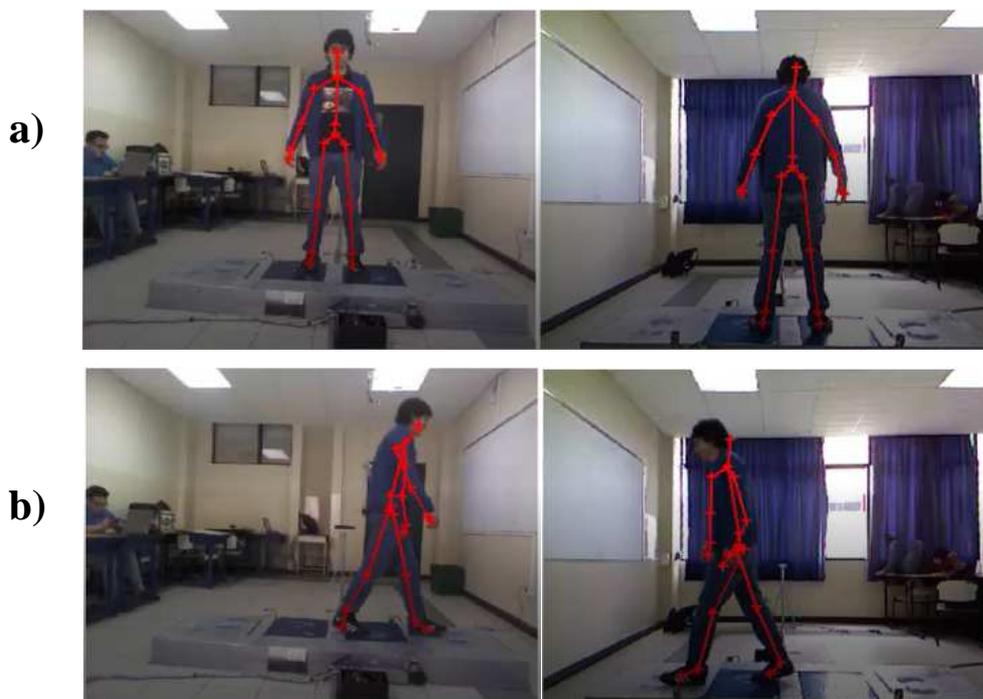


Figura 125. Paciente de prueba escenario 3

6.2.3.5. Resultados de la prueba

Los resultados de las pruebas se presentan mediante un análisis individual de los datos entregados por los sensores Kinect y por los sensores de peso.

6.3. Análisis estadístico de los datos de las pruebas realizadas.

Para el análisis estadístico del sistema se utilizan los valores de la media, la varianza, la desviación estándar, porcentajes, histogramas y gráficos de dispersión de los datos obtenidos al realizar las pruebas del funcionamiento del sistema a 100 personas seleccionadas aleatoriamente indistintamente de su peso y tamaño.

La **Figura 126** muestra el histograma correspondiente a las alturas de las personas analizadas, en este histograma se observa la representación de la distribución de las alturas de un grupo de 100 personas; en el que se nota claramente que el mayor grupo de personas tiene una estatura entre 165-168 cm, y el menor grupo tiene una altura entre 170-185 cm. La **Figura 127** muestra el histograma correspondiente a los pesos de las personas analizadas, en este histograma se observa la representación de la distribución de los pesos de un grupo de 100 personas; en el cual hay la mayor cantidad de persona con un peso entre 62-75 kg y un mínimo grupo con un peso entre 40-45 kg y 52-56 kg.

Con los datos obtenidos de los histogramas de altura y peso, se realizó un gráfico de dispersión mostrado en la **Figura 128**, en el cual se observa la relación existente entre el peso y la altura de este grupo de 100 personas, es decir, que se verifica que los datos que captura el sistema cumplan con la relación a más altura de la persona mayor es su peso; con el fin de corroborar la relación entre los datos de peso y altura se construyó una línea de tendencia, la misma que está representada por la ecuación (59).

$$\text{Altura} = 0.6023 * \text{Peso} + 126.03 \quad (59)$$

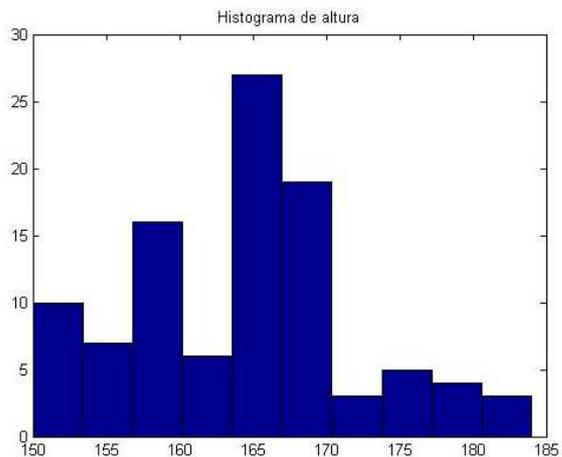


Figura 126. Histograma de altura

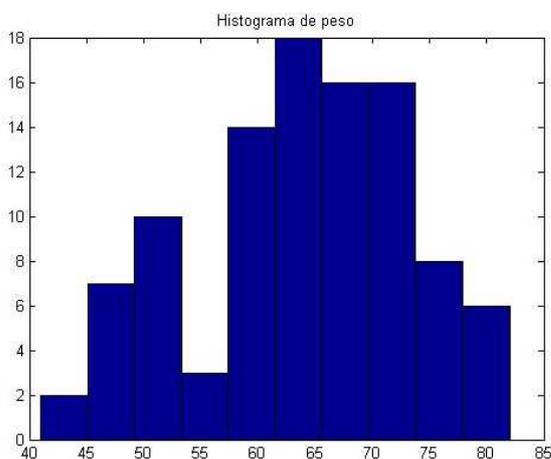


Figura 127. Histograma de peso

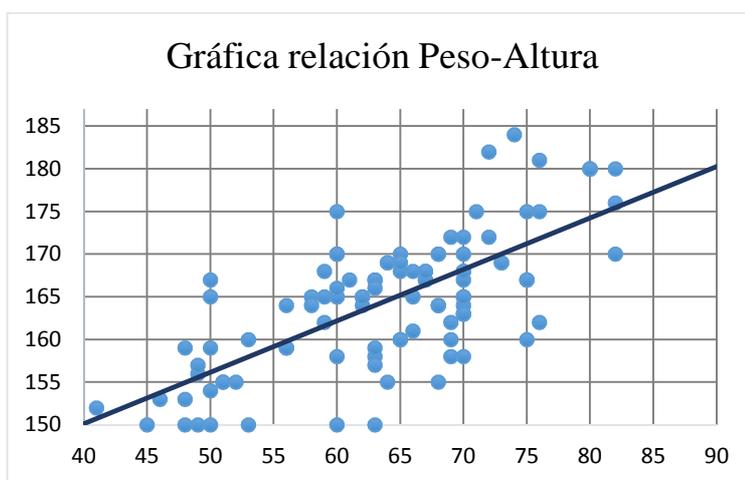


Figura 128. Gráfica de relación Peso-Altura

Se realizó el cálculo de la media para medir la tendencia que tienen los 30 ángulos de la pierna derecha e izquierda de cada persona del grupo de 100 personas analizadas, las medias se muestran en la **Tabla 41**, así como también se presenta la diferencia entre las medias de los ángulos de las piernas derecha e izquierda, a fin de evaluar las diferencias existentes en la formación de ángulos por parte de las dos piernas, esto debido a que se considera que una persona realiza una marcha normal cuando el movimiento y los ángulos generados en la marcha son similares en las dos piernas, en la **Tabla 44** se observa que la media de las diferencias entre las medias correspondientes de la pierna derecha y las medias de la pierna izquierda del universo de 100 personas es de -3.7461° , que se encuentra dentro del rango de confiabilidad del $\pm 5\%$.

En la **Tabla 42** se muestra el cálculo la varianza para determinar la normalidad de las muestras, es decir, de los 30 ángulos de la pierna derecha y 30 de la izquierda; y finalmente se calcula la desviación estándar para mostrar la tendencia que tienen los ángulos para alejarse del promedio de ángulos calculados y que siguen una distribución normal.

Tabla 41.

Tabla de medias de los 30 ángulos del grupo de 100 personas

Número de datos	Media de ángulos de la pierna derecha	Media de ángulos de la pierna izquierda	Diferencia éntre medias
1	177.9107 °	180.1340 °	-2.2233 °
2	177.5762 °	180.7820 °	-3.2059 °
3	187.3217 °	184.2692 °	3.0525 °
4	187.7582 °	186.9684 °	0.7898 °
5	185.7653 °	181.9182 °	3.8471 °
6	187.5972 °	182.7843 °	4.8129 °
7	191.9806 °	180.5947 °	11.3859 °
8	186.2571 °	182.9412 °	3.3159 °
9	176.4159 °	181.2011 °	-4.7852 °
10	178.5024 °	181.3315 °	-2.8291 °
11	174.1461 °	177.5126 °	-3.3665 °
12	181.3544 °	173.7814 °	7.5730 °
13	178.3920 °	174.4400 °	3.9520 °

14	177.3221 °	169.8418 °	7.4803 °
15	179.1284 °	187.2014 °	-8.0730 °
16	179.4199 °	190.6061 °	-11.1863 °
17	178.1012 °	196.3446 °	-18.2434 °
18	173.0648 °	184.6306 °	-11.5658 °
19	173.4879 °	176.0154 °	-2.5275 °
20	169.9508 °	181.9852 °	-12.0344 °
21	181.9156 °	191.3503 °	-9.4347 °
22	183.5381 °	192.1690 °	-8.6309 °
23	180.2084 °	188.4942 °	-8.2858 °
24	177.6122 °	181.4132 °	-3.8009 °
25	182.6984 °	188.0671 °	-5.3687 °
26	188.6269 °	191.6892 °	-3.0623 °
27	182.3426 °	192.5795 °	-10.2369 °
28	185.4834 °	195.9258 °	-10.4424 °
29	181.2918 °	194.3685 °	-13.0767 °
30	179.6281 °	185.8400 °	-6.2119 °

Tabla 42.

Tabla de varianzas de los 30 ángulos del grupo de 100 personas

Número de datos	Varianza de ángulos de la pierna derecha	Varianza de ángulos de la pierna izquierda
1	59.6109 °	61.5014 °
2	102.5683 °	106.1008 °
3	157.7357 °	104.2249 °
4	206.6184 °	359.2769 °
5	257.1115 °	375.2263 °
6	189.8747 °	674.0739 °
7	317.9991 °	285.0912 °
8	384.2317 °	245.7294 °
9	463.2376 °	162.8123 °
10	589.7604 °	132.4299 °
11	514.4115 °	138.9125 °
12	130.9262 °	85.5860 °
13	170.8603 °	117.1483 °
14	185.4829 °	96.7745 °
15	326.9545 °	312.1098 °
16	195.9665 °	278.3857 °
17	313.9253 °	484.1635 °

18	327.7196 °	366.6551 °
19	162.4753 °	124.3356 °
20	148.9693 °	213.1692 °
21	234.0240 °	346.5413 °
22	242.1458 °	290.0320 °
23	421.1203 °	459.7844 °
24	342.5996 °	435.4523 °
25	325.6432 °	587.1864 °
26	189.2700 °	365.7340 °
27	224.9845 °	349.6233 °
28	324.9585 °	888.8100 °
29	309.5555 °	787.0692 °
30	132.4532 °	417.7675 °

Tabla 43.

Tabla de desviaciones estándar de los 30 ángulos de las 100 personas

Número de datos	Desviación estándar de ángulos de la pierna derecha	Desviación estándar de ángulos de la pierna izquierda
1	7.7208 °	7.8423 °
2	10.1276 °	10.3005 °
3	12.5593 °	10.2091 °
4	14.3742 °	18.9546 °
5	16.0347 °	19.3708 °
6	13.7795 °	25.9629 °
7	17.8325 °	16.8846 °
8	19.6018 °	15.6758 °
9	21.5230 °	12.7598 °
10	24.2850 °	11.5078 °
11	22.6806 °	11.7861 °
12	11.4423 °	9.2513 °
13	13.0714 °	10.8235 °
14	13.6192 °	9.8374 °
15	18.0819 °	17.6666 °
16	13.9988 °	16.6849 °
17	17.7179 °	22.0037 °
18	18.1030 °	19.1482 °
19	12.7466 °	11.1506 °
20	12.2053 °	14.6003 °

21	15.2978 °	18.6156 °
22	15.5610 °	17.0303 °
23	20.5212 °	21.4426 °
24	18.5094 °	20.8675 °
25	18.0456 °	24.2319 °
26	13.7575 °	19.1242 °
27	14.9995 °	18.6982 °
28	18.0266 °	29.8129 °
29	17.5942 °	28.0548 °
30	11.5088 °	20.4394 °

En la **Tabla 44** se presenta un resumen del cálculo de la media general, media de las diferencias de medias, la varianza y desviación estándar de todos los 30 ángulos de la pierna derecha y los 30 ángulos de la pierna izquierda que se han determinado en la sección anterior para evaluar la marcha humana.

Tabla 44.

Tabla de desviaciones estándar de los 30 ángulos del grupo de 100 personas

Cálculo	Ángulos Derecha	Ángulos Izquierda
Media general ángulos	180.8266 °	184.5727 °
Media de diferencia de medias	-3.7461 °	
Varianza general	1.5562e+04	4.3967e+04
Desviación estándar	3.8146 °	5.7433 °

Se obtuvo el porcentaje de pacientes hombres y mujeres del grupo de 100 personas, además se clasificó a cada uno de estos grupos en los diferentes casos generales expuestos en el apartado anterior; estos datos se observan en la **Tabla 46, 47 y 48** y en la **Figura 129, 129 y 130** respectivamente.

Tabla 45.

Resumen de porcentajes de pacientes hombres y mujeres.

Pacientes	Porcentajes
Hombres	57 %
Mujeres	43%
Total	100 %

Tabla 46.

Resumen de porcentajes de pacientes hombres en los diferentes casos.

Casos generales de análisis	Porcentaje de hombres de 100 personas	Porcentajes de 57 hombres
Caso 1	31 %	54,39 %
Caso 2	10 %	17,54 %
Caso 3	14 %	24,56 %
Caso 4	2 %	3,51 %
Total	57 %	100 %

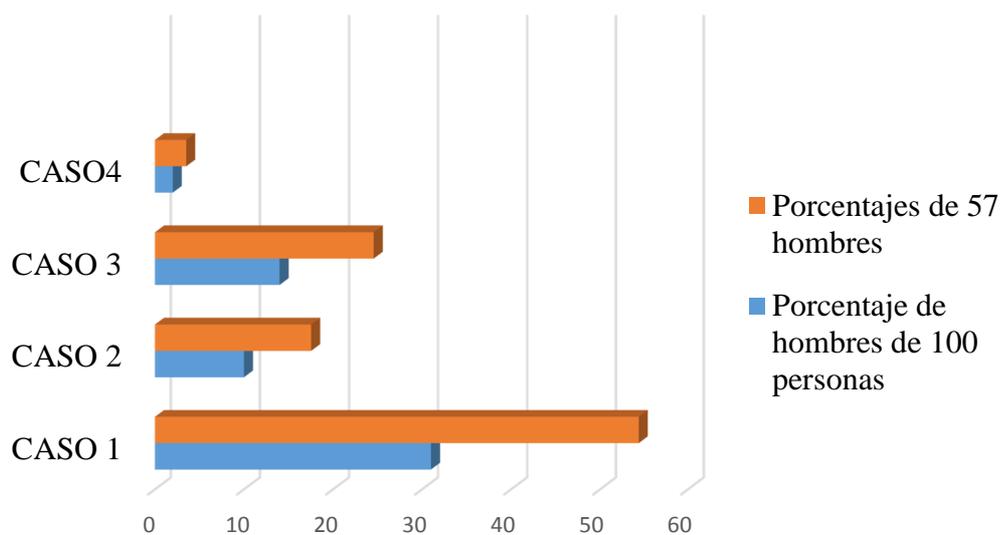
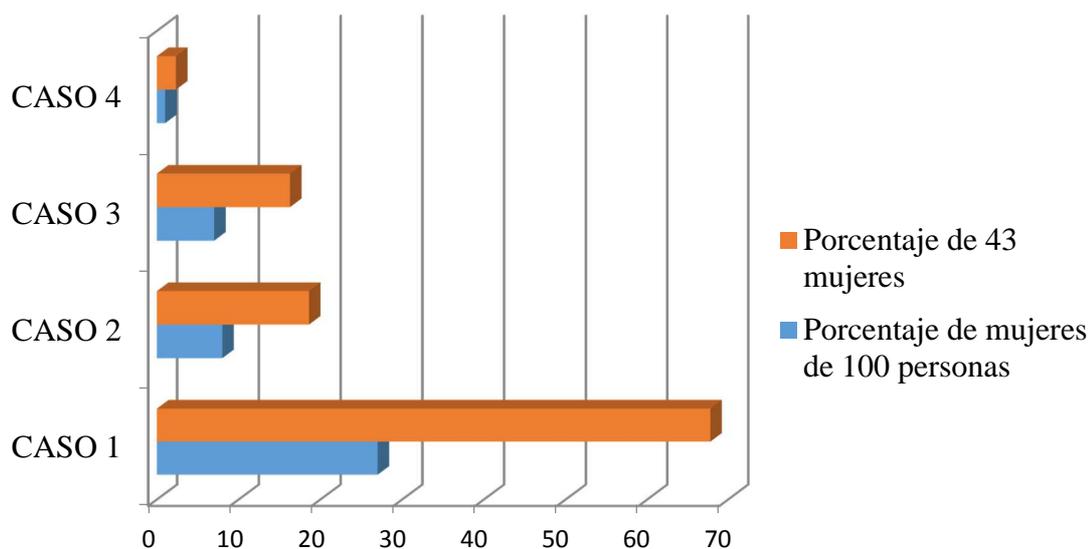
**Figura 129.** Resumen de porcentajes de pacientes hombres en los diferentes casos

Tabla 47.

Resumen de porcentajes de pacientes hombres en los diferentes casos

Casos generales de análisis	Porcentaje de mujeres de 100 personas	Porcentaje de 43 mujeres
Caso 1	27 %	62,79 %
Caso 2	8 %	18,60 %
Caso 3	7 %	16,28 %
Caso 4	1 %	2,33 %
Total	43 %	100 %

**Figura 130.** Resumen de porcentajes de pacientes hombres en los diferentes casos**Tabla 48.**

Resumen de porcentajes de pacientes en general en los diferentes casos.

Casos generales de análisis	Porcentaje de 100 personas
Caso 1	58 %

Continua →

Caso 2	18 %
Caso 3	21 %
Caso 4	3 %
Total	100 %

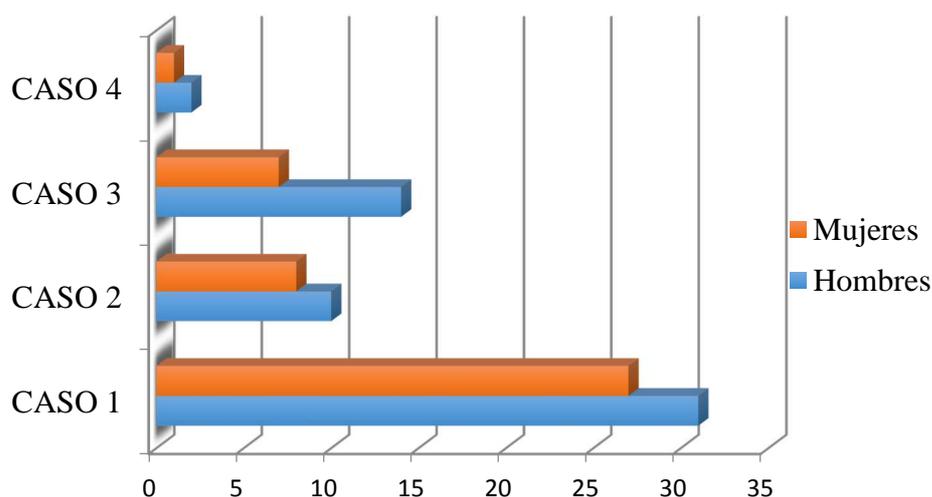


Figura 131. Resumen de porcentajes de pacientes hombres y mujeres en los diferentes casos

En la **Tabla 45** se observa que un 57% de personas analizadas son hombres y que el 43 % restante son mujeres; en la **Tabla 46** se presenta el porcentaje de hombres de las 100 personas analizadas dentro de los diferentes casos generales y el porcentaje de hombres dentro de los casos generales, en relación al 57%, que a su vez equivale a 57 hombres; y en la **Tabla 47** se presenta el porcentaje de mujeres que corresponden a las 100 personas analizadas dentro de los diferentes casos generales y el porcentaje de mujeres dentro de los casos generales, en relación al 43%, que a su vez equivale a 43 mujeres.

Tanto en la **Tabla 46** y **47** se observa que el Caso 1, el cual indica una marcha aparentemente normal tiene un mayor porcentaje de personas en relación a los otros casos con un 54,39% del total de 57 hombres y un 62,79% del total de 43 mujeres; así como también que el Caso 4, el mismo que indica una marcha aparentemente anormal tiene un menor porcentaje de personas con un 3,51% en del total de hombres y con 2,33% del total de mujeres, el Caso2 y Caso 3 no tienen una

marcada diferencia en sus porcentajes en relación de total de 57 hombres y 43 mujeres.

Comparando los porcentajes obtenidos del total de hombres y mujeres, se determina que el modelo probabilístico de la marcha humana generado para realizar las pruebas en el sistema de análisis de flexión de la rodilla, mantiene un porcentajes similares, ya sea en el análisis de la marcha humana de un hombre como en el de una mujer indistintamente del tamaño y de la estatura.

Finalmente se concluye que del grupo de 100 personas analizadas entre hombres y mujeres, el 58% corresponden al Caso 1 que indica una marcha aparentemente normal, el 18% al Caso 2 que indica una marcha en pierna derecha aparentemente normal con una posible afección en la pierna izquierda, el 21% al Caso 3 que indica una marcha en pierna izquierda aparentemente normal con una posible afección en la pierna derecha y el 3 % al Caso 4 que indica una marcha aparentemente anormal, estos valores se muestran en la **Tabla 48**.

CAPÍTULO VI

7. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.5. Conclusiones

La incorporación de dos sensores Kinect en el prototipo del sistema automático para el análisis del ángulo de flexión de la rodilla ha permitido captar el movimiento de la pierna izquierda y de la pierna derecha de forma simultánea e independiente, permitiendo una captura completa y eficiente de la marcha del paciente al atravesar por la plataforma del prototipo.

La implementación de dos brazos metálicos para el posicionamiento de los sensores de acuerdo a la estatura del paciente ha permitido disminuir el error en la captura de datos por parte de los sensores Kinect.

La utilización de fuentes conmutadas garantizan la calidad de la señal en DC que va a energizar el prototipo, con el fin de eliminar interferencias provocadas por los procesos de transformación, por lo que fue necesario reemplazar la fuente que inicialmente tenía el prototipo por una fuente conmutada.

Para lograr una óptima sincronización y homogenización de la toma de datos de las marchas de los pacientes al pasar por la plataforma del prototipo se ha empleado sensores de inicio y fin que indiquen el inicio y el fin de la toma de datos marcha, garantizando de esta forma la igualdad en la toma de datos entre pacientes.

La implementación de una etapa de sincronización de los sensores Kinect en el software de control, garantiza que los dos sensores Kinect capturen la misma cantidad de datos. Esta etapa consiste en sincronizar la inicialización de los sensores y en determinar el número de Frames que se van a capturar por segundo, para esta etapa se realizaron pruebas con los sensores por separado y con la impresión de los frames capturados, se obtuvo que la cantidad idónea para los dos sensores era de 10fps (frames por segundo).

Para el análisis eficiente de la marcha se ha construido un modelo patrón de la marcha normal con un universo de 30 pacientes con marcha normal, utilizando la distribución normal debido a que las variables de origen natural se aproximan a esta distribución, para en base a este modelo comparar la marcha de los pacientes que empleen este prototipo.

Para dar flexibilidad a la comparación de la marcha de un paciente con el modelo probabilístico se ha generado un intervalo de confianza del 95% alrededor del modelo probabilístico empleando una distribución normal multidimensional.

En base al nivel de confianza del 95% se han establecido 4 tipos de marcha que permitirán al sistema clasificar automáticamente la marcha de un paciente cuando atraviese la plataforma del prototipo.

Se validó al prototipo empleando dos escenarios en los que se utilizó un graduador para medir el ángulo de flexión de la rodilla sobre el modelo skeleton de las imágenes de la interfaz, y un goniómetro para medir directamente el ángulo de flexión sobre las piernas del paciente, y se comparó con el ángulo determinado de forma automática por el prototipo obteniendo errores de 2.69 % en la pierna derecha y 1.46 % de error en la pierna izquierda, por lo que se concluye que el prototipo tiene una alta precisión con un nivel de confianza mayor al 95% en la validación del patrón de marcha humana.

Las pruebas de análisis de marcha se realizaron a un universo de 100 personas para determinar el tipo de marcha obteniéndose un 58% Caso 1 con una marcha aparentemente normal, 18% Caso 2 con una marcha aparentemente normal en pierna derecha y una posible afección en la pierna izquierda, 21% Caso 3 con una marcha aparentemente normal en pierna izquierda y una posible afección en la pierna derecha y el 3 % al Caso 4 con una marcha aparentemente anormal; lo que nos permite concluir que el prototipo analiza adecuadamente la marcha en cualquier tipo de persona.

Las curvas de referencia obtenidas con la distribución normal multidimensional y los intervalos de confianza, tomados como modelo patrón para el análisis de la marcha de los pacientes presentan un alto desempeño ya que el nivel de acierto del análisis coincide con la condición física del paciente en un 95% de confiabilidad.

Una vez que el prototipo se ha validado y se han realizado las pruebas para determinar el tipo de marcha a un grupo de personas, en base al patrón de marcha definido mediante el modelo probabilístico con resultados óptimos que han permitido determinar anomalías en la marcha de las personas, se concluye que los objetivos del proyecto se han cumplido en forma satisfactoria.

7.6. Recomendaciones

Es recomendable conectar el prototipo a una toma regulada de 110 V AC, dado que las variaciones de tensión afectan el funcionamiento correcto de las plataformas de peso tanto para el pie derecho, como el izquierdo y del prototipo en general.

En cuanto al uso de los sensores Kinect, asegúrese que su equipo ejecuta Windows 8 o una versión posterior. Para el buen funcionamiento es necesario instalar los siguiente software: Microsoft Visual Studio 2013, .NET Framework 4.0 y Microsoft Speech Platform SDK v18.

Para la implementación del prototipo, se recomienda tener un área con espacio, es decir contar con un área aproximada de 6x4 metros, para la ubicación de las plataformas de peso, los brazos de ajuste de los sensores Kinect y las plataformas de reposo.

Es recomendable ubicar al prototipo en un área con una buena iluminación artificial, y calibrar los sensores Kinect múltiples veces, para garantizar un buen funcionamiento en la captura de datos por parte de los sensores mejor reconocimiento de la persona en base al modelo skeletor.

Se sugiere aumentar el ciclo de marcha humana con la implementación de al menos 2 sensores de peso para tener un registro completo del ciclo de marcha humana. De esta forma los cambios en el comportamiento en la marcha humana serían más notorios y se obtendrán mejores resultados.

Para trabajos futuros, se sugiere investigar el acceso y manipulación con el fin de tener la capacidad de generar un ajuste más fino de la esqueletización y evitar errores generados por la distorsión de los puntos referenciales del cuerpo humano con la imagen de color.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

(s.f.).

Collado S. (2002). *Análisis de la Marcha Humana con Plataformas dinamométricas. Influencia en el transporte de cargas*. Madrid: Universidad Complutense de Madrid.

La Cámara de Comercio de Quito. (2016). *Laboratorio de Análisis de Movimiento y Marcha Confevida*. Obtenido de <http://www.lacamaradequito.com/noticias/detalle-de-noticia/noticia/laboratorio-de-analisis-de-movimiento-y-marcha-confevida>.

A. Benasuly, A. Barragán. (2003). Ortopodología y aparato locomotor. *Masson*, 419.

A. O'Connell, E. Gardener . (2012). *Understanding The Scientific Bases of Human Movement*. Baltimore: Williams Wikins .

A. Sanchez, G. Sanz, B. Velasco, G. Barceló, E. Palacios. (2011). Análisis cinemático de la carrera de velocistas ciegos. *Investigación en ciencias del deporte*, 12.

A., K. (2010). The six determinants of gait and the inverted pendulum. *European*, vol. 26, no 4 (193 p.).

Abrantes, J. (2008). Fundamentos e Elementos de Análise em Biomecanica do Movimento Humano. *MovLab- Universidade Lusófona Lisboa*, 91-93.

Arcentales, A., Caminal, P., Diaz, I., Benito, S., & Giraldo, B. (2015). Classification of patients undergoing weaning from mechanical ventilation using the coherence between heart rate variability and respiratory flow signal. *IOP science* (págs. 1439-1452). Institute of Physics and Engineering in Medicine.

Baartlett, R. (2014). *Introduction to sports biomechanis*. London: E & FN Spon.

Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil*, 3:1-4.

Bartlett, R. (1991). Biomechanical Analysis of Performance in Sport. *British Association of Sports Science*.

Bilodeau, M. y Brenner, D. (1999). Theory of Multivariate Statistics. *Springer*.

Bio-laster. (2011). *Apoyo Científico y Tecnológico para el deporte*. Bio-laster.

Brubaker M. (2010). Physics-Based Person Tracking Using Simplified. *IEEE Conference on Computer Vision an*.

Cailliet, R. (2010). *Anatomi Funcional, Biomecanica*. Madrid: Marban.

Cappozo, A. (1991). Three – dimensional analysis of human walking: Experimental methods and associated artefacts. *Human Movement Science*, 10: 589-602.

CAPPOZZO, A. Y. (2007). *CAPPOZZO, A. Y BERME, N.* Worthington, Ohio.: Bertec Corporation.

Cifuentes, C., Martínez, F., & Romero, E. (2010). Análisis teórico y computacional de la marcha normal y patológica. *Revista Med*, 18(2), 182-196.

Copyright Vishay Precision Group, I. (15 de julio de 2014). *vpgsensors*. Obtenido de <http://www.vishaypg.com/docs/12020/1263.pdf>

- Corporation, M. (13 de Octubre de 2010). *kinect sensor*. Obtenido de <https://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131033.aspx>
- D. Cotoros, M. Baritz. (2010). Biomechanical analyzes of human body stability and equilibrium. *Proceeding of the World Acongress on Engineering*.
- D. L. Wolfe, J. T. C. Hsieh, and S. Mehta. (2010). ehabilitation Practices and Associated Outcomes Following Spinal Cord Injury. *Spinal Cord Injury Rehabilitation Evidence*.
- D. Tik-Pui, C. Y.-Y.-H. (2008). Estimating the complete ground reaction forces with pressure insoles in walking. *J Biomech*, 41(11);2597-2601.
- Ducroquet R, Ducroquet J, Ducroquet P. (2003). Marcha normal y patológica. *Toray Masson*.
- E. Rodrigo, M. Lescano, H. Rodrigo. (2012). Application of Kohonen maps to kinect analysis of human gait. *Brasileira de Engenharia Biomédica*, 217-226.
- E. Viel, Y. Blanc, J. Casillas, M. Laassel, S. Mesure. (2002). La Marcha Humana, la carrera y el Salto . *Biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones*, 205-15.
- España. (s.f.). *Toshiba Leading innovation*. Obtenido de <http://www.toshiba.es/>
- Flores, C. D. (2004). Acerca del análisis de funciones a través de sus gráficas: concepciones alternativas de estudiantes de bachillerato. *Revista latinoamericana de investigación en matemática educativa*, 195-218.
- Franco, J., & Pujol, C. (1975). *Historia de la literatura hispanoamericana: a partir de la independencia (Vol 7)*. Ariel.
- G. Colombo, M. Jorg, and V. Dietz. (2000). riven gait orthosis to do locomotor training of paraplegic patients. *Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 3159–3163.
- Gabel, M. B. (2012). Full Body Gait Analysis with Kinect . *IEEE 1964-1967*.
- GENIUS. (2013). *High Quality Nautical Equipment*. Obtenido de <https://vrolijk.nl/media/upload/11113/37417.pdf>
- Girard, L. M. (2010). *Diseño y construcción de prototipo de prótesis de rodilla*. Cholula, Puebla, México: Universidad de las Américas Puebla.
- GK. Gianikellins, M. Maynar. (1998). Fundamentos bionemcánicos de laestabilometría y su aplicación en diferentes modalidades delso deportes de precisión. *Biomecánica*, 37-44.
- Granville, W. G. (2012). *Trigonometría plana y esféricaÑ con tablas trigonométricas*.
- Huson, A. (2001). Biomechanics of the foot and ankle. *Foot and ankle*, 204-209.
- Instrument, H. d. (14 de JULIO de 2014). *unidades de la escala de soldadura F-kg-4050*. Obtenido de <http://www.excell-balance.com/pdlistone/products/17425196.html>
- Interlink Electronics. (2016). *Interlink Electronics*. Obtenido de <http://www.interlinkelectronics.com/FSR402.php>
- J. Acero, F. Palomino, I. Murillo, C. Rada. (2003). Valoración cinemática 2D sagital de la salida frontal de un patinador de carreras: un estudio piloto.

- J. Hausdorff, R. Dean, E. Helen. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil*, 82Ñ1050-1056.
- Kapandji, A. (2011). *Fisiología Articular*. Madrid, España: 5 edición .
- Kato P. M. (2017). valuating efficacy and validating games for health. *G4H Journal*, 74-76.
- Lelievre, J. (1976). Patología del pie. Toray-Masson. S. A. *Barcelona*, 35-49.
- López Chicharro, J., & Frenández Vquero, A. (2001). *Fisiología del ejercicio (2ª, 1ª reimpr ed.)*. Madrid.
- M. Dávila-Gutiérrez, J. Rojas, J. Campos. (2010). Analysis od the sequeence of segment participation during the final movement of the rotational shot put. *European Journal of Human -Movement*, 22,31-46.
- Martínez-Zarzuela, M., Díaz-Pernas, F. J., Tejero de Pablos, A., Perozo-Rondón, F., Antón-Rodríguez, M., & González-Ortega, D. (2011). Monitorización del cuerpo humano en 3D mediante tecnología Kinect.Ministerio deficiencia e innovación (1: 15, Febrero: Valladolid España). *Memorias. Departamento de teoría de la señal y Comunicaciones Universidad de Valladolid*, 6,3.
- Mendoza, A. M. (2010). *Ajuste automatico de los brazos de una frua controlada por unPLC, mediante el empleo de un sensor fotoelectronico*. Tijuana: Escuela superior de ingenieria mecanica y electronica.
- Molina Arias, M. (2013). El signiicado de los intervalos de confianza. *Pedriatría Atención Primaria*, 91-94.
- Moreno, A. V., Gutiérrez, E. G., & Moreno, J. C. P. (2008). Consideraciones para el análisis de la marcha humana. técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría- Considerations for human gait analysis. *Revista ingeniería biomédica* 2(3), 16-26.
- Moreno-de-la-Fuente, J. (2009). *Podología general y Biomecánica*. Barcelona: Elsevier/Masson.
- Muñoz-Cardona, J. E., Henao-Gallo, O. A., & López-Herrera, J. F. . (2013). Sistema de Rehabilitación basado en el Uso de Análisis Biomecánico y Videojuegos mediante el Sensor Kinect. *Tecnológicas*, 43-54.
- Nigel Palastanga, Derek Fiel, Roger Soames. (2000). *ANATOMÍA Y MOVIMIENTO HUMANO. ESTRUCTURA Y FUNCIONAMIENTO*. Barcelona: Paidotribo.
- Ortiz G. & Mosquera W. (2015). *Diseño e implementación de un sistema para el análisis de movimiento corporal humano*. Sangolqui: Universidad de las Fuerzas Armadas-ESPE.
- P. Gras, V. Dulieu I. Didier. (20099). La marcha EMC . *Podología*, 27-020-A-10.
- Parra Dominguez, G. S. (2012). 3D Human Motion Analysis to Detect Abnormal Events n Stairs. *IEEE*.
- Pérez Soriano, P., & Llana Belloch, S. (2007). La instrumentación en la biométrica deportiva.
- Prat, J. (1993). Biomecánica de la Marcha Normal y Patológica. *Instituto de Biomcánica de Valencia*.

- Prat, J. M. y Sánchez-Lacuesta, J. (2002). Biomecánica de la marcha humana normal y patológica, Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV). *IMPIVA Generalitat Valenciana*.
- Ramos, M. (2007). Utilidad del análisis tridimensional de la marcha como sistema evaluador del estado clínico y funcional de pacientes. *Universidad Complutense de Madrid*.
- Redín, M. I. (2008). *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Madrid: Médica Panamericana.
- Repetto, A. (2005). *Bases biomecánicas para el análisis del movimiento humano*. Buenos Aires: CD'Room.
- Riofrío, H. S. (2014). *Implementación de un sistema de reconocimiento de patrones de movimiento con las extremidades superiores del cuerpo humano*. Quito.
- Ríos, S. (1974). Modelos matemáticos y teoría general de sistemas. *Trabajos de estadística y de investigación*, 25,141-149.
- Rodrigo C. Miralles Marrero, Iris Miralles Rull. (2005). *Biomecánica clínica de los tejidos y las articulaciones del aparato locomotor 2ª edic*. Masson.
- Rodrigo, S. E., Ambrósio, J. A., & Penisi, O. (2007). Análisis Dinámico Inverso de Modelos Biomecánicos Espaciales del Cuerpo Humano. *In Proceedings of the 8º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*.
- Rueda, L. P. (2006). Principios de Biomecánica. *Apjnts Medicina de lésport*, 39-43.
- S.Collado. (2002). Análisis de la Marcha Humana con plataformas dinámicas. *Influencia en el transporte de cargas*, Madrid.
- Sánchez-Lacuesta Javier. (1993). Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. *Instituto de Biomecánica de Valencia*.
- Santos, H. (2007). *Estudio da cinemática angular da articulacao tibio-társica e da força reactiva do apoio*. Cruz Quebrada: Facultad de Monricidade Humana.
- Sanz, M. (2014). *Cinesiología y Biomecánica Humana*.
- Semiconductor, A. (8 de Julio de 2014). *24 bit Analog-to-digital converter (ADC) for weigh scales*. Obtenido de https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/hx711_english.pdf
- Sheldon, S. (2004). Quantification of human motion: gait analysis benefits and limitations to its application to clinical problems. *J Biomech*, 37:1869-1880.
- Stahl, S., Másmela, L., & Ricón, W. (2015). La evolución de la distribución normal. *Comunicaciones en Estadística Vol.1*, 13-32.
- STMicroelectronics. (11 de diciembre de 2013). *Positive voltage regulator ICs*. Obtenido de http://www.electronicoscaldas.com/datasheet/L78xx-L78xxC-L78xxAB-L78xxAC_ST.pdf
- Stone, E. E. (2011). Passive in home Measurement of Stride to stride Gait. *IEE*.
- Sweeting K., Mock M. (2007). Gait and posture. Assessment in general practice. *Australian Family Physician*, 36,398-405.
- Swokowski, E. W. (2011). *Álgebra y trigonometría*. Cengage Learning Editores.

- Tozeren, A. (2000). Human body mechanics: classical mechanics and human movement. *Springer - Verlag* .
- Uriel, E. y Aldas, J. (2005). *Análisis Multivariante Aplicado*. España: Thompson Editores.
- Vasquez, C. (2004). La historia de los procedimientos de análisis. *Facultad de Ciencias de la Salud, 2*.
- Vázquez, S. C. (2004). La marcha. Historia de los procedimientos de análisis. *Revista de la Facultad de Ciências de la Salud, 2*.
- Villa, A. C., Díaz, M., & Urgilés, F. (s.f.). Investigación en el área de la biomecánica retos y perspectivas en el Ecuador. *2013*.
- Whittle, D. .. (1996). Biomechanics and Motor Control of human movement. *Wiley*.
- Z. Huiyu, H. H. (2004). A Survey-Human Movement Tracking and Stroke Rehabilitation. *Technical Report, 33*.