Sistema computacional de apoyo para la identificación de alteraciones de la marcha en rodilla basado en el uso de sensores ópticos y técnicas de procesamiento de señales

Dagoberto Mayorca Torres

Universidad de Caldas
Facultad de Ingeniería, Departamento de Sistemas e Informática
Maestría en Ingeniería Computacional
Manizales Colombia
2019

Sistema computacional de apoyo para la identificación de alteraciones de la marcha en rodilla basado en el uso de sensores ópticos y técnicas de procesamiento de señales

Dagoberto Mayorca Torres

Trabajo presentado como requisito para optar al grado de:
Magister en Ingeniería Computacional

Director
PhD. Julio Cesar Caicedo Eraso
Co-Director:
PhD. Diego Hernán Peluffo Ordoñez

Universidad de Caldas
Facultad de Ingeniería, Departamento de Sistemas e Informática
Maestría en Ingeniería Computacional
Manizales Colombia
2019

Tabla de Contenido

Contenido **Pág.**

Nomenclatura 13

1. Introducción 14

1.1. Campo Temático 17

1.2. Planteamiento del problema 18

1.3. Justificación 21

1.4. Objetivos 23

1.4.1. Objetivo General 23

1.4.2. Objetivos Específicos 23

2. Estado del arte 24

2.1. Sistemas de captura de movimiento 24

2.1.1. Sistemas basados en visión 25

2.1.2. Sistemas basados en sensores 28

2.1.3. Sistemas basados en fusión de datos 30

2.1.4. Otras tecnologías 31

2.2. Técnicas de preprocesamiento y filtrado de señales 32

2.2.1. Filtro de Butterworth 33

2.2.2. Filtro de suavizado exponencial 34

2.2.3. Filtro Kalman 35

3. Marco teórico 37

3.1. Anatomía de Miembro inferior 37

3.1.1. Fisiología y biomecánica de la cadera 38

3.1.2. Fisiología y biomecánica de la rodilla 38

3.1.3. Fisiología y Biomecánica del Tobillo 39

3.2. Biomecánica de la marcha normal 39

3.2.1. Movimiento articular de la rodilla en la marcha 41
3.2.2. Alteraciones de la rodilla 43
3.3. Sistemas de captura de movimiento 45
3.3.1. Sistemas con sensores de profundidad (Kinect) 45
3.3.2. Dispositivos electrónicos IMU 47
4. Metodología 49
4.1. Metodología de programación extrema 49
4.1.1. Planificación del proyecto 51
4.1.2. Fase de diseño del proyecto 52
4.1.3. Fase de codificación y pruebas 53
4.2. Plan de arquitectura y atributos de calidad 54
4.2.1. Identificación de atributos de calidad 55
4.2.2. Refinamiento y descripción de escenarios de atributos de calidad 55
4.3. Arquitectura software 60
4.3.1. La vista Lógica 61
4.3.2. Vista de procesos 65
4.3.3. Vista de desarrollo 66
4.3.4. Vista física 67
4.3.5. Vista de casos de uso 68
4.4. Arquitectura Hardware 71
4.4.1. Diseño de componentes hardware 71
4.4.2. Integración de componentes 72
4.4.3. Comunicación entre componentes 73
4.4.4. Protocolo para fijación de dispositivo IMU y marcadores pasivos 74
4.4.1. Preprocesamiento y filtrado de las señales 75

4.4.2. Captura de los datos 76
4.4.3. Calibración del sistema 76
4.4.4. Medición de los ángulos Kinect 78
4.4.5. Medición de los ángulos sensor IMU 79
4.4.6. Aplicación de filtro Kalman sobre las señales 79
4.4.1. Alineación temporal entre IMU y Kinect 81
4.4.2. Segmentación y Caracterización de las Señales 82
4.4.3. Dynamic Time Warping 84
4.5. Diseño experimental 86
4.5.1. Enfoque metodológico de la investigación 86
4.5.2. Población y muestra 87
4.5.3. Descripción de variables 87
4.5.4. Técnicas de recolección de la información 89
4.5.5. Instrumentos de recolección de información 90
4.5.6. Procesos de obtención de la información 90
4.5.7. Protocolo para la realización de examen de marcha 91
4.5.8. Análisis estadístico 93
5. Resultados y Discusión 94
5.1. Preprocesamiento, calibración y filtrado de las señales 94
5.1.1. Captura de datos de validación por técnica de videogrametría 96
5.2. Sincronización y alineación temporal de IMU y Kinect 96
5.3. Mediciones de ángulo de rodilla en posiciones fijas 97
5.4. Fiabilidad de las medidas de IMU 98
5.5. Fiabilidad de los datos de Kinect 100
5.6. Consistencia de las medidas obtenidas por IMU 102

5.7. Mediciones y obtención de patrones normales de la marcha 104
5.7.1. Análisis de patrón de marcha normal del sujeto 1 105
5.7.2. Análisis de patrón de marcha normal del sujeto 2 112
5.7.3. Análisis de patrón de marcha normal del sujeto 3 113
5.7.4. Análisis de patrón de marcha normal del sujeto 4 115
5.7.5. Análisis de patrón de marcha normal del sujeto 5 117
5.7.6. Análisis de patrón de marcha normal del sujeto 6 119
5.8. Mediciones y obtención de patrones con alteraciones de la marcha 121
5.8.1. Análisis de patrón de marcha con alteraciones del sujeto 1 121
5.8.2. Análisis de patrón de marcha con alteraciones del sujeto 2 122
5.9. Atributos de calidad 123
5.10. Descripción de desarrollo software y requerimientos funcionales del sistema 127
5.11. Corrección geométrica del esqueleto de Kinect 131
6. Conclusiones y trabajos futuros 136
6.1. Conclusiones 136
6.2. Trabajos futuros 137
7. Referencias Bibliográficas 138
8. Anexos 149

Índice de Figuras

Contenido **Pág.**

Figura 1. Taxonomía de los sistemas de captura de movimiento. 25

Figura 2. Taxonomía de técnicas de preprocesamiento.. 33

Figura 3. Planos anatómicos del cuerpo humano..... 37

Figura 4. Ciclo de la marcha humana. 40

Figura 5. Cinemática articular de la rodilla. 42

Figura 6. Cinemática articular de la rodilla. 43

Figura 7. Componentes del sensor Kinect de Microsoft. 46

Figura 8. Puntos del esqueleto suministrados por Kinect. 46

Figura 9. Sensor MPU6050..... 47

Figura 10. Especificaciones técnicas de MPU 6050. 48

Figura 11. Fases de metodología XP. 50

Figura 12. Modelo de arquitectura 4+1 vistas. 60

Figura 13. Diagrama de clases y de capas del aplicativo software. 62

Figura 14. Modelo relacional de la base de datos. 64

Figura 15. Diagrama de procesos del aplicativo software.. 65

Figura 16. Diagrama de componentes del aplicativo software.. 67

Figura 17. Diagrama de despliegue.. 68

Figura 18. Diagrama de casos de uso del sistema de gestión y seguimiento de pacientes. 69

Figura 19. Esquema de circuito electrónico y componentes..... 73

Figura 20. Interacciones entre los componentes hardware. 73

Figura 21. Distribución de sensores en los puntos anatómicos. 74

Figura 22. Descripción arquitectónica del sistema. 76

Figura 23.Características de variabilidad del patrón de marcha.. 82

Figura 24. Matriz de programación dinámica G. 85

Figura 25. Configuración de dispositivos de captura en la escena. 92

Figura 26. Sintonización de parámetro de Q asociado al ruido blanco. 95

Figura 27. Herramienta computacional para validación del sistema de medición. 96

Figura 28. Comparación estática de las medidas del dispositivo IMU respecto al goniómetro.. . 98

Figura 29. Exactitud de IMU para las sesiones de los 12 sujetos.. 99

Figura 30. Puntos del esqueleto de kinect seleccionados para el proceso de calibración de distancia. 100

Figura 31. Precisión de las medidas Vs Distancia.. 101

Figura 32. Comparación de valores de RMSE para las señales de las sesiones 1 y 2.. 103

Figura 33. Patrón de marcha obtenido a partir de los datos de 6 sujetos 105

Figura 34. Ciclo de marcha vista sagital para sujeto 1.. 106

Figura 35. Ciclo de marcha vista frontal para sujeto 1.. 107

Figura 36. Imagen Izquierda. Aplicación de algoritmo de máximos en señal de sesión 1. Imagen Derecha. Aplicación de aloritmo de máximos en señal de sesión 2. 108

Figura 37. Identifcación de inicio de la marcha y valores máximos. 109

Figura 38. Aplicación de DTW sobre patrón de referencia (roja) sobre señal #1 del conjunto de patrones del sujeto 1..... 109

Figura 39. Aplicación de DTW sobre patrón de referencia (roja) sobre señal #2 del conjunto de patrones del sujeto 1..... 110

Figura 40. Curva de ajuste de los datos para sujeto 1 mediante regresión polinomial. 110

Figura 41. Curvas de ajuste de patrón de referencia de marcha, patrón de marcha de la pierna izquierda y derecha de sujeto 1. 111
Figura 42. Ciclo de marcha vista sagital para sujeto 2. Fase de la marcha en el periodo de soporte (a-k). Fase de periodo de balanceo (l-n). 112
Figura 43. Imagen izquierda- Regresión polinomial por mínimos cuadrados. Imagen derecha- Curvas de referencia, patr´n normal del sujeto de pierna izquierda y derecha. 113
Figura 44. Ciclo de marcha vista sagital para sujeto 3. Fase de la marcha en el periodo de soporte (a-l). Fase de periodo de balanceo (m-p). 114
Figura 45. Imagen izquierda- Regresión polinomial por mínimos cuadrados. Imagen derecha- Curvas de referencia, patr´n normal del sujeto de pierna izquierda y derecha.. 115
Figura 46. Ciclo de marcha vista sagital para sujeto 4. Fase de la marcha en el periodo de soporte (a-l). Fase de periodo de balanceo (m-p).. 116
Figura 47. Imagen izquierda- Regresión polinomial por mínimos cuadrados. Imagen derecha- Curvas de referencia, patrón normal del sujeto de pierna izquierda y derecha.. 117
Figura 48. Ciclo de marcha vista sagital para sujeto 5. Fase de la marcha en el periodo de soporte (a-l). Fase de periodo de balanceo (m-r) 118
Figura 49. Imagen izquierda- Regresión polinomial por mínimos cuadrados. Imagen derecha- Curvas de referencia, patrón normal del sujeto de pierna izquierda y derecha. 119
Figura 50. Ciclo de marcha vista sagital para sujeto 6. Fase de la marcha en el periodo de soporte (a-l). Fase de periodo de balanceo (m-r). Fuente Elaboración y Formulación propia. 120
Figura 51. Imagen izquierda- Regresión polinomial por mínimos cuadrados. Imagen derecha- Curvas de referencia, patrón normal del sujeto de pierna izquierda y derecha. 121
Figura 52.Curvas de referencia, patrón normal del sujeto de pierna izquierda. 122

Figura 53. Curvas de referencia, patrón alterado del sujeto de la pierna derecha. 123
Figura 54. Diagrama de secuencia de Test de conectividad y visualización de Kinect..... 124
Figura 55. Diagrama de secuencia de Test de conectividad y visualización de IMU. 124
Figura 56. Ejecución de herramienta MSBuild..... 126
Figura 57. Obtención de métricas de seguridad mediante SonnarQube. 126
Figura 58. Sección de registro de datos de usuario..... 129
Figura 60. Sección de visualización de datos de esqueleto de Kinect.. 130
Figura 61. Sección de análisis de datos. 131
Figura 62. a-Imagen RGB en vista frontal. b- Imagen capturada por kinect. c- Imagen corregida a partir de fusión de datos.. 132
Figura 63. a-Imagen RGB en vista frontal. b- Imagen capturada por kinect. c- Imagen corregida a partir de fusión de datos. 133
Figura 64. a-Imagen RGB en vista frontal. b- Imagen capturada por kinect. c- Imagen corregida a partir de fusión de datos.. 133
Figura 65. a-Imagen RGB en vista frontal. b- Imagen capturada por kinect. c- Imagen corregida a partir de fusión de datos.. 134
Figura 66. a-Imagen RGB en vista frontal. b- Imagen capturada por kinect. c- Imagen corregida a partir de fusión de datos.. 135
Figura 67. Diagrama de secuencia de consulta de datos de usuario. 156
Figura 68. Diagrama de secuencia de actualización de datos de usuario. 156
Figura 69. Diagrama de secuencia de eliminación de datos de usuario..... 157
Figura 70. Diagrama de secuencia de nueva historia clínica. 157
Figura 71. Diagrama de secuencia de consulta de datos de historia clínica. 158

Figura 72. Diagrama de secuencia de actualización de historia clínica. 158
Figura 73. Diagrama de secuencia de eliminación de datos de historia clínica. 159
Figura 74. Diagrama de secuencia de visualización de datos y realización del examen. 159
Figura 75. Diagrama de secuencia de Test de conectividad y visualización de Kinect. 160
Figura 76. Diagrama de secuencia de Test de conectividad y visualización de IMU. 160
Figura 77. Diagrama de secuencia de control de reproducción de datos de archivo. 161
Figura 78. Diagrama de secuencia de almacenamiento de archivo de reproducción. 161

Índice de Tablas

Contenido **Pág.**

Tabla 1. Clasificación de planos anatómicos. 38
Tabla 2. Fases de la marcha en el periodo de soporte y balanceo. 41
Tabla 3. Las especificaciones para la sensibilidad del eje transversal. 48
Tabla 4. Descripción de roles de la metodología XP. 50
Tabla 5. Plan de lanzamientos de historias de usuario. 52
Tabla 6. Herramientas tecnológicas usadas en el proyecto 54
Tabla 7. Descripción de escenario de Corrección Funcional. 55
Tabla 8. Descripción de escenario de atributos de calidad. 56
Tabla 9. Descripción detallada de escenario de Fiabilidad. 57
Tabla 10. Descripción de escenario de Corrección Funcional. 58
Tabla 11. Descripción de escenario de atributo de seguridad. 58
Tabla 12. Descripción de escenario de atributo de Usabilidad. 59
Tabla 13. Casos de uso del sistema software. 69
Tabla 14. Asociación de componentes a los puntos anatómicos de las extremidades inferiores. 75
Tabla 15. Variables Sociodemográficas. 88
Tabla 16. Variables Antropométricas. 88
Tabla 17. Variables Cinemáticas y Espacio-Temporales. 89
Tabla 18. Análisis Cualitativo de las fase de la marcha 89
Tabla 19. Comparación de las mediciones entre técnica de videogrametría y IMU. 99
Tabla 20. Comparación de las mediciones entre técnica de videogrametría y Kinect. 101
Tabla 21. Comparación de consistencia de las mediciones para las sesiones 1 y 2. 103
Tabla 22. Métricas de fiabilidad del sistema 125
Tabla 23. Evaluación de factor de seguridad del proyecto 127
Tabla 24. Revisión de tecnologías de los sistemas de captura de movimiento. 149

Nomenclatura

En esta sección, se incluyen la notación utilizada en el desarrollo del documento, así como también los símbolos generales y abreviaturas utilizadas en las diferentes partes de la presente Tesis de Maestría. A continuación, se expone la notación con sus correspondientes a las abreviaturas usadas en el documento.

Abreviatura	Término
TME	Trastornos Músculo Esqueléticos
IMU	Unidades de Medición Inercial
MOCAP	Sistema de captura de movimiento
FASECOLDA	Federación de Aseguradores Colombianos
EU-OSHA	Agencia Europea para la Seguridad y la Salud en el Trabajo
OIT	Organización Internacional del Trabajo.
RSR	Relación Señal Ruido
BV	Basado en Visión
BS	Basado en sensores
BF	Basado en sensores Fusionados.
MSE	Error Cuadrático Promedio
RMSE	Raíz de Error Cuadrático Medio
GRF	Ground Reaction Force
MACD	Moving Average Convergence Divergence
VHF	Vertical Horizontal Filter
ARIMA	Autoregressive Integrated Moving Average
EWMA	Exponentially Weighted Moving Average Chart
ASF	El Filtro de Segmentación Promedio
XP	Metodología Programación Extrema
DTW	Dynamic Time Warping
ICC	Intraclass Correlation Coefficient
MOCAP	Motion Capture System
PCA	Análisis por componentes principales
MRI	Imágenes de resonancia Magnética
TC	Tomografía Computarizada
MEMS	Micro Electro Mechanical Systems
FSR	Sensor de Fuerza Resistivo
ECG	Electro Cardio Grama
PROM	Promedio
DESVEST	Desviación Estándar
FPS	Imágenes por segundo
ICC	Índice de correlación cruzada
R	Índice de correlación de Pearson

Dedicatoria

Doy infinitas gracias a Dios por darme el don de la vida y sobre todo por brindarme la sabiduría para tomar sabias decisiones en el desarrollo de esta investigación. Agradezco a mi esposa Marianela Hernández y a mi hijo Juan Miguel Mayorca Hernández porque fueron mi principal motor e inspiración para llevar a cabo este logro, sé que mi pequeño Juan desde el vientre de su madre me daba pataditas de aliento para no desistir de este propósito. A mi padre Dagoberto Mayorca que me enseñó el valor de la humildad y del trabajo honesto, su tenacidad admirable fueron mi ejemplo a seguir. A mi madre María Nelcy Torres por creer en mis capacidades y cimentar en el hogar dones como la fe y la paciencia, vitales para enfrentar las adversidades de la vida, sé que siempre he sido parte de sus oraciones. A mis hermanos que, aunque hayamos tomado rumbos diferentes, siempre me han apoyado en los proyectos que he emprendido y no sabe cuánto los admiro desde cada una de sus profesiones.

A mi director PhD Julio César Caicedo Eraso por ser una persona tan especial y guiarme con extrema paciencia en este proceso que ha sido tan enriquecedor. Me siento orgulloso de haber trabajado bajo su dirección y llevarme por el camino de la excelencia, sin dejar de lado aspectos tan importantes como la familia. A mi Co-director PhD Diego Hernán Peluffo Ordoñez a quién agradezco su apoyo a lo largo de este proceso, gracias porque su vida ha sido un claro ejemplo de una entrega a la ciencia y a la disciplina.

Doy gracias a compañeros (as), docentes y estudiantes de la Universidad de Caldas quienes aportaron saberes maravillosos, a todos ellos mil y mil gracias. También agradecimientos especiales docentes y estudiantes de la Universidad Mariana quienes me dieron la oportunidad de realizar estos estudios.

Resumen

En el ámbito clínico e investigativo, el análisis de marcha hace parte fundamental de la evaluación funcional del movimiento corporal humano. Su evaluación ha sido realizada a través de diferentes métodos y herramientas que permiten el diagnóstico temprano de enfermedades, realizar seguimiento y valorar la efectividad de planes terapéuticos aplicados sobre los pacientes. El método observacional es uno de los métodos más usados en centros especializados en Colombia, sin embargo, el uso de herramientas tecnológicas para obtención de datos cuantitativos ayuda considerablemente a evitar posibles errores asociados a la subjetividad de la observación. El presente documento aborda el proceso metodológico para el desarrollo de una herramienta computacional y un dispositivo hardware para el análisis de la marcha haciendo énfasis en la cinemática articular de la rodilla. Este trabajo explora la técnica de fusión de datos del sensor Kinect y sensores de medición inercial (IMU) como alternativa para la atenuación de errores asociados a cada una de estas tecnologías. El desarrollo de esta herramienta contempla la aplicación de conocimientos en arquitectura software, metodología de programación extrema, atributos de calidad, así como el desarrollo del prototipo hardware. La herramienta proporciona una interfaz gráfica con una serie de controles para el registro de usuario, creación de historia clínica y la realización del examen de marcha. La herramienta además permite la obtención de gráficas comparativas del ángulo de rodilla en el tiempo, permitiendo observar la evolución de personas que han presentado algún tipo de alteración de la marcha.

Palabras clave: Sensor Kinect, Sensor IMU, Marcha humana, Filtro Kalman.

Abstract

In the clinical and research field, gait analysis is a fundamental part of the functional evaluation of human body movement. Its evaluation has been carried out through different methods and tools that allow the early diagnosis of diseases, monitoring and evaluating the effectiveness of therapeutic strategies and plans applied to patients. The observation method is one of the most used methods in specialized centers in Colombia, however, the use of technological tools to obtain quantitative data helps considerably to avoid possible errors associated with the subjectivity of the observation. This document addresses the methodological process for the development of a computational tool and a hardware device for gait analysis, emphasizing the kinematics of the knee joint. This work explores the data fusion technique of the Kinect sensor and the inertia measurement sensors (IMU) as an alternative for the attenuation of errors associated with each of these technologies. The development of this tool includes the application of knowledge in software architecture, extreme programming methodology, quality attributes, as well as the development of the hardware prototype. The tool provides a graphical interface with a series of controls for user registration, the creation of a medical history and the performance of the gait test. The tool also allows to obtain comparative graphs of the angle of the knee over time, which allows observing the evolution of people who have presented some type of gait disorder.

Keyword: Kinect Sensor, IMU Sensors, Gait human, Kalman Filter.

1. Introducción

1.1. Campo Temático

Un elemento significativo del estudio de la marcha es la movilidad articular, la cual puede ser medida a partir de diferentes métodos según sean las herramientas tecnológicas con las que se dispongan. Dentro de las herramientas más usadas son los electrogoniómetros, los sistemas de captura ópticos, la fotografía estroboscópica y la videogrametría. El análisis de marcha por observación directa es una opción que se utiliza frecuentemente en el ámbito clínico por su facilidad de ejecución, sin embargo. sus datos aun cuando pueden llegar a ser cuantitativos son poco confiables. Los sistemas de captura de movimiento brindan gran precisión sobre las medidas, dado que estos permiten el seguimiento de articulaciones y segmentos corporales mediante la ubicación de puntos anatómicos ubicados en el cuerpo humano. En el mercado se ofrecen diferentes alternativas tecnológicas como apoyo a la realización del análisis de marcha, sin embargo, su difícil acceso , su alto costo y su infraestructura tecnológica compleja, lo convierten en una opción poco viable para países como Colombia [1]. En los últimos años el desarrollo de sistemas de captura de movimiento ha sido de gran interés en el ámbito de las ciencias de la medicina y la bioingeniería, dada su efectividad en la identificación de alteraciones asociadas a la marcha, siendo de vital importancia en la generación de estrategias y planes terapéuticos óptimos encaminados a resolver y mejorar la calidad de vida de estas personas [2]. El estudio propone el desarrollo de una herramienta computacional y un prototipo hardware para el análisis de patrones de marcha obtenidos por Kinect (Microsoft, Estados Unidos) y unidades de medición inercial (*IMU* por sus siglas en *inglés*) principalmente sobre la articulación de la rodilla. y su propósito es brindar la información cuantitativa suficiente al fisioterapeuta que le permita apoyar la toma de decisiones en el ámbito clínico.

1.2. **Planteamiento del problema**

La rodilla es una de las articulaciones más importantes de las extremidades de miembros inferiores debido a su alta intervención en la mayoría de las actividades que se realizan al día y es considerada como la más expuesta y menos resguardada contra lesiones de tipo mecánico [3]. Uno de los principales factores de riesgo para las lesiones de rodilla es la práctica de deportes que implican la realización de saltos, hiperflexión y movimientos repetitivos si un adecuado estiramiento, estos pueden causar inflamación y dolor agudo en la parte posterior de la rótula y el cuádriceps [4]. En la mayoría de los casos ocurre cuando la contracción del músculo cuádriceps tracciona el mecanismo de los tendones lo que hace que la rodilla se extienda de manera irregular [5]. Algunas lesiones como la rotura de menisco por mecanismos de desprendimiento, puede ocasionar roturas completas que limitan los movimientos de flexión-extensión de rodilla. Todos estos traumatismo pueden llevar a cambios y alteraciones transitorias en el proceso de locomoción humana [6]. En la actualidad, se requieren una serie de exámenes clínicos con el fin de establecer la gravedad de una lesión y la viabilidad de realizar una intervención quirúrgica. En algunas ocasiones es suficiente una valoración por método observacional, en donde se realiza una serie ejercicios funcionales de la rodilla y el ángulo de rotación es una de las principales características a estudiar. El análisis cinemático de la marcha humana permite la descripción del movimiento en relación a medidas fundamentales como desplazamiento y rotación de las articulaciones [7]. El profesional encargado de realizar dicho análisis debe identificar de manera integral los diferentes factores que involucran el proceso de una marcha normal desde el punto de vista de la fisiología como de la biomecánica (Mariana Haro, 2014).

En Colombia son muy pocos los consultorios médicos que cuentan con el uso de herramientas tecnológicas como apoyo al diagnóstico de lesiones, siendo importante la obtención de medidas

cuantitativas que ayuden a que los planes terapéuticos sean más efectivos y rápidos en los procesos de recuperación de los pacientes (Landau et al., 2008). Uno de los mayores campos de estudio es implementación de sistemas que permitan realizar mediciones precisas de los patrones de marcha con la mínima intervención e introducción de estímulos, el objetivo es capturar patrones de movimiento naturales. [8].

Los instrumentos más usados se denominan sistemas de captura de movimiento y su principal objetivo es digitalizar y modelar los movimientos del cuerpo humano mediante el seguimiento espacial de marcadores anatómicos ubicados en las articulaciones [9]. En general estos sistemas requieren de infraestructuras tecnológicas complejas con condiciones controladas de laboratorio para la comunicación de las medidas. Se clasifican según la tecnología en la que soportan, se encuentran los sensores ópticos (Cámaras) y las unidades de medición inercial [10], [11] . Algunos sistemas comerciales como *Vicon (2017), OptiTrack (2017) y Xsens (2017)* se encuentran dentro de las tecnologías más usadas en el mundo, por su alta precisión y repetibilidad para la captura de movimientos tridimensionales. Sin embargo, su elevado costo y el personal técnico requerido, lleva a que países como Colombia este examen de marcha se siga realizando en su mayoría mediante método observacional [12].

El dispositivo Kinect es uno de los dispositivos más usados en aplicaciones clínicas, es así como Napoli et al. [13] sugiere que este dispositivo es viable para la investigación biomecánica en general, con algunos límites de rendimiento en relación a la captura de algunos movimientos no convencionales donde hay oclusión de las extremidades y donde Kinect no puede obtener datos. De la misma manera el bajo muestreo y perdida de información son problemas que han sido ampliamente documentados por distintos autores. Estas limitaciones evitan que Kinect sea usado por sí solo en el análisis de marcha humana, dado su alto grado de oclusión. La integración de

tecnologías basadas en IMU permiten corregir los errores citados anteriormente y permite obtener una medición más fiable de movimientos como flexión y extensión de la rodilla [14].

Aunque en la literatura se ha reportado la inclusión de herramientas para la identificación de trastornos asociados a la marcha, escasamente permiten realizar un seguimiento detallado y comparativo para identificación de cambios en el patrón de locomoción. Es aquí donde se observa una gran oportunidad de atender a necesidades específicas para la trazabilidad y evolución de este tipo de alteraciones. La propuesta planteada en este proyecto, se orienta a resolver la siguiente pregunta: ¿Cómo apoyar la identificación de las alteraciones de la marcha a partir de herramientas computacionales basados en el uso de sensor Kinect y unidades de medición (IMU)?

1.3. **Justificación**

Las diferentes patologías y lesiones de la rodilla como la tendinitis rotuliana, lesión de menisco y gonartrosis pueden ser identificados por un médico mediante el uso de exámenes clínicos. Dentro de estos exámenes se encuentran el examen de marcha, proceso en el que el especialista mediante observación directa examina el patrón de marcha y determina el grado de normalidad de movimiento realizado. Dado que cada persona presenta un modelo de marcha característico, el análisis puede convertirse en algo complejo, involucra el conocimiento de principios básicos de la cinética y la cinemática que le permitan identificar los cambios del patrón de marcha en el tiempo. Este examen se realiza comúnmente en los laboratorios de marcha en espacios iluminados, amplios y dotados con infraestructura tecnológica para la captura de los movimientos tridimensionales del cuerpo humano. Los sistemas de captura de movimiento (*MOCAP* por sus siglas en *inglés*), tienen como propósito el seguimiento espacial de puntos anatómicos que permiten modelar el movimiento entre segmentos adyacentes del cuerpo humano [15]. Una alternativa económica es el uso de *Kinect (Microsoft, USA)*, un dispositivo que integra un sensor de profundidad, una cámara RGB y un arreglo de micrófonos para la captura del esqueleto humano. El dispositivo Kinect V1.0 no necesita marcadores y puede capturar un total de 20 puntos del esqueleto , puede llegar a tener la suficiente precisión y confiabilidad para su uso como instrumento de medición en movimiento convencionales y sin oclusión [16]. Los avances en materia de sensores y las tecnologías informáticas han proporcionado la oportunidad de optimizar los procesos de captura, permitiendo la integración de más de una tecnología, es así como las medidas de un sistema Kinect pueden ser fusionadas con IMU para mejorar la estimación de las orientaciones de las articulaciones [17].

En este orden de ideas, el presente documento aborda el desarrollo de una herramienta computacional para la identificación de alteraciones de la marcha de rodilla basado en fusión de

datos. Un estudio como el que se propone permite abrir nuevas perspectivas en el campo de la evaluación de alteraciones y patologías de miembro inferior asociados a la marcha, proporcionando a especialistas información continua sobre el proceso evolutivo de una persona. La herramienta computacional y la metodología planteada fue aplicada sobre una población de sujetos voluntarios sanos con edades entre 18 y 34 años. La investigación permitió establecer y afianzar relaciones interinstitucionales entre las Facultades de Ingeniería de la Universidad de Caldas y Universidad Mariana de Pasto, grupos de semilleros y diferentes entidades que intervinieron en el desarrollo de la investigación.

1.4. **Objetivos**

1.4.1. **Objetivo General**

Desarrollar un prototipo de apoyo para la identificación de alteraciones de la marcha en miembro inferior en plano sagital mediante uso de sensores ópticos y técnicas de procesamiento digital de señales.

1.4.2. **Objetivos Específicos**

- Diseñar un sistema de captura de movimiento para la identificación de articulaciones de miembro inferior en el proceso de la marcha humana.
- Implementar algoritmos computacionales para la medición, filtrado y visualización de cinemática articular de rodilla.
- Verificar validez de propuesta metodológica mediante la aplicación piloto en población universitaria de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Mariana.

2. **Estado del arte**

En este capítulo se presenta el estado del arte del proyecto, en la sección 2.1 se realiza una descripción de los métodos usados para la evaluación de la marcha, principalmente aquellos que se soportan en sensores como se muestra en el cuadro taxonómico de la Figura 1. La sección 2.2 contempla una revisión de las técnicas para el filtrado y preprocesamiento de señales digitales (Figura 2) dentro de los que se encuentran: filtro Butterworth, filtro horizontal-vertical, filtro de suavizado exponencial, filtro de segmentación promedio, filtro Kalman y alineación temporal dinámica *(DTW* por sus siglas en *inglés).*

2.1. **Sistemas de captura de movimiento**

La marcha es considerada como uno de los patrones naturales y únicos de cada ser humano, este requiere un esfuerzo coordinado de diferentes estructuras como los sistemas nervioso, óseo y muscular. Desde una perspectiva de análisis este es un fenómeno altamente complejo que requiere ser estudiado desde varios aspectos y áreas del conocimiento. La marcha normal ha sido altamente estudiada en los últimos años, y cualquier desviación del rango normal debe ser tenido en cuenta a la hora de identificar patologías, proponer tratamientos de rehabilitación y realizar el seguimiento de la evolución a lo largo del tiempo. El proceso de la marcha ocurre simultáneamente a diferentes niveles articulares y en diferentes planos, de modo que resulta difícil identificar todos los elementos que conducen a la identificación de alteraciones primarias de la marcha [7]. Normalmente, este tipo de movimientos son evaluados en laboratorios de marcha, sitios especializados para hacer el análisis completo del movimiento corporal humano [18].

Dentro de los sistemas de captura de movimiento usados para la evaluación de la marcha se encuentran los basados en visión o procesamiento de imágenes, los basados en sensores, métodos

combinados “Fusión” y otras tecnologías [19]–[21]. La taxonomía de los sistemas de captura de movimiento se presenta en la Figura 1.

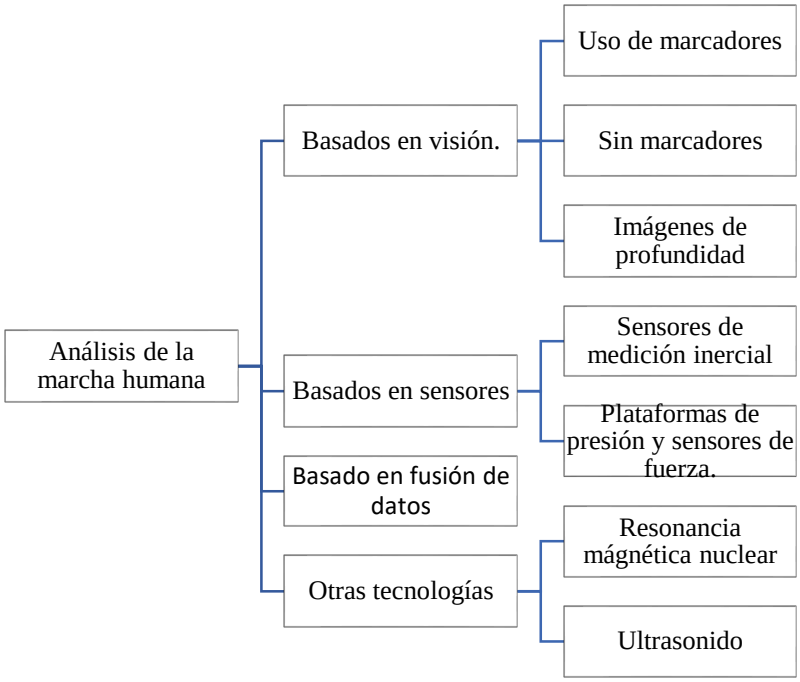


Figura 1. Taxonomía de los sistemas de captura de movimiento. Fuente Elaboración y Formulación propia.

En la Tabla 24 de la sección de anexos 8.1 muestra algunos de los estudios identificados en la fase de revisión sistemática de los sistemas de captura de movimientos implementados entre los años 2008 hasta 2018. La clasificación de esta tabla corresponde a 3 categorías: (BV) Corresponde a sistemas de captura basados en sensores ópticos de visión, (BS) a sistemas basados en sensores de medición inercial o de localización y (BF) a sistemas que fusionan más de una de las tecnologías; en su mayoría corresponden a sistemas que integran sensores ópticos-medición inercial.

2.1.1. **Sistemas basados en visión**

Los sistemas de captura de movimiento basados en visión, son sistemas que aprovechan las imágenes capturadas por un sensor óptico generalmente en el espectro visible, para obtener la

medición cuantitativa de la marcha humana. Su ventaja técnica radica en la poca intrusión, su aplicación en espacios simples y sobre todo en su fácil integración a otras tecnologías de captura de movimiento [22]. Por esta razón, y sumado a que la identificación de patrones tridimensionales se realiza de manera precisa, los sistemas de captura basados en visión son los más usados en aplicaciones clínicas [12], [23]. A continuación, se realiza una subclasificación de sistemas que requieren uso de marcadores, aquellos que no necesitan y la fusión de ambas.

2.1.1.1. *Sistemas ópticos con uso de marcadores*

Los sistemas basados en marcadores permiten rastrear el movimiento de articulaciones mediante la colocación de patrones pasivos o activos sobre diferentes partes del cuerpo denominados puntos anatómicos. Dentro de los sistemas con marcadores más comunes se encuentran *Vicon (2017), OptiTrack (2017) y Xsens (2017)*. Sin embargo, su alto costo ha hecho que se incrementen el número de investigaciones relacionados a sistemas de captura de movimiento con tecnología asequible y con mediciones cuantitativas confiables [24]. En este sentido Prakash et al. [25] propone un sistema de análisis óptico simple de marcha que consta de una cámara y cinco marcadores pasivos -reflectivos para la cuantificación de los parámetros cinemáticos de la marcha dentro de un rango de error permisible. De la misma manera Nieto-Hidalgo et al. [26] desarrolló un sistema de análisis de la marcha basado en visión que permita clasificar la marcha patológica. Este estudio se realizó mediante la captura de imágenes laterales y frontales del sujeto, y su algoritmo permitió la extracción de algunos parámetros de marcha, siendo viable para ser usado en entornos reales. Aunque la precisión y confiabilidad de estos sistemas ha sido ampliamente demostrada, una de las principales desventajas radica en la imposibilidad de determinar la rotación efectiva de las articulaciones, información relevante para la determinación de ciertas patologías [27].

2.1.1.2.*Sistemas ópticos sin uso de marcadores*

Los sistemas basados en modelos han tomado fuerza desde hace algunos años dado que no necesitan el uso de marcadores para la obtención de las medidas, estas se logran a través de ciertas estimaciones de algunos componentes como articulaciones y segmentos corporales. La captura de movimiento sin marcadores puede tener el potencial de hacer que la tecnología de captura de movimiento sea clínicamente práctica con la mínima introducción de estímulos [28]. Otra de sus principales ventajas, radica en que la mayoría estos modelos son invariantes a la escala y al punto de vista de captura de los datos. Sin embargo, cabe mencionar que el enfoque basado en modelos es altamente sensible a la resolución espacial y temporal de las imágenes, lo que conlleva el uso de altos requerimientos computacionales para su ejecución [29]. BenAbdelkader et al. [30] en su estudio presenta un modelo que calcula los parámetros de zancada y cadencia de la marcha. La cadencia se estima a partir de la velocidad y periodicidad del proceso de deambulación y la longitud del paso a partir de la distancia recorrida y la distancia de los pasos. Yoo y Hwang [31] en su estudio propone la extracción de nueve coordenadas de los contornos del cuerpo humano mediante una red neuronal para construir una figura de la silueta en 2D. En sus experimentos, logró demostrar su eficiencia para el reconocimiento de la marcha.

De la misma manera Starbuck et al (2014) et al. propuso un enfoque de sistema de captura de movimiento que utiliza imágenes y datos de profundidad a través de la técnica de visión estereoscópica. Uno de los objetivos fue mejorar algunas de las limitaciones existentes en las cámaras para detectar movimientos en el plano de profundidad y con oclusión parcial. Los resultados evidenciaron una mejora en la precisión de datos con menos restricciones operacionales que las técnicas con una sola cámara [32].

2.1.1.3.*Sistemas ópticos basado en Kinect*

Algunas investigaciones se han enfocado a aumentar la robustez de los sistemas de captura de movimiento mediante el uso de sistemas ópticos de profundidad. Al igual que los sistemas basados en modelos, los estudios basados en el sensor de profundidad Kinect no requieren el uso de marcadores reflectivos. Schmitz et al. (2015) en su estudio realizó una comparación de los ángulos de cadera y rodilla entre sistema de captura de movimiento basado en marcadores y un Kinect durante el movimiento de sentadilla lenta. El estudio encontró diferencias absolutas promedio menores a $7°$, mientras los ángulos máximos de la articulación mostraron un índice de correlación $(ICC) > 0.9$ para ambos sistemas. Los ángulos máximos calculados por los sistemas basados en marcadores y Kinect se correlacionaron con un coeficiente de correlación de *Pearson* (R) mayor a 0.55. La repetibilidad también ha sido evaluada por autores como Brandão [9] quien sugiere que estos sistemas pueden llegar a ser tan precisos en comparación a dispositivos de visión estéreo basados en marcadores. El dispositivo Kinect ha sido comparado con sistemas como Qualisys (2019), donde su correlación *R* para rastrear desplazamientos y ángulos es cercana al 78% y 58% respectivamente. De los hallazgos anteriores el autor sugiere que Kinect es un dispositivo viable para la investigación clínica en general, con límites específicos sobre los niveles de rendimiento dado la relación de algunos movimientos no convencionales [13].

2.1.2. **Sistemas basados en sensores**

2.1.2.1. *Unidades de medición inercial*

Hoy en día gran parte de los dispositivos incorporan IMU para conocer su orientación respecto al plano de referencia de la tierra, generalmente mediante la combinación de las medidas de acelerómetros y giróscopos. En este sentido Dejnabadi et al. [33] en su estudio incorpora el uso de

IMU sobre los ejes de rotación de las articulaciones de tobillo y la rodilla. El estudio describe algunas limitaciones biomecánicas, para obtener mediciones estables y sin desviaciones del ángulo de cada segmento corporal, teniendo en cuenta las diferentes fuentes de error que surgen a la hora de colocar estos dispositivos sobre el cuerpo. El uso de esta tecnología es cada vez más grande debido a su precisión y adaptabilidad a otras tecnologías, permitiendo corregir las limitaciones de los sistemas de captura basados en visión y mejorando las estimaciones de las orientaciones de las extremidades [17]. Aunque la desventaja de este tipo de sistemas es que presentan alta sensibilidad a la deriva y el sesgo, estos se pueden corregir mediante el uso de filtros especializados. Inspirado en esta idea Feng y Murray-Smith [34] utilizan un filtro Kalman para rastrear la posición de la mano mediante la fusión de datos de IMU y Kinect. Yong et al. [35] propone un sistema que permite detectar posturas corporales en tiempo real a diferentes velocidades de movimiento, a partir de los datos adquiridos de tres acelerómetros biaxiales. Sus resultados indicaron una alta precisión para la clasificación de posturas y un error cuadrático medio bajo para la determinación de velocidades. Teniendo en cuenta que gran parte de los celulares ya incorporan sensores IMU, Sprager et al. [36] lo usó para la clasificación de patrones de marcha a diferentes velocidades de caminata. De acuerdo a su clasificación de marcha, la tasa de reconocimiento promedio fue de 93.1% y utilizó una medida de similitud para discernir diferentes tipos de caminatas del mismo sujeto mediante uso de análisis de componentes principales (*PCA* por sus siglas en *inglés*).

2.1.2.2.*Plataformas de presión y sensores de fuerza*

Para el análisis durante la marcha es posible incrustar sensores de fuerza dentro del calzado. Los sensores más usados son los sensores de fuerza de reacción (*GRF* por sus siglas en *inglés*). Comúnmente estos sensores miden de manera tridimensional en los tres ejes la reacción entre el pie respecto al suelo. En el desarrollo de sensores de fuerza es uno de los campos de estudio de la

ingeniería, existen diferentes tipos de transductores: los piezoeléctricos [37], [38], los que miden tensión [39] y los capacitivos [40]–[43]. Algunos dispositivos han usado el aire como medio transductor para la medición de las fuerzas de reacción del suelo respecto al pie [44]. Finalmente, los sensores de fuerza basados en la matriz de fibra óptica es una de las tecnologías más novedosas que se han desarrollado para detectar la fuerza de corte y compresión durante la marcha humana [45]–[47].

2.1.3. **Sistemas basados en fusión de datos**

Los avances recientes en materia de circuitos integrados han llevado a un mayor uso de IMU y, por lo tanto, el número de investigaciones relacionadas con esta tecnología. Estudios como el de Lin et al. [48] usa la combinación de acelerómetros biaxiales y giroscopios tridimensionales para la obtención de mediciones de ángulo de rodilla con un error menor. Hoy en día los sistemas que fusionan IMU y sistemas ópticos son usados ampliamente para la medición de movimientos articulares, dado que se puede aprovechar la información de posicionamiento que brindan los sensores ópticos y la precisión que brindan los sensores IMU para la medición de ángulos. Bo et al. [14] presenta un método basado en el uso de filtro de Kalman para realizar un proceso de atenuación de ruido en medidas de flexión-extensión de rodilla, mostrando resultados satisfactorios. Helten et al. [49] propone un método basado en fusión de sensores para la cuantificación de movimientos no convencionales. El mayor aporte de su estudio es la incorporación de un modelo de visibilidad para determinar la postura corporal en condiciones de oclusión y cálculo de correspondencias en el plano de profundidad.

Destelle et al [17] desarrolló un método de fusión de datos para construir un esqueleto humano, a partir de la información conjunta obtenida con Kinect y sensores IMU. Este sistema fue validado en articulaciones de miembro superior encontrando un error expresado en términos de la raíz del

error cuadrático medio (*RMSE* por sus siglas en inglés) del ángulo para el hombro entre $3.81\ y\ 14.19°$ y valores de correlación normalizada (*CCN* por sus siglas en inglés) entre $0.70 - 0.85$. Finalmente, dentro de los sistemas fusionados, Moon et al. [21] propone un algoritmo de tracking 3D basado en Kalman para la corrección de ángulos del esqueleto proporcionado por múltiples sensores Kinect V2.0. La principal contribución del método es la capacidad de determinar la posición tridimensional de cada articulación mediante la combinación de varias observaciones del mismo evento. Finalmente, Dewan & Kumar [50] validaron la fiabilidad de su dispositivo para medición de ángulos de miembro superior con un 92% de correlación respecto al sistema comercial Vicon.

2.1.4. **Otras tecnologías**

Otras tecnologías como la electrogoniómetría, resonancia magnética nuclear y la tomografía también sido usados para el análisis de la marcha humana. Los electrogoniómetros normalmente funcionan mediante uso de potenciómetros que varían su resistencia con el giro para determinar las variaciones de ángulo en alguna de las articulaciones. Su ventaja radica en la alta precisión de estos dispositivos, especialmente para medición en posturas estáticas, cuya variación es de alrededor de 1°. Sin embargo, en procesos de medición como en el caso de la marcha humana, existen inconvenientes en relación a su colocación al sujeto, dado que este debe coincidir con el eje de giro de la articulación [51].

Los sistemas basados en imágenes de resonancia magnética son altamente invasivos y su principal uso es poder conocer estado anatómico a profundidad de huesos y articulaciones en el proceso de marcha. De la misma manera actúan los sistemas que obtienen imágenes por tomografía computacional, son usados comúnmente para el diseño de órtesis y prótesis. Esto debido a que se puede cuantificar las secuelas generadas por el uso continuo de prótesis sin un mantenimiento

adecuado y bajo condiciones extremas de uso y de temperatura [52], [53]. De la misma manera técnicas basadas en señales de ultrasonido han permitido realizar seguimiento en procesos degenerativos de tendón, en el que pueden conducir a una ruptura espontánea [54].

2.2. **Técnicas de preprocesamiento y filtrado de señales**

Dada la naturaleza de los sistemas de captura, es necesario cuantificar el movimiento mediante el uso de algún tipo de sensor (sección 2.1), por tanto, sin importar la tecnología seleccionada existe inherentemente ruido asociado a la señal adquirida. Aunque este ruido puede pasar desapercibido cuando se tratan trayectorias espaciales, puede causar grandes imprecisiones cuando se estiman variables dependientes del tiempo como velocidades y las aceleraciones. Por lo tanto, es necesario desarrollar métodos que permitan el tratamiento de datos, para disminuir el contenido de ruido. Existen algunos algoritmos comunes como es el caso el filtro pasa bajo Butterworth (Butterworth, 1930) con algunas mejoras que buscan de manera sistemáticamente encontrar la frecuencia de corte y mejorar la aproximación al ruido blanco. En general lo que se busca es reducir el contenido de alta frecuencia y aumentar el valor de la medida [55]. Técnicas como las basadas en disimilitudes como el error absoluto permiten una estimación precisa de las señales cinemáticas que ocurren a velocidades considerables, una de las desventajas de los métodos basados en disimilitudes es que no logran captar un sesgo sistemático en una muestra de mediciones [56]. De la misma manera la raíz del error cuadrático medio (*RMSE* por sus siglas en *inglés*) al igual que las métricas anteriores mencionadas permiten estimar el error de las mediciones realizadas por instrumentos [57]. La calidad con la que se desempeñan los algoritmos de suavizado a menudo se evalúa agregando ruido, aplicar alguna técnica de suavizado, y luego cuantificando la diferencia entre los datos suavizados y los datos conocidos. El diseño de filtros digitales requiere el

conocimiento del espectro de frecuencias de la señal y el ruido [58]. A continuación, en la Figura 2 se muestra la taxonomía de los filtros más usados para el tratamiento y filtrado de señales asociados a patrones de marcha.

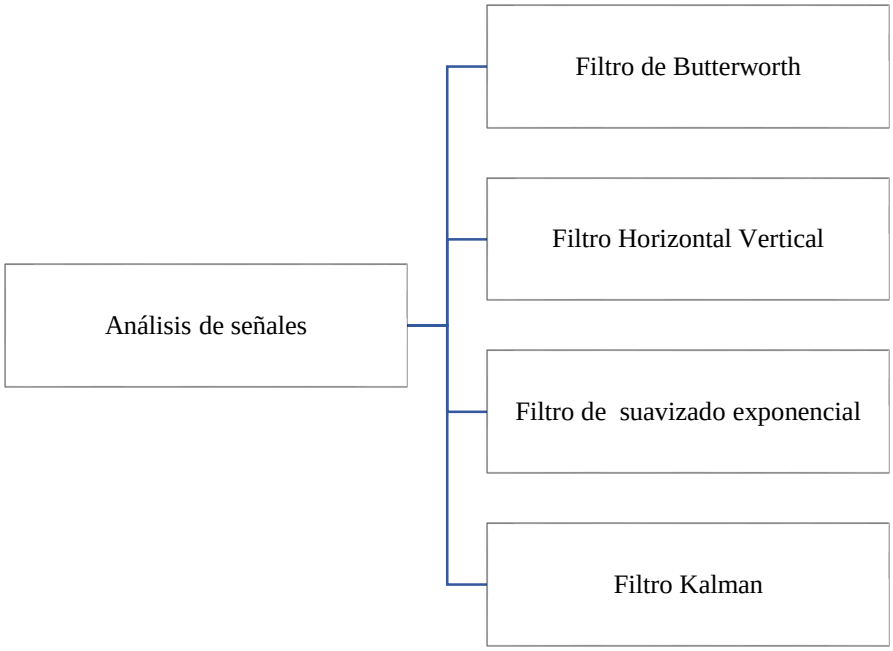


Figura 2. Taxonomía de técnicas de preprocesamiento. Fuente Elaboración y Formulación propia.

2.2.1. **Filtro de Butterworth**

Las señales de medición obtenidas de los sensores contienen muchos componentes de frecuencia no relacionados a la medida que deben eliminarse o atenuarse. El filtro Butterworth es uno de los filtros electrónicos más comunes, diseñado para obtener una respuesta más constante posible hasta la frecuencia de corte. Visto en un diagrama de bode con escala logarítmica, la respuesta decae linealmente desde la frecuencia de corte hasta menos infinito [59]. Existen unas limitaciones entre precisión, estabilidad y tiempo de respuesta. El filtro de paso bajo Butterworth de bajo orden tiene una respuesta rápida, buena estabilidad, pero mala precisión; mientras que el Butterworth de alto orden tiene una buena precisión, pero es respuesta es lenta, gran rebasamiento

y mala estabilidad [60]. Su funcionamiento depende principalmente de la selección de la frecuencia de corte, que debe realizarse en función de la condición de la señal, suponiendo que es estacionaria. Este filtro tiene una distribución de frecuencia de corte variable definida para cada punto de datos, que está determinada por las características de la señal local. Debido a su naturaleza adaptativa, es posible que el filtro se adapte a los cambios en el contenido de frecuencia de la señal [61], [62]. La mayoría de las investigaciones se centran en determinar objetivamente la frecuencia de corte óptima para el filtro de Butterworth, y evaluarlas. Es así como ha sido evaluado el filtro con datos de ángulo de flexión-extensión de la rodilla en la marcha normal. Los resultados permitieron establecer que la frecuencia de corte óptima estimada se correlacionó en un 96% con la frecuencia de corte óptima verdadera. Adicionalmente se encontró que las frecuencias de corte derivadas del análisis residual fueron significativamente más bajas que las óptimas, especialmente cuando la frecuencia de muestreo es alta [62].

2.2.2. **Filtro de suavizado exponencial**

El suavizado exponencial se usa comúnmente en el pronóstico y se describe como un predictor, cuya diferencia a otros predictores es que no se limita a observaciones que tienen igual ponderado, sino que cada tiene un peso variable [63]. Es así como este método ha sido aplicado en la interpretación de datos de control de calidad para proporcionar pronósticos simples [64]. El método de control estadístico de calidad (*EWMA* por sus siglas del *inglés*) junto con el citado anteriormente ha sido aplicado en la industria de extracción de mineral de hierro en donde los datos son usados para generar un pronóstico de la producción. El modelo es capaz de responder a cambios sostenidos en los datos y requiere que el proceso de promedio tenga el comportamiento de un filtro de paso bajo [65].

2.2.3. **Filtro Kalman**

En 1960, Rudolf Kalman publicó un artículo famoso que resolvió el problema del filtrado lineal de datos discretos. Desde entonces, con el desarrollo de los cálculos digitales, el filtro de Kalman se ha utilizado en investigación y tiene aplicación en diferentes áreas como la ingeniería, la automatización y en las telecomunicaciones. En términos generales, el filtro de Kalman es un método que utiliza una forma de control de retroalimentación, puede estimar el estado de un proceso en dos fases: el filtro predice el estado del proceso a partir de las mediciones anteriores y calcula la covarianza y luego el filtro obtiene retroalimentación y realiza una corrección de las medidas [66].

En este sentido Destelle et al. [17] usa Kinect para determinar las posiciones iniciales y ángulos de las articulaciones utilizando varios sensores IMU. El método propuesto proporciona un rendimiento efectivo a bajo costo computacional, empleando una representación de las orientaciones mediante uso de cuaterniones. En algunos estudios se han fusionado datos del acelerómetro y el giroscopio con el filtro de Madgwick et al [67] para estimar el ángulo de rotación de segmentos corporales. Inspirados en esta idea Shimin & Murray [34] fusiona las medidas de Kinect y sensores IMU mediante el uso del filtro lineal Kalman y sus resultados fueron satisfactorios, estimado errores de posición pequeños. Atrsaei et al. [68] en su estudio propone mejorar un algoritmo de fusión entre el Kinect y los sensores de medición inercial utilizando un filtro de Kalman em articulaciones de miembro superior. El método sugerido fue eficaz para reducir el error de cálculo de la posición, sin embargo, la precisión de la estimación de ángulos no mejoró significativamente. Por su parte, Tannous et al. [69] usa el filtro extendido de Kalman para fusionar las medidas de rotación por los dispositivos Kinect e IMU. Sus experimentos se centraron en la flexión de las rodillas en posición totalmente visible sin ninguna oclusión. El error estimado

del ángulo de la rodilla fue de 6.79° para la rodilla izquierda y 8.98° para la rodilla derecha. En este mismo sentido, Tian et al. [70] propone un filtro de Kalman para las medidas de rotación de las articulaciones de miembro superior y los compara con un sistema de referencia. Los resultados experimentales muestran que el sistema basado solo en IMU sufren efectos de deriva, mientras que el método de fusión de Kinect proporciona resultados suaves y sin deriva. Finalmente, Glonek et al. [71] propuso un método de estimación conjunta de posición y ángulo, basado en promedios de los datos de los sensores Kinect e IMU. El estudio se validó con un sujeto, realizando ejercicios con diferentes rangos de movimiento. Por lo tanto, el autor concluye que todavía faltan técnicas eficientes de estimación de la orientación basadas en una fusión entre el Kinect y la IMU.

3. Marco teórico

3.1. Anatomía de Miembro inferior

En anatomía humana, los miembros inferiores son las extremidades que se encuentran unidas al tronco a través de la pelvis mediante la articulación de la cadera y tienen la función de sustentar el peso y equilibrio del cuerpo en la posición [72]. Comúnmente los miembros inferiores se asocian a las piernas, pero exactamente refiere al segmento del miembro situado entre la rodilla y la cadera. Para realizar una descripción de los segmentos corporales de miembro inferior en términos de su fisiología y cinemática, es necesario definir algunos conceptos de que se usan en el campo de la anatomía. En este sentido, se ha definido los planos anatómicos (ver Figura 3), como aquellas referencias espaciales que sirven para describir la disposición de los diferentes tejidos, órganos y sistemas que facilitan el estudio de manera bidimensional en el área de la biomecánica y la medicina [73].

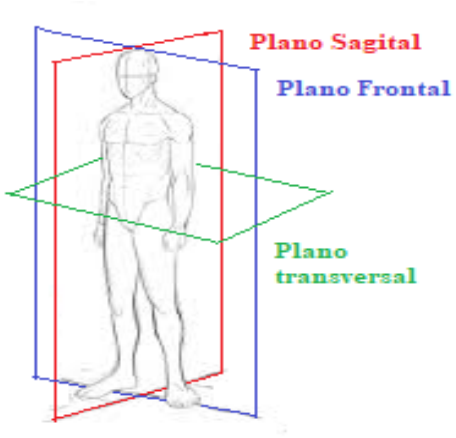


Figura 3. Planos anatómicos del cuerpo humano. Editado de: https://www.normaeditorial.com/.

Clásicamente, se parte del supuesto de que el cuerpo se encuentra en la denominada posición anatómica, desde el cual se pueden describir tres planos anatómicos: plano frontal, plano sagital y plano transversal como se ilustra en la *Tabla 1*.

Tabla 1.
Clasificación de planos anatómicos.

Plano	**Descripción**
Plano frontal	Es vertical, imaginario. Se denomina así por la sutura coronal o frontal del cráneo. Dividen en anterior y posterior el cuerpo humano.
Plano Sagital	Es vertical, imaginario. Se denomina así por la sutura sagital del cráneo. Divide el cuerpo en una parte izquierda y una derecha de tamaños iguales.
Plano transversal	Es imaginario, horizontal a la altura del ombligo. Divide al cuerpo en caudal (inferior) y cefálico (superior).

En las secciones 3.1.1, 3.1.2 y 3.1.3 se detallan los segmentos de cadera, rodilla y tobillo a nivel fisiológico, así como su rango de movimiento.

3.1.1. **Fisiología y biomecánica de la cadera**

La cadera está formada por el acetábulo, la cabeza femoral y las partes blandas que comprenden la cápsula articular, el *labrum*, el ligamento redondo y el tejido pulvinar [74]. La cadera es una articulación de 6 grados de libertad que posibilita la realización de movimientos en los planos sagital, frontal y transversal. El rango de movilidad normal según la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS) para la flexión de cadera se encuentra entre $0° - 120°$ y se realiza sobre un eje transversal en el plano sagital mientras el de extensión se encuentra entre $0° - 30°$. En el plano frontal sobre el eje sagital se realiza los movimientos de abducción y aducción, con rangos articulares entre $0° - 45°$ y $0° - 30°$ respectivamente [75].

3.1.2. **Fisiología y biomecánica de la rodilla**

La rodilla se conoce como la articulación más grande del cuerpo humano; en ella se unen tres huesos: el extremo inferior del fémur, el extremo superior de la tibia y la rótula. Como superficies articulares presenta cóndilos del fémur, superficie rotuliana del fémur, carilla articular de la rótula y meniscos femorales [76]. La articulación de la rodilla permite brindar estabilidad y soporte

gracias a la estructura anatómica del ligamento cruzado ante la existencia de cambios de carga dinámica durante la realización de diferentes actividades en bipedestación [77]. Los músculos que involucran en el movimiento de flexión y extensión de la rodilla son el bíceps y cuádriceps femoral. El rango de movilidad normal según (AAOS) para la flexión de rodilla se encuentra entre $0° - 155°$ y se realiza sobre un eje transversal en el plano sagital mientras el de extensión se encuentra entre $0° - 10°$.

3.1.3. **Fisiología y Biomecánica del Tobillo**

El tobillo es una articulación importante en el proceso de bipedestación y locomoción, está constituido por la tibia, peroné, astrágalo y calcáneo, estos permiten la dorsiflexión, flexión plantar, inversión y eversión. Los ligamentos del tobillo están divididos en ligamentos colaterales mediales , laterales , los del seno del tarso y los tibioperoneo [78]. El estudio de los tendones requiere de una visualización tridimensional de la articulación que se logra haciendo uso de todos los planos. El plano sagital permite ver el movimiento de flexión (flexión plantar) y extensión (flexión dorsal) con rangos según (AAOS) de $0° - 50°$ y $0° - 0 - 20°$ [79].

3.2. **Biomecánica de la marcha normal**

Una vez estudiada la estructura corporal, la fisiología y rango de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo, se realiza un análisis de la biomecánica de la marcha. La marcha es el proceso de locomoción humana que le permiten desplazarse e interactuar con el mundo que le rodea, lo hace con el mínimo esfuerzo y mediante la integración de varios niveles funcionales del cuerpo humano. El modelo de marcha es único para cada persona y su estudio puede revelar rasgos como: estado de salud, características físicas y psicológicas importantes para una valoración completa de la biomecánica corporal [80]. El examen de marcha es el estudio cualitativo y cuantitativo durante

su ejecución, requiere de un profesional que conozca de la terminología y los principios de la cinética y la cinemática de la marcha normal. Estos conocimientos facilitan la identificación de alteraciones asociadas a deficiencias estructurales de tipo neuromuscular, óseas, articulares y dismetría de los miembros inferiores. Un análisis correcto, conlleva a una selección adecuada de estrategias y planes terapéuticos encaminados a resolver y mejorar la condición del paciente [81]. La marcha como actividad cíclica y rítmica compromete en especial las dos extremidades de miembro inferior; se usa el contacto inicial para definir el inicio y final de la marcha. El ciclo de la marcha está compuesto por un periodo de soporte (62%) y uno de balanceo (38%). Adicionalmente cada periodo se puede describir en ocho fases, cinco corresponden al periodo de soporte y tres al de balanceo (ver Figura 4.).

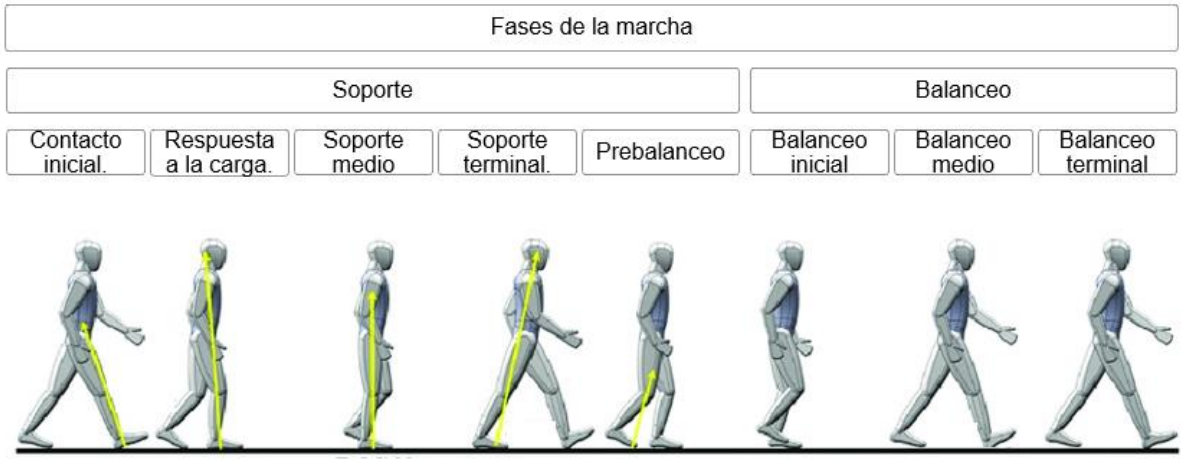


Figura 4. [82] Ciclo de la marcha humana. Editado de http://www.redalyc.org/pdf/2738/273828094009.pdf.

La descripción de cada fase de la marcha, así como el porcentaje de distribución y ángulo de rotación de la articulación de la rodilla se encuentran consignados en la Tabla 2.

Tabla 2.
Fases de la marcha en el periodo de soporte y balanceo.

Fase	**Descripción**	**% Distribución**	**Rotación de la rodilla**
Contacto inicial	Es el instante en el cual el pie hace contacto con el piso, conocido comúnmente como golpe de talón.	[0-10]	Neutro: 0°
Respuesta a la carga	Intervalo en el que el pie hace contacto con el piso y el peso corporal es soportado totalmente por esta extremidad.	[0-10]	Flexión: 15° - 20°
Soporte medio	Se inicia cuando la extremidad pierde contacto con el piso y el peso se transfiere a lo largo del pie con el antepié.	[10-30]	Flexión: 5°
Soporte terminal	Una vez el peso corporal se encuentra alineado con la cabeza de los metatarsianos, el talón se levanta para desplazar el peso hacia los dedos.	[30-50]	Neutro 0°
Prebalanceo	Es la fase de transición entre el periodo de soporte y de balanceo. El pie contralateral entra en contacto con el piso y termina cuando el pie despega del piso.	[50-62]	Flexión 30° - 40°
Balanceo inicial	Comienza cuando los dedos del pie abandonan el piso y termina cuando la rodilla alcanza la flexión máxima durante la marcha.	[62-75]	Flexión: 50-60°
Balanceo medio	Se inicia con la flexión máxima de la rodilla y culmina cuando la tibia se dispone en posición perpendicular con el piso.	[75-85]	Flexión: 30°
Balanceo terminal	Se inicia en la posición vertical de la tibia, continua a medida que la rodilla se extiende por completo y termina cuando el talón hace contacto con el piso.	[85-100]	Neutro: 0°

Una vez definidas cada una de las fases de la marcha, se procede a establecer los rangos articulares de la rodilla, así como la descripción del torque y acción muscular realizado.

3.2.1. **Movimiento articular de la rodilla en la marcha**

Un elemento significativo del estudio de la marcha es la movilidad articular, esta puede ser medida a partir de diferentes métodos dentro de los que están: los goniómetros electrónicos,

sistemas de captura multicámara, fotografía estroboscópica y videogrametría simple [83]. El análisis por observación directa se utiliza frecuentemente en el ámbito clínico por su bajo costo y la facilidad de ejecución, sin embargo, no es posible su uso para obtener medidas cuantitativas en el tiempo. Para el análisis de la variación angular de la rodilla sobre el plano sagital, se toma como referencia un mismo pie. En la literatura existen distintos modelos de cinemática articular de la rodilla, han ido evolucionando desde el movimiento en dos grados de libertad hasta los más recientes que tienen seis grados de libertad [84]. El modelo usado para este estudio es el modelo bisagra, cuya movilidad se caracteriza por la rotación sobre un eje único situado entre el miembro fijo; esta rotación es la flexión de la rodilla (Ver Figura 5).

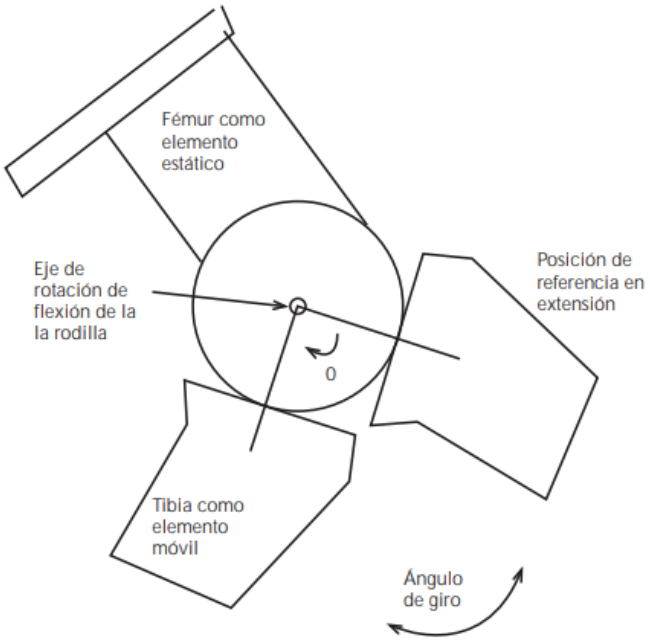


Figura 5. [85] Cinemática articular de la rodilla. Tomado de: http://revcolfis.org/ojs/index.php/rcf/article/download/420208/61

La Figura 6 muestra la cinemática de flexo-extensión de la rodilla durante un ciclo de marcha completo. El comportamiento de la cinemática articular de rodilla se puede ver alterada a partir de parámetros como: instante de captura, distancia de ejecución y velocidad de la marcha.

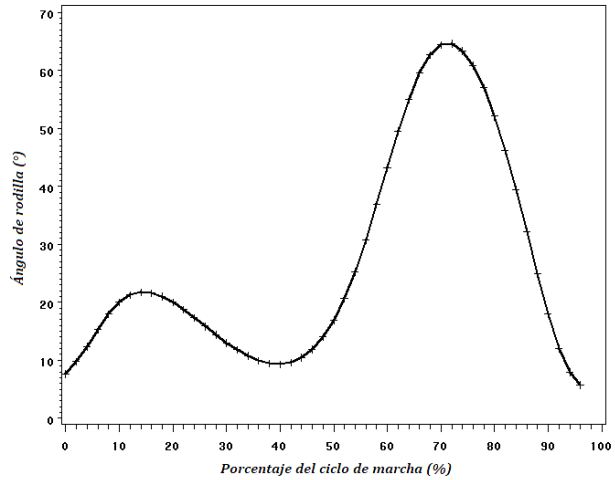


Figura 6. [86] Cinemática articular de la rodilla. Editado de: https://ouhsc.edu/bserdac/dthompso/web/pk/kneegraf.htm

Sin embargo, existen otro tipo de modificaciones asociados a alteraciones y patologías que deben ser identificados y analizados.

3.2.2. **Alteraciones de la rodilla**

En el ámbito clínico, el análisis sistemático de la marcha es sumamente importante para el diagnóstico de alteraciones de tipo neurológico y neuromuscular a partir de la identificación de ciertos movimientos considerados patológicos. Es usado comúnmente para la evaluación clínica, el ajuste de ortesis y procesos de rehabilitación. La semiología de la marcha patológica se puede asociar a: dolor, limitación del movimiento, debilidad muscular y control neurológico deficitario [7], [87]. La gran complejidad de la marcha conlleva a realizar un análisis detallado de cada región anatómica en cada una de las fases del ciclo, para poder establecer un diagnóstico y un enfoque terapéutico apropiado, según sea el grado de evolución del paciente. En este caso es de interés el estudio de la región anatómica afectada, centrándonos principalmente en la articulación de la rodilla. Las modificaciones más habituales de la marcha debidas a alteraciones de rodilla se producen en el plano sagital debido a flexión y extensión inadecuada o exageradas.

3.2.2.1.*Flexión inadecuada:*

La flexión inadecuada aparece en las fases de apoyo y balanceo provocando modificaciones funcionales de la marcha. Se presentan deficiencias de flexión entre $5\ y\ 10°$ con un miembro relativamente rígido en el que se reduce la capacidad de absorción de impactos en el apoyo. En consecuencia, una ausencia de flexión de rodilla durante el periodo de apoyo se convertirá en un mecanismo sustitutivo adecuado ante la presencia de un cuádriceps débil incapaz de contener la flexión de rodilla.

3.2.2.2.*Extensión inadecuada*

Las fases afectadas son la media y final del apoyo y final de la oscilación. La extensión inadecuada de rodilla durante la fase de apoyo origina una pérdida del avance corporal por la posición retrasada del muslo, además la imposibilidad de extender la rodilla. En la fase final de la oscilación, no se puede realizar la extensión de rodilla tras el máximo de flexión que tiene lugar en la oscilación, por lo que hay una disminución de la longitud de la zancada y el miembro no está en posición adecuada para el apoyo. Entre las principales causas de flexión exagerada y extensión inadecuada de rodilla podemos mencionar: Contractura en flexión de rodilla, actividad inadecuada de los isquiotibiales, debilidad del sóleo, extensión de tobillo exagerada [87].

3.2.2.3.*Extensión exagerada*

La extensión exagerada de rodilla puede corresponder al empuje extensor, provocado por una fuerza extensora exagerada, acompañado de una extensión de tobillo precoz y una disminución de la flexión de cadera. La hiperextensión aparece cuando la rodilla realiza un *recurvatum*, en cualquiera de las fases de apoyo.

3.2.2.4. *Flexión exagerada*

Fase de la marcha que afecta es la fase media de la oscilación. La flexión exagerada de rodilla en la fase media de la oscilación, suele representar un efecto secundario a una flexión aumentada de cadera, puede producirse para compensar un pie equino, intentando evitar el arrastre de los dedos.

3.3. **Sistemas de captura de movimiento**

Los sistemas de captura de movimiento son utilizados para adquirir las características del movimiento de un ser humano con una precisión relativamente alta y su clasificación está determinada a partir de la taxonomía definida en la sección 2.1.1. A continuación, se realiza la descripción de algunas tecnologías usadas para el análisis de la cinemática y cinética de la marcha, seleccionados por su bajo costo y fácil uso en la práctica clínica.

3.3.1. **Sistemas con sensores de profundidad (Kinect)**

El sensor Kinect V1.0 es un dispositivo periférico desarrollado por *Microsoft* para uso con la consola de videojuegos Xbox 360. Su principal objetivo es brindar una interacción a través de los movimientos y gestos de su cuerpo en un entorno tridimensional. El dispositivo Kinect como se observa en la Figura 7 incorpora una cámara de video (RGB) de 640x480 pixeles de resolución a una tasa de muestreo de 30 imágenes por segundo, cámara de profundidad infrarroja (*IR* por sus siglas en inglés) de 320x240 píxeles , un arreglo de micrófonos y un motor de inclinación [88]. La cámara RGB y el mecanismo sensorial de profundidad tienen un área común de cobertura, 43° para el campo de visión vertical y 57° para el horizontal. La transferencia de información entre el sensor y el dispositivo receptor es realizada usando una conexión USB 2.0 a una velocidad 35 Mbit/s, que para el caso del sensor Kinect ocupa la mayor parte del ancho de banda, haciendo

imposible realizar conexiones multikinect por una sola conexión maestra USB [89]. El mecanismo de obtención de profundidad empleado por Kinect comprende dos elementos: un proyector infrarrojo y un dispositivo de captura infrarrojo. El rango de profundidad efectiva en el que el sensor trabaja está entre los 0.7 y 6.0 m.

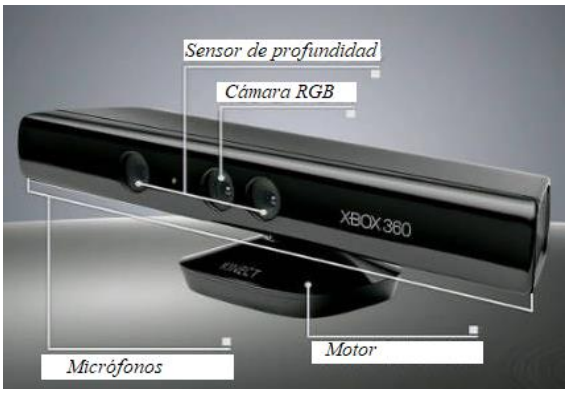


Figura 7. Componentes del sensor Kinect de Microsoft. Recuperado de https://hidale.com/shop/dp-kinect/

Finalmente, el dispositivo de profundidad permite la obtención de 20 puntos del esqueleto como se logra observar en la Figura 8.

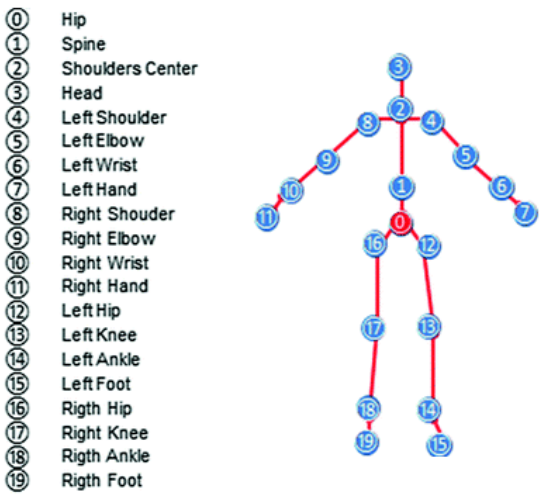


Figura 8. [90] Puntos del esqueleto suministrados por Kinect. Recuperado de https://www.codetd.com/en/article/6427873

3.3.2. **Dispositivos electrónicos IMU**

Los IMU son usados para el estudio y análisis de movimiento principalmente en aplicaciones donde se requieren equipos livianos que no alteren los movimientos del objeto de medición. Estos dispositivos se basan en la medición de la aceleración (acelerómetros) y velocidad angular (giróscopos). Los IMU han evolucionado en los últimos años, donde se han optimizado algunas características como: consumo de potencia, rangos de medición y baja sensibilidad al ruido. El módulo MPU6050 es un módulo que permite la medición de seis grados de libertad combinando un acelerómetro, un giróscopo y un magnetómetro de tres ejes (Ver Figura 9). Este dispositivo usa el protocolo de comunicación I2C, lo que permite el manejo de una dirección física y el manejo de un maestro para la comunicación entre varios dispositivos indicando quien está ocupando el bus para transmisión y evitando colapsos de las señales. El giróscopo cuenta con un rango de escala de $\pm 250, \pm 500, \pm 1.000\ y\ \pm 2.000\ °/s$ y el acelerómetro un rango de $\pm 2\ g$, $\pm 4\ g$, $\pm 8\ g\ y\ \pm 16\ g$.

Figura 9. Sensor MPU6050. Recuperado de: https://www.arcaelectronica.com/products/.

Los errores de orientación del giroscopio y el acelerómetro montados en la placa del circuito impreso pueden causar una sensibilidad en el eje opuesto, en la que una aceleración en el eje X puede responder a la rotación alrededor de los ejes Y o Z.

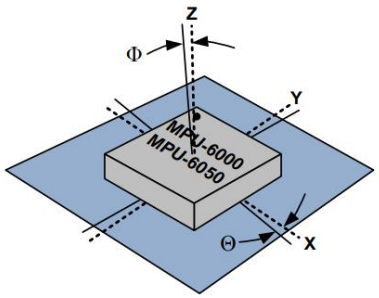


Figura 10. [91] Especificaciones técnicas de MPU 6050. Recuperado de: https://www.invensense.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6050/.

La *Tabla 3* se muestra la sensibilidad del eje transversal como un porcentaje del giroscopio en relación a un error de orientación.

Tabla 3.
Las especificaciones para la sensibilidad del eje transversal. Sensibilidad entre ejes y error de orientación

Error de orientación ($\boldsymbol{\theta}$ **o** $\boldsymbol{\varphi}$)	**Sensibilidad del eje opuesto**($\boldsymbol{sin\theta o\ sin\varphi}$)
0°	0%
0.5°	0.87%
1°	1.75%

4. Metodología

El presente capítulo aborda la aplicación de los conceptos y métodos usados para el desarrollo de cada una de las fases de desarrollo software de este proyecto. En la sección 4.1 se detalla el proceso de planeación y ejecución de la metodología software seleccionada. En la sección 4.2 se detallan los atributos de calidad y en la sección 4.3 se especifican los criterios de diseño arquitectónico basado en la descripción de múltiples vistas denominado modelo 4+1 vistas. El diseño y desarrollo de la arquitectura hardware se encuentra en la sección 4.4. y finalmente se establece el diseño experimental para la validación la determinación de exactitud y repetibilidad en la sección 4.5.

4.1. Metodología de programación extrema

Una de las etapas primordiales para el desarrollo de proyectos software es definir un marco de trabajo que permita la estructuración y control del proceso de desarrollo; en general presentan técnicas de calidad, heurísticas de construcción y modelos de análisis y diseño. La selección adecuada de una metodología permite definir el éxito de un proyecto en términos de costos, tiempo y alcance. Para el desarrollo de este proyecto de investigación se usó la metodología de programación extrema (*XP* de sus siglas *en inglés)*, dado que permitió facilitar el trabajo de los miembros del equipo y el cliente. La metodología promueve a dedicarse únicamente a aquello que brinda un resultado directo del proyecto, su mayor ventaja es la adaptabilidad y la previsibilidad al riesgo técnica, donde los requisitos son imprecisos y cambiantes [92]. Los valores originales de la programación extrema son: simplicidad, comunicación, retroalimentación, coraje y respeto. A continuación, se realiza una descripción del proceso, estableciendo un juego de reglas y roles y cuatro fases estructurales: planeación, diseño, codificación y pruebas.

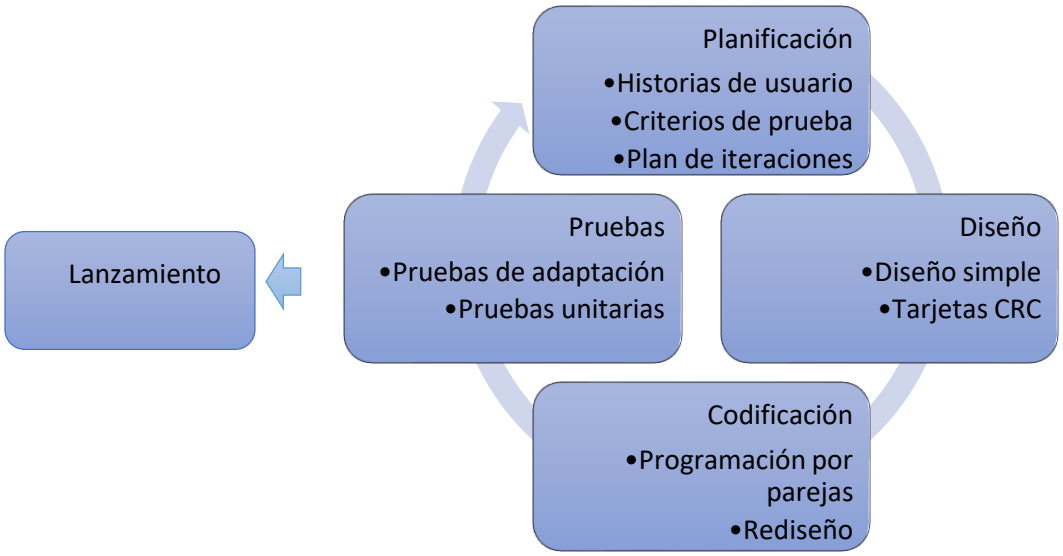


Figura 11. Fases de metodología XP. Editado de: http://www.diegocalvo.es/.

Dentro de la propuesta original de XP se han definido los siguientes roles: programador, cliente, encargado de las pruebas (*Tester*), encargado del seguimiento (*Tracker*), entrenador, consultor y gestor. Un factor de éxito del proyecto es que exista una buena comunicación clara de todos los miembros del equipo, por lo tanto, en la Tabla 4 se muestran los roles más pertinentes para el tamaño y características del proyecto.

Tabla 4.
Descripción de roles de la metodología XP.

Roles	**Responsabilidad**	**Responsables**
Cliente	El cliente escribe las historias de usuario y las pruebas funcionales para validar su implementación.	Fisioterapeutas
Gestor (Manager)	Es responsable del proceso global y encargado de proveer guías a los miembros del equipo.	PhD. Julio César Caicedo PhD. Diego Peluffo Ordoñez
Programador	Codifica las pruebas unitarias y produce el código del sistema. Es la esencia del equipo.	Dagoberto Mayorca
Encargado de las pruebas (Tester)	Encargado de las pruebas y ayuda al cliente a escribir las pruebas funcionales.	Dagoberto Mayorca

4.1.1. **Planificación del proyecto**

Una vez definido los roles del proyecto, se deben definir las cuatro variables del proyecto: costo, tiempo, calidad y alcance. De estas cuatro se fijan tres que son tiempo, costo y alcance, dado que estas están determinadas por el cronograma y objetivos del proyecto. De esta manera el grupo de desarrollo deberá determinar la calidad que deberá tener el proyecto. Este sistema está centrado en el área clínica, en donde se tiene como propósito brindar una herramienta que permita el registro y monitoreo de parámetros asociados a la cinemática articular de rodilla utilizando técnicas de visualización e interacción humano computador (IH). Esta herramienta busca suministrar información consolidada en gráficas que permita al especialista realizar diagnóstico de enfermedades asociados a la marcha. Adicionalmente a esto se identificó al público objetivo, teniendo en cuenta las potencialidades del software en áreas afines, donde se encuentran médicos especialistas en ortopedia, fisiatras, fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales.

En la planificación se realiza en relación al valor del negocio y las habilidades del equipo para la entrega de las funcionalidades en el tiempo. Además, en esta fase se hace una descripción y priorización de los requerimientos descritos por el cliente a partir de las denominadas historias de usuario. Las historias de usuario son un instrumento que permite el levantamiento de los requerimientos, cada uno de estos describe el responsable, funcionalidad, aplicación y criterios de aceptación. Las estimaciones de esfuerzo asociado a la implementación de las historias la establecen los programadores. Por esto, se trata de realizar ciclos de desarrollo cortos (llamados iteraciones), con entregables funcionales al finalizar cada ciclo de acuerdo al plan de entregas y en donde se realiza un ciclo completo de análisis, diseño, desarrollo y pruebas. Estas iteraciones han

sido definidas de tres semanas, para un total de ocho iteraciones como lo establece el plan mostrado en la Tabla 5.

Tabla 5.
Plan de lanzamientos de historias de usuario.

No	Historia	Iteraciones							
		1	2	3	4	5	6	7	8
1	Arquitectura del sistema								
2	Diseño de interfaz gráfica de Usuario								
3	Captura y calibración de datos de datos Kinect								
4	Estructura de datos de profundidad y del esqueleto de Kinect								
5	Modelo cinemático del esqueleto								
6	Visualización de segmentos y articulaciones. de esqueleto de Kinect								
7	Controles de reproducción de los datos								
8	Captura y calibración de datos de IMU								
9	Estructura de datos IMU obtenidos por Arduino								
10	Elaborar protocolo de calibración de los Datos IMU.								
11	Exportar datos de captura en base de datos y en local.								
12	Preprocesamiento de datos (filtro Kalman).								
13	Cálculo de cinemática articular IMU								
14	Extracción de características y segmentación								
15	Generación de gráficas y tablas								
16	Refactorización del código								
17	Generación de reporte								
18	Pruebas de dispositivo con población de estudio								
19	Obtención de estadísticas de exactitud y precisión								
20	Documentación de la herramienta								

4.1.2. **Fase de diseño del proyecto**

El diseño establece una representación sencilla de cómo se deben implementar las historias de usuario. En esta fase se establecen los procesos de diseño, refactorización, definición de riesgos y el manejo de tarjetas clase-responsabilidad-colaboración (CRC) como mecanismo eficaz del

contexto orientado a objetos. Las directrices del diseño están establecidas a través del modelo "4+1 vistas" usado para describir la arquitectura de sistemas software, basados en el uso de múltiples vistas concurrentes (ver en sección 4.3).

4.1.3. **Fase de codificación y pruebas**

Una vez se han realizado las etapas de planificación y diseño a partir de los principios XP, se procede a realizar el proceso de codificación y pruebas. Hay que recordar que XP se basa en realimentación continua entre el cliente y el equipo de desarrollo, comunicación fluida entre todos los participantes, simplicidad en las soluciones implementadas y flexibilidad para enfrentar los cambios. Finalmente, una vez es entregado el incremento software, el equipo debe realizar una revisión técnica llamada retrospectiva en el cual se examinar las lecciones aprendidas. Para el seguimiento y control de las historias de usuario en cada de una de las iteraciones se usa el tablero Kanban, herramienta que permite mapear y visualizar el flujo de trabajo. Cada historia de usuario que entra en su flujo de trabajo aparece en el tablero como una tarjeta Kanban. El punto de entrada de cada tarjeta es la columna de requerimientos.

Para la implementación software del proyecto se seleccionó el entorno de desarrollo Visual Studio Express 2017 y el lenguaje de programación en C#. Para el uso del sensor Kinect es necesario la instalación el kit de herramientas de desarrollo de Kinect para Windows v.1.8. El control de versiones se realiza mediante la plataforma Git dado que esta herramienta permite mejorar la eficiencia y la confiabilidad del mantenimiento de versiones. Estas versiones son guardadas finalmente en el repositorio privado de GitLab, plataforma que permite obtener la trazabilidad del código, documentar los avances y mejorar la estimación de tiempos para las historias de usuario. La Tabla 6 resume el uso de las herramientas tecnológicas usadas en el proyecto para las fases de codificación y pruebas.

Tabla 6.
Herramientas tecnológicas usadas en el proyecto.

Parámetro	Herramienta
Implementación de Código	Gratuitas: Visual Studio Express 2017, kit de herramientas de desarrollo de Kinect para Windows v.1.8, OpenCV 4.0, Arduino, SQL Sever Express 2017.
Gestión, medición y seguimiento	Gratuitas: Git, Gitlab, GitHub Desktop. Pagadas: KanbanTool
Refactorización	Gratuitas: MSBuild Tool de Microsoft Visual 2017, SonarQube, Microsoft Code Analysis
Pruebas unitarias / Pruebas Estáticas	Gratuitas: MSBuild Tool de Microsoft Visual 2017, SonarQube, Microsoft Code Analysis, nDepend
Atributos de Calidad	Gratuitas: MSBuild Tool de Microsoft Visual 2017, SonarQube, Microsoft Code Analysis, nDepend

4.2. **Plan de arquitectura y atributos de calidad**

Se plantea un modo preliminar de cómo debería ser la interacción de los diferentes componentes del sistema través del diseño de la arquitectura. Es necesario establecer las siguientes consideraciones:

- Definición de estilo arquitectónico de acuerdo a las interacciones y acceso a la información requeridos por la herramienta computacional.
- Es necesario realizar el refinamiento de los atributos de calidad, dado que este es insumo para la selección del estilo arquitectónico.
- Se debe centrar el estudio en que el instrumento de medición entregue datos con una precisión y exactitud adecuada.
- La herramienta debe permitir adaptarse a las condiciones ambientales y condiciones donde se realizan las medidas.

4.2.1. **Identificación de atributos de calidad**

Los atributos de calidad seleccionados corresponden al modelo de calidad del producto definido por la ISO/IEC 25010 y determinan las características de calidad que se van a tener en cuenta a la hora de evaluar las propiedades de un producto software determinado. El modelo de calidad se encuentra compuesto por las ocho características de calidad, de las cuales se han seleccionado cuatro. Normalmente el refinamiento de los escenarios de los atributos de calidad conduce a cinco, sin embargo, teniendo en cuenta los plazos de entrega y alcance del proyecto se realiza una priorización adicional.

Tabla 7.
Descripción de escenario de Corrección Funcional.

Atributo	Descripción	Prioridad
Adecuación Funcional	Representa la capacidad del producto software para proporcionar funciones que satisfacen las necesidades declaradas e implícitas, cuando el producto se usa en las condiciones especificadas.	1
Fiabilidad	Capacidad de un sistema o componente para desempeñar las funciones especificadas, cuando se usa bajo unas condiciones y periodo de tiempo determinados.	2
Seguridad	Capacidad de protección de la información y los datos de manera que personas o sistemas no autorizados no puedan leerlos o modificarlos.	3
Usabilidad	Capacidad del producto software para ser entendido, aprendido, usado y resultar atractivo para el usuario, cuando se usa bajo determinadas condiciones.	4

4.2.2. **Refinamiento y descripción de escenarios de atributos de calidad**

Los atributos de calidad hacen referencia a los requisitos no funcionales y está directamente relacionado con el cumplimiento en el tiempo, con el costo y alcance. Los requerimientos son el resultado de la realización del taller de atributos de calidad (*QAW* de sus siglas en inglés) realizado por todos los interesados del proyecto. Entre los interesados del proyecto se plantean diferentes escenarios que puedan llegarse a presentar durante la puesta en marcha del prototipo funcional de

la arquitectura software. Para este caso el grupo conformado por dos personas se procedió a proponer 4 escenarios para proceder a realizar una selección de los mismos.

- El sistema debe ser capaz de brindar al usuario medidas fiables y suministrar la precisión adecuada.
- El sistema hardware debe proveer herramientas de calibración y pruebas de verificación.
- El sistema debe entregar reportes confidenciales y deben ser accedidos solo por usuarios autorizados.
- El aplicativo software y base de datos debe ser adaptable.

Una manera de especificar los atributos de calidad es mediante los escenarios de atributos de calidad. Los escenarios pueden ser generales o concretos, y la caracterización de un atributo estará dada por un conjunto de escenarios generales, que deberán transformarse en escenarios específicos para definir los requerimientos de calidad del sistema.

Tabla 8.
Descripción de escenario de atributos de calidad.

Título		**Refinamiento de escenario**
Escenario		Descripción del escenario
Objetivo del negocio		Como responde el escenario a los objetivos e intereses del negocio
Atributo de calidad		Se deben seleccionar aquel atributo que se considere crucial para el éxito del sistema, y específicamente al escenario.
Componentes	Estímulo	Condición que necesita ser considerada cuando llega al sistema.
	Fuente:	Entidad que lo genera.
	Ambiente:	Condiciones dentro de las cuales se presenta el estímulo.
	Artefacto:	Parte del sistema que recibe el estímulo.
	Respuesta:	Actividad que ocurre luego de la llegada del estímulo.
	Medida de respuesta	Criterio para testear el requerimiento.

Debido a que el método propuesto de QAW sugiere que se realice el refinamiento de 4 escenarios, se procedió a realizar la descripción de cada uno de estos. El primer escenario contempla la interconectividad de distintos componentes software y hardware, y su importancia radica en que permite conocer la fiabilidad del sistema para obtener datos de manera correcta. Se deben implementar módulos capaces de notificar al usuario, si algunos de los componentes están fallando y suministrar opciones para la recuperación y restablecimiento del sistema (Ver Tabla 9).

Tabla 9.
Descripción detallada de escenario de Fiabilidad.

Título		**Refinamiento de escenario 1**
Escenario		El sistema software no funciona correctamente y no logra conectarse con los componentes hardware.
Objetivo del negocio		Garantizar la disponibilidad del sistema para la obtención de las medidas.
Atributo de calidad		Fiabilidad
Componentes	Estímulo	Ausencia de señal
	Fuente:	Componentes hardware
	Ambiente:	Funcionamiento normal del sistema.
	Artefacto:	Componente de pruebas y funcionamiento de componentes.
	Respuesta:	Indicación de la falta de conectividad con algunos de los componentes.
	Medida de respuesta	Notificar al usuario sobre todos los componentes hardware y software disponibles en el sistema.

El segundo escenario describe la capacidad del sistema para proveer resultados correctos con el nivel de precisión requerido. Unas medidas poco fiables pueden llevar a un diagnóstico erróneo sobre el usuario final. Para ello se debe establecer una herramienta para realizar el ajuste sobre las medidas entregadas por los dispositivos, en caso de obtener resultados con baja fiabilidad se debe proveer herramientas de calibración del sistema.

Tabla 10.
Descripción de escenario de Corrección Funcional.

Título		**Refinamiento de escenario 2**
Escenario		El sistema no obtiene medidas fiables.
Objetivo del negocio		El sistema debe ser capaz de garantizar la fiabilidad y precisión de las mediciones.
Atributo de calidad		Adecuación Funcional/ Corrección funcional
Componentes	Estímulo	Datos fuera de los rangos normales
	Fuente:	Componentes hardware.
	Ambiente:	Funcionamiento normal del sistema
	Artefacto:	Módulo software de verificación y calibración de los sensores.
	Respuesta:	Proveer herramientas para calibración del sistema.
	Medida de respuesta	Notificar la necesidad de realizar un proceso de calibración.

El tercer escenario está relacionado con dos características: primero los datos deben ser confidenciales y accedido únicamente por usuarios autorizados y segundo se debe garantizar la integridad de los datos, es decir que estos no puedan ser modificados. A continuación, se detalla este escenario.

Tabla 11.
Descripción de escenario de atributo de seguridad.

Título		**Refinamiento de escenario 3**
Escenario		Los reportes deben ser confidenciales y deben ser accedidos solo por usuarios autorizados.
Objetivo del negocio		Garantizar la confidencialidad de los datos
Atributo de calidad		Seguridad / Confidencialidad e integridad de la información.
Componentes	Estímulo	Intento de acceso a la información
	Fuente:	Persona objeto de medición
	Ambiente:	Adquisición de los datos
	Artefacto:	Componente de medición
	Respuesta:	Denegar el acceso a la información
	Medida de respuesta	Bloquear en un 90% todos los accesos al sistema.

Y finalmente el cuarto escenario está relacionado con la usabilidad desde el ingreso del usuario a la aplicación en las diferentes etapas del examen de marcha. La interfaz gráfica debe ofrecer una experiencia amigable e intuitiva para que el usuario logre acceder a cada una de los componentes ofrecidos por la herramienta.

Tabla 12.
Descripción de escenario de atributo de Usabilidad.

Título		**Refinamiento de escenario 4**
Escenario		El aplicativo deben ser amigable e intuitivo
Objetivo del negocio		Garantizar la usabilidad del sistema
Atributo de calidad		Usabilidad
Componentes	Estímulo	Despliegue de componentes de la interfaz gráfica
	Fuente:	Usuario de la aplicación
	Ambiente:	Condiciones normales de uso
	Artefacto:	Interfaz gráfica de usuario
	Respuesta:	El usuario debe identificar diferentes controles de las que dispone la herramienta
	Medida de respuesta	Debe lograr acceder a los diferentes componentes del software a un tiempo no mayor al tiempo de inspección visual.

Una vez realizado el proceso de definición de los escenarios de atributos de calidad se obtienen los requisitos del proyecto, controladores de arquitectura, posibles escenarios y los atributos de calidad. A continuación, se realiza una descripción de los requisitos del sistema:

- Creación y herramientas de historia clínica en base de datos de cada usuario.
- Parametrización de las condiciones iniciales del sistema para su funcionamiento en relación a repetitividad y fiabilidad.
- Exponer interfaces que permitan realizar los procesos de captura, calibración y visualización de la información.
- Garantizar la fiabilidad del sistema para realizar mediciones de ángulo de rodilla.

- Creación de un reporte con información de la marcha de la persona (ángulos y medición de segmentos).

Entre los atributos de calidad que se definieron para el diseño de la arquitectura se tienen fiabilidad, adecuación funcional, seguridad y usabilidad.

4.3. **Arquitectura software**

Este modelo de múltiples vistas permite abordar los intereses de los distintos actores de la arquitectura por separado: usuarios finales, desarrolladores, administradores de proyecto para el manejo de los requisitos funcionales del sistema. Las vistas se diseñan mediante un proceso centrado en la arquitectura, motivado por los escenarios y desarrollado para realizarse de manera iterativa. El modelo 4+1 describe la arquitectura del software usando cinco vistas concurrentes: vista lógica, vista de desarrollo, vista del proceso y vista física como se muestra en la Figura 12.

Figura 12. Modelo de arquitectura 4+1 vistas. Fuente Elaboración y Formulación propia.

La arquitectura del software se trata de abstracciones, de descomposición y diseño de la estructura de alto nivel del software. Los diseñadores construyen la arquitectura usando varios elementos arquitectónicos que satisfacen la mayor parte de los requisitos de funcionalidad, así como los requisitos no funcionales tales como confiabilidad, escalabilidad, portabilidad y disponibilidad del sistema. A continuación, se realiza una descripción de las vistas.

4.3.1. **La vista Lógica**

La arquitectura lógica apoya principalmente los requisitos funcionales lo que el sistema debe brindar en términos de servicios a sus usuarios. El sistema se descompone en una serie de clases aplicando el paradigma de la programación orientada a objetos (abstracción, encapsulamiento y herencia). Un diagrama de clases muestra un conjunto de clases y sus relaciones lógicas. Esta vista es utilizada para asegurarse que todos los requerimientos funcionales, han sido considerados para la implementación del sistema [93].

Para el diseño del aplicativo se propone una arquitectura Cliente-Servidor y se seleccionó el estilo de programación por capas, en donde es posible observar la interacción de los diferentes módulos que representan los requerimientos funcionales del sistema, tales como subsistemas y paquetes. Una manera de representar la arquitectura lógica, es mediante diagramas de clases (Ver Figura 13), un tipo de diagrama que representa la estructura del sistema en concreto a partir del modelado de clases, atributos, operaciones y relaciones existentes entre objetos [94]. Adicionalmente es posible establecer un tipo de diagrama para modelar las interacciones entre los objetos o actores en un sistema según el lenguaje único de modelado (UML de sus siglas en inglés) llamado diagrama de secuencias (Ver 8.3 de anexos de la Figura 66 a Figura 77). Con este diagrama se complementa la vista lógica, estas interacciones puede ser vistas en la sección A

continuación, se describe el diseño teniendo en cuenta el estilo de programación de 4 capas representadas por: la capa de presentación, capa de negocio, capa de datos y enlace de datos.

4.3.1.1.Capa de presentación

En esta capa se despliega la interfaz gráfica de usuario, capa encargada de capturar la información del usuario y de comunicarla a la capa de lógica de negocio. En este caso al tratarse de una aplicación médica la captura de estos datos se realiza a través del especialista, quién es el encargado de indagar y evaluar el estado del sujeto para llevar esta información a los campos de la interfaz. Dado que la realización del examen de marcha conlleva la realización de una serie de etapas secuenciales, dentro de las que se encuentra: captura de datos personales del sujeto, captura de datos del examen, preprocesamiento de los datos y despliegue de la información.

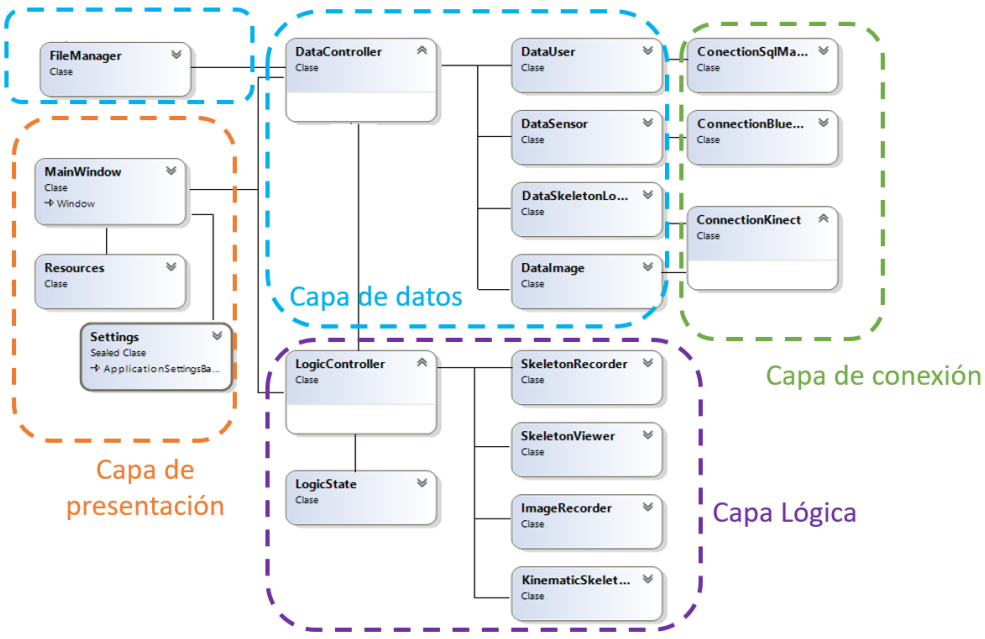


Figura 13. Diagrama de clases y de capas del aplicativo software.

4.3.1.2.*Capa lógica de negocio*

En esta capa residen los algoritmos que se ejecutan en el proceso de realización del examen, en él se reciben las peticiones del usuario y se envían las respuestas tras el proceso. Esta capa se comunica con la capa de presentación, para recibir las solicitudes y presentar los resultados, y con la capa de datos, para realizar peticiones al gestor de base de datos tanto para almacenar como para recuperar la información.

4.3.1.3.*Capa de datos*

Es donde residen los datos y es la encargada de acceder a los mismos. En este caso se han definido 6 estructuras de datos: *DataUser* permite el manejo de datos del usuario, *DataImage* contiene la información de las imágenes a almacenar, *DataSkeleton* contiene los datos de las articulaciones y segmentos corporales de los miembros inferiores capturados por Kinect, *DataSensor* contiene los datos de orientación y aceleraciones capturados por el sensor MPU6050, *DataExam* y *DataHistory* permiten la gestión de datos del examen y el historial del mismo.

4.3.1.4.*Capa de enlace de datos*

Está formada por el gestor de la base de datos que realiza el almacenamiento de la información. En esta capa se reciben solicitudes de almacenamiento o recuperación de información desde la capa de negocio a través de la capa de presentación. A demás se usa de un gestor para manejo de archivos en disco. La modelación de la base de datos refleja los requerimientos funcionales que se ha de atender, es de suma importancia tener un modelo que pueda cumplir con suficiencia las necesidades planteadas, por ello el diseño de la base de datos se realizó en *SQL* Server Express 2017.

A continuación, se muestra el modelo entidad-relación obtenido luego del diseño de la base de datos definido a partir de los datos y atributos a almacenar.

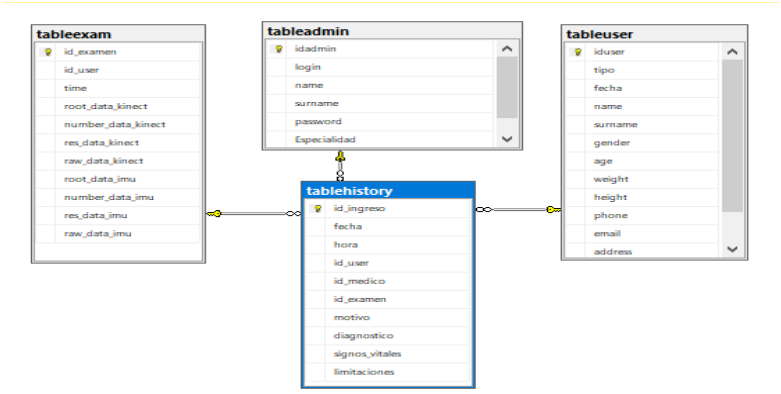


Figura 14. Modelo relacional de la base de datos. Fuente Elaboración y Formulación propia.

A continuación, se realiza la descripción de cada una de las tablas:

- Tabla de Historia Clínica: Tabla de base de datos encargada de almacenar el historial médico de cada uno de los usuarios de la aplicación. Esta tabla permite el almacenamiento de la base de datos los exámenes realizados para posteriormente contrastarlos.
- Tabla de Examen de Marcha: Tabla que contiene los campos necesarios para la realización del examen, es allí donde se registran los resultados y valoraciones del examen por parte del médico.
- Tabla de Usuarios: Esta tabla contiene los campos para almacenar los datos personales del usuario, desde la aplicación software se puede realizar gestión de registro, actualización, búsqueda y eliminación de usuarios.
- Table de administradores software: Esta tabla contiene los campos de permisos para el acceso al aplicativo software.

4.3.2. **Vista de procesos**

Un proceso es una agrupación de actividades que forman una unidad funcional. La vista de procesos especifica en cuál hilo de control se ejecuta una operación de una clase identificada en la vista lógica. El nivel más alto la arquitectura de procesos puede verse como un conjunto de redes lógicas de agentes que se comunican de manera independiente, y distribuidos a lo largo de una red de recursos de hardware interconectados [93].

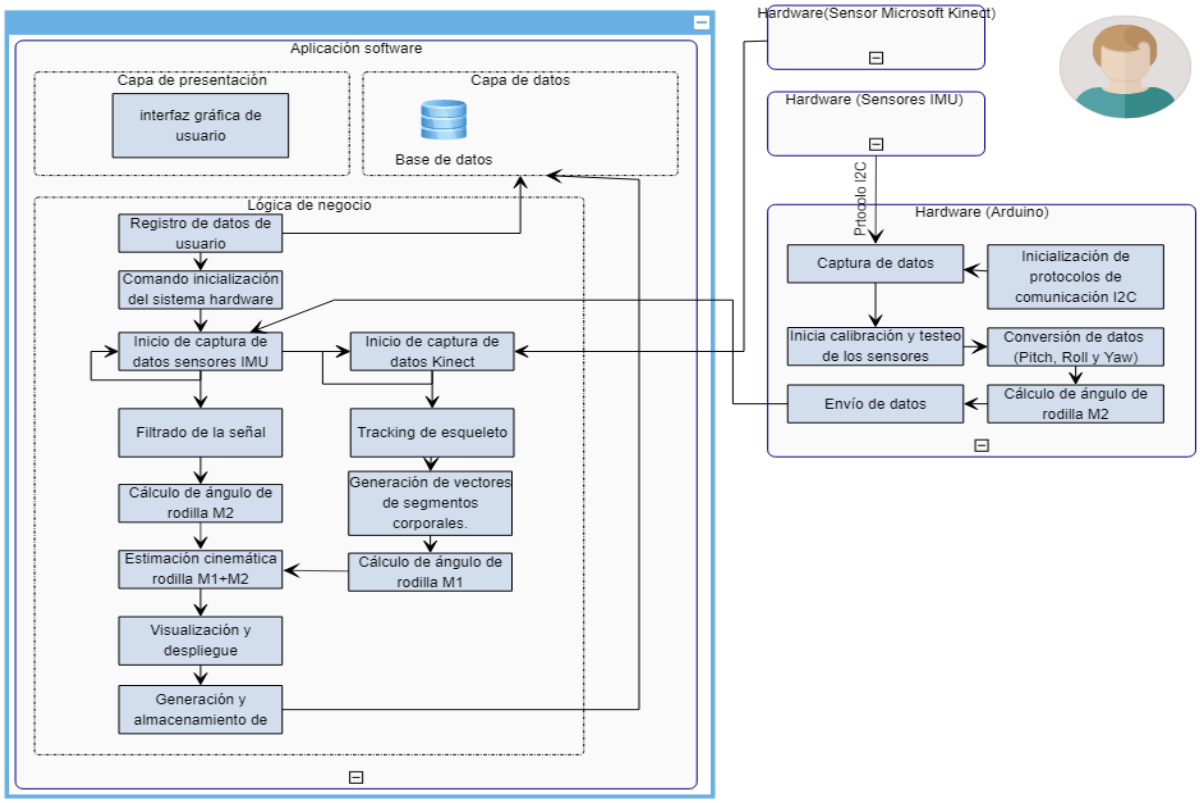


Figura 15. Diagrama de procesos del aplicativo software. Fuente Elaboración y Formulación propia.

El sistema arranca con la solicitud de datos al usuario, estos son recopilados y enviados a una base de datos. Una vez recopilados estos datos se indica a la persona el protocolo a seguir para la captura del examen. El especialista debe verificar la conexión de los dispositivos conectados y disponibles

en el sistema. Esto se realiza mediante la realización de Test de conexión que permite continuar con el proceso de realización del examen. Una vez han sido verificados los componentes se coloca el dispositivo de sensores IMU a la persona y se le pide que ingrese al campo visual del sensor Kinect. Una vez allí se envía el comando de inicialización para la captura de los datos. Por su parte los datos del sensor Kinect son capturados por el módulo de generación de vectores tridimensionales para el cálculo de la cinemática articular de la rodilla. De la misma manera el sensor IMU envía la información de los ángulos al módulo de fusión de datos. Este módulo se encarga de fusionar los datos tridimensionales de los segmentos y articulaciones de rodilla con los proporcionados por los sensores IMU. Finalmente, estos datos son desplegados en la ventana de visualización tridimensional y la de graficas de la cinemática articular

4.3.3. **Vista de desarrollo**

La vista de desarrollo se centra en la organización de los módulos de software en paquetes o subsistemas que pueden ser desarrollados por uno o más desarrolladores. Estos paquetes se organizan en una jerarquía de capas, cada una de las cuales brinda una interfaz estrecha y bien definida hacia las capas superiores. La vista de desarrollador tiene en cuenta los requisitos relativos a la facilidad de desarrollo, gestión del software, reutilización y restricciones impuestas por las herramientas o el lenguaje de programación. La vista de desarrollo es usada por los líderes de proyectos para la planeación, es decir apoyar la asignación de requisitos y trabajo al equipo de desarrollo. La arquitectura de desarrollo completa solo puede describirse completamente cuando todos los elementos del software han sido identificados [93]. Para el despliegue de esta vista se ha definido usar un diagrama de componentes tomando como referencia el PC del usuario, Servidor de la base de datos, Dispositivos Kinect e IMU conectados al PC.

En esta vista se muestra la aplicación desde la perspectiva de un programador y se ocupa de mostrar cómo está dividido el sistema software en componentes y las dependencias que hay entre ellas.

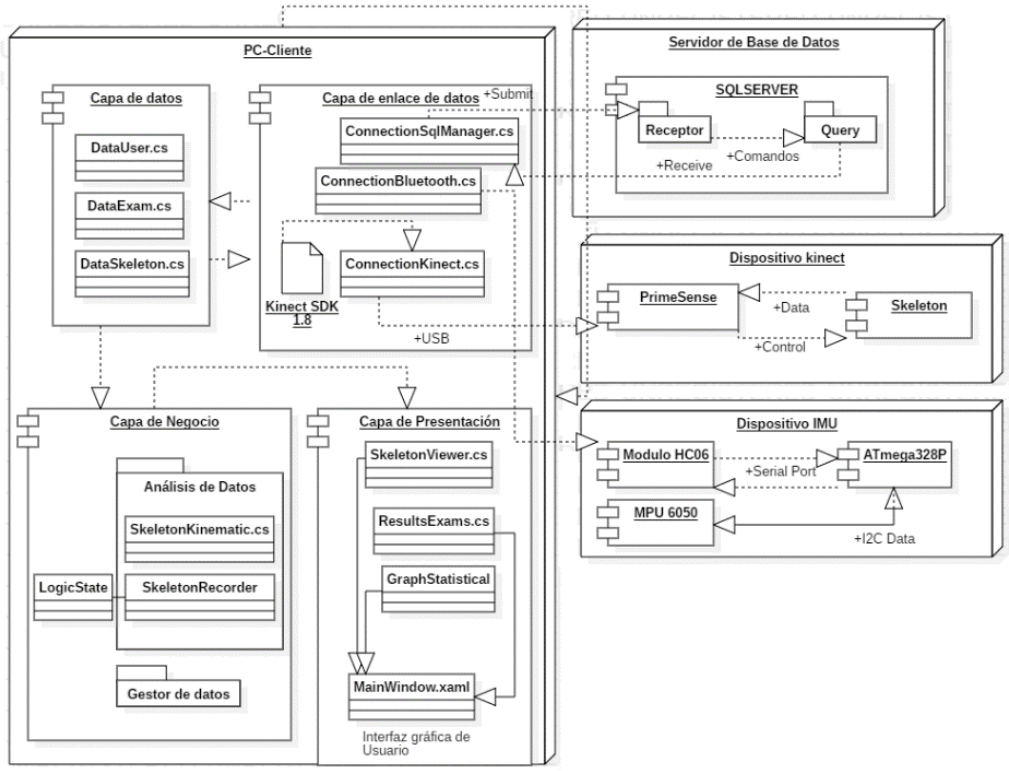


Figura 16. Diagrama de componentes del aplicativo software. Fuente Elaboración y Formulación propia.

4.3.4. **Vista física**

La arquitectura física toma en cuenta primeramente los requisitos no funcionales del sistema tales como la disponibilidad, confiabilidad, rendimiento y escalabilidad. Esta vista tiene en cuenta que el software debe ejecutarse sobre una red de computadores o nodos de procesamiento. Los elementos como redes, procesos, tareas y objetos deben ser mapeados sobre los nodos. Algunas de las configuraciones puedan usarse para desarrollo y pruebas. Por lo tanto, el mapeo del software en los nodos requiere ser altamente flexible y tener un impacto mínimo sobre el código fuente en sí [93]. En esta vista se muestra desde la perspectiva de un ingeniero de software todos los

componentes físicos del sistema, así como las conexiones físicas entre esos componentes que conforman la solución (incluyendo los servicios). A continuación, se visualiza:

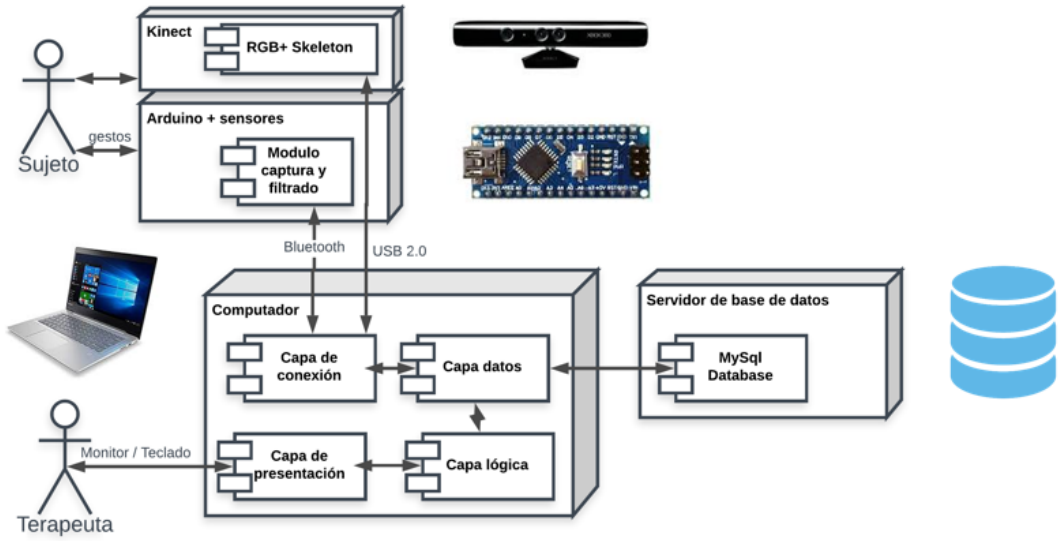


Figura 17. Diagrama de despliegue. Fuente Elaboración y Formulación propia.

4.3.5. **Vista de casos de uso**

Esta es la vista que está representada por los casos de uso del software y tiene como objetivo relacionar las otras cuatro vistas descritas en las secciones 4.3.1.1, 4.3.1.2, 4.3.1.3 y 4.3.1.4. Un caso de uso es una secuencia de eventos, que describe las posibles acciones entre posibles actores y sistema para una determinada funcionalidad. En esta sección se describen los casos de uso donde se abarcan gran parte de las funcionalidades del sistema, se describen los diferentes actores que intervienen en el sistema.

Figura 18. Diagrama de casos de uso del sistema de gestión y seguimiento de pacientes. Fuente Elaboración y Formulación propia.

A continuación, se muestra una tabla con los casos de uso a nivel detallado. Se propone una interfaz de interacción que permite al profesional de la salud realizar las tareas de gestión básicas sobre los datos de sus pacientes, principalmente se definen 3 módulos software: Gestor de usuarios, Gestor de datos y Gestor de análisis de datos. En la Tabla 13 se realiza una descripción de cada uno de estos componentes.

Tabla 13.
Casos de uso del sistema software.

Id	**Nombre**	**Descripción**
CU-1	Iniciar sesión	El software de marcha puede ser iniciado por usuarios registrados.
CU-2	Iniciar sistema	Una vez se ingresa a aplicativo se pueden realizar diferentes tareas.
CU-2.1	Gestor de usuarios	Gestionar usuarios nuevos o existentes en el sistema dentro de una base de datos del aplicativo.
CU-2.1.1	Actualizar usuario	En caso de ser necesario es posible la actualización de datos de usuario.

CU-2.1.2	Creación de usuario	Se solicitan los datos básicos del sujeto como número de documento, nombre, apellidos, edad, talla, peso y dirección de domicilio.
CU-2.1.3	Eliminar usuario	Eliminación de usuarios registrados en la base de datos.
CU-2.1.4	Consultar usuario	Es posible consultar la existencia de un usuario, así como de la información consignada como reportes previos.
CU-2.2	Gestor de datos	Encargado de gestionar los procesos para la realización del examen de marcha, incluye los procesos de captura, visualización, analítica y almacenamiento de los resultados del examen mediante la generación de un reporte.
CU-2.2.1	Calibrar sistema	Realizar el examen de marcha requiere el uso de un equipamiento de sensores, por ello es necesario conocer el estado de los sensores usados para garantizar la fiabilidad de los datos.
CU-2.2.2	Testeo de Componentes	Este componente es el encargado de testear la integridad y conectividad de los componentes Hardware.
CU-2.2.3	Adquirir datos	Realizar el proceso de adquisición de datos a partir de la tecnología que se encuentre disponible.
CU-2.2.4	Controles de reproducción	Para el caso de captura de fotogramas de RGB y de los datos del esqueleto es necesario crear una serie de controles que permitan la reproducción del movimiento (Play, *Stop, Pause y Replay*).
CU-2.3.5	Visualizar datos	La visualización de los datos comprende: Visualización de fotogramas en RGB del examen, Visualización del esqueleto suministrado por el sensor Kinect y gráficas de los datos obtenidos a partir de los sensores IMU.
CU-2.3	Gestor de análisis	Se despliega interfaz para análisis, preprocesamiento y análisis de los datos capturados.
CU-2.3.1	Visualizar resultados	Este hace referencia a la visualización de los datos capturados por los sensores. Se debe poder mostrar la cinemática articular de la rodilla.
CU-2.3.2	Preprocesamiento	La firma y el patrón de marcha es almacenado en una base de datos con el fin de poder identificar anomalías. Se brindan herramientas para la obtención del patrón de un ciclo de marcha completo. Se puede establecer una señal patrón sobre la que se realizan futuras comparaciones.
CU-2.3.3	Almacenar datos	Los datos pueden son almacenados en la base de datos y pueden ser exportados en archivos en disco.
CU-2.3.4	Generar reporte	Se genera un reporte detallado relacionado a los parámetros de la marcha (Cinemática articular). Esto comprende datos y gráficas del proceso.
CU-3	Consultar reporte	Los reportes generados por el software pueden ser consultados, ya sea por un especialista, así como el usuario.

4.4. **Arquitectura Hardware**

En este capítulo se describe la arquitectura hardware del sistema para la captura de ángulo de rodilla basado en IMU. Esta descripción comprende el diseño y ensamble de los componentes, además se muestran esquemas de conexión, circuitos electrónicos y los protocolos de comunicación.

4.4.1. **Diseño de componentes hardware**

El diseño utilizado se basa en la propuesta metodológica para la captura de ángulo de rodilla realizado por Teran [95], con algunos cambios en el microcontrolador usado, la tecnología para la comunicación de componentes y arquitectura para envío y recepción de datos. Adicionalmente los desarrollos para la codificación de filtros son propios. De esta manera, la tecnología seleccionada debía estar en la capacidad de obtener los datos de los IMU y sensor FSR, realizar un preprocesamiento sobre las medidas y enviarlos a través de un protocolo de comunicación inalámbrico. La unidad central además debía estar en la capacidad de obtener los datos a una frecuencia de muestreo al menos al doble de Kinect y la posibilidad de poner en ejecución un filtro Kalman. Es así como se selecciona para el primer prototipo el uso de un Arduino nano, una placa de desarrollo compacta basada en el microcontrolador ATmega328P de 8bits. La ventaja primordial de este dispositivo es la posibilidad de conectarse a una red inalámbrica WIFI y realizar conexiones simples con TCP/IP.

La selección de la tecnología para la captura de los datos de ángulo se realizó teniendo en cuenta la disponibilidad en el mercado, consumo energético y sobre todo la precisión de las medidas. Se seleccionaron las unidades de medición inercial (IMU) con tecnología capacitiva, ya que ofrecen datos con excelente repetitividad, precisión y sensibilidad, siendo la más usada para la medición

de movimiento en aplicaciones médicas para la rehabilitación y diagnóstico [96]. Además, dado que la cinemática articular comprende posición, velocidad y aceleración se vio pertinente la selección de un dispositivo que permitiera la obtención de estas medidas. De esta manera se seleccionó el MPU6050, un dispositivo electrónico que mide velocidad, orientación y fuerzas gravitacionales a partir de un acelerómetro, un giróscopo de triaxial y un sensor de temperatura.

Finalmente, se selecciona un sensor de fuerza resistivo (FSR), un dispositivo fabricado de una película de polímero (PTF) que presenta una disminución de la resistencia cuando aumenta la fuerza aplicada a la superficie activa. La sensibilidad de estos dispositivos electrónicos está optimizada para uso en contacto con la piel humana [97]. El sensor seleccionado es el FSR402 presenta un rango de 0.2 N a 20 N, un diámetro 18.29 mm, diámetro de área sensible 14.68 mm.

4.4.2. **Integración de componentes**

La conexión propuesta entre Arduino Nano, de los dos sensores MPU6050, del sistema de comunicación HC-06 y del sensor FSR-402 puede verse en la Figura 19. Los sensores IMU necesitan la polarización de 5 voltios y conectar los dos pines para comunicación I2C, SCL conectado al pin A5 y SDA al pin A4 del Arduino. El módulo HC-06 se conecta a los pines Tx y Rx correspondiente a los pines D0 y D1, la polarización es suministrada por el Arduino. Finalmente, el sensor FSR-402 es conectada directamente sobre el Pin A3. La alimentación de todos los componentes se realiza a través de una batería *Power Bank* de 5v y una capacidad de 15000 mAh. El dispositivo Kinect va conectado directamente mediante cable USB 2.0 al PC.

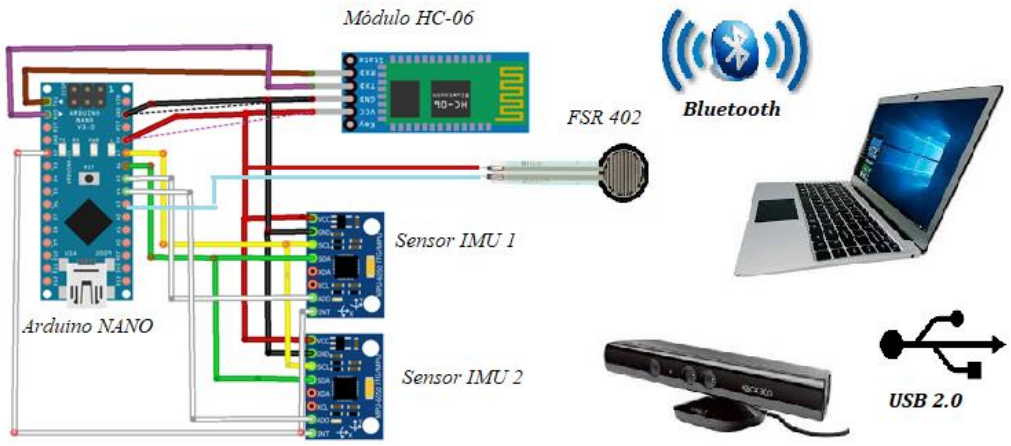


Figura 19. Esquema de circuito electrónico y componentes. Fuente Elaboración y Formulación propia.

4.4.3. **Comunicación entre componentes**

En esta sección se describen los tipos de interacciones entre los componentes hardware con constituyen el dispositivo de medición de ángulos. Se identificaron dos tipos de interacciones, aquellas denominadas mecánicas y aquellas interacciones que se realiza entre dispositivos electrónicos como se observa en la Figura 20.

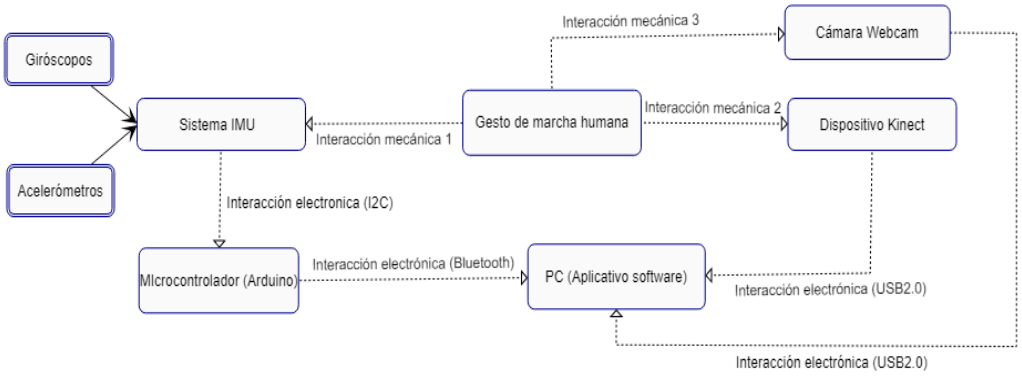


Figura 20. Interacciones entre los componentes hardware. Fuente Elaboración y Formulación propia.

La primera interacción mecánica se establece cuando el IMU es fijado sobre la pierna mediante una banda que se ajusta a la pierna de acuerdo a lo establecido por el protocolo. La segunda

interacción mecánica ocurre cuando las señales son capturadas por parte Kinect, determinada principalmente por la configuración de la escena y el campo de visión del dispositivo. La interacción mecánica 3 hace referencia a la colocación de marcadores pasivos sobre la pierna con el fin de validar el prototipo respecto a la técnica de videogrametría. En relación a las otras interacciones del sistema, se encuentra la de IMU y el Arduino establecida a través del protocolo I2C permitiendo la interconexión de dos de estos dispositivos al sistema. Finalmente, la interacción establecida entre el Arduino y el PC se realiza a través del protocolo de comunicación Bluetooth. Este se realiza a través del módulo HC-06, módulo permite agregar conectividad inalámbrica a través de una interfaz serial TTL entre microcontroladores entre 240-930 MHZ. Este módulo es adaptable para Arduino y mediante comandos ATL permite su configuración de una manera amigable. Las interacciones restantes Kinect-PC y Cámara-PC se realizan de manera cableada a través de conectores USB 2.0.

4.4.4. **Protocolo para fijación de dispositivo IMU y marcadores pasivos**

A continuación, se establece el protocolo utilizado para la colocación de los sensores sobre la pierna teniendo en cuenta la fisiología y anatomía de los segmentos de pierna y muslo.

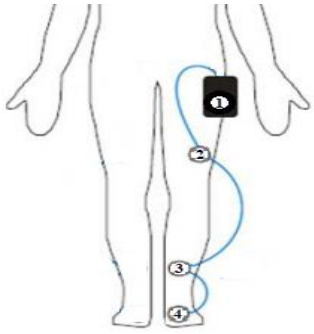


Figura 21. Distribución de sensores en los puntos anatómicos. Fuente Elaboración y Formulación propia.

Los sensores son colocados en los puntos anatómicos de las extremidades inferiores como se logra observar en la Figura 21. Para obtener una mejor descripción del equipo, se establece una relación de los sensores y la colocación en los puntos anatómicos descritos en la Tabla 14:

*T*abla 14.
Asociación de componentes a los puntos anatómicos de las extremidades inferiores.

# dispositivo	**Tipo de sensor**	**Punto anatómico**
1	Arduino Nano+ Wireless HC-06 + Batería	Cadera
2	IMU 1	Muslo (fascia-lata)
3	IMU 2	Pierna (Vientre muscular del gemelo).
4	Sensor fuerza	Debajo del talón

El dispositivo 1 es colocado sobre la cadera, este incluye el microcontrolador Arduino, el componente para envío de datos vía bluetooth y batería de 5v. El dispositivo 2 se coloca en la parte exterior del muslo, en dirección del músculo tensor fascia-lata a 10 cm del borde superior de la rótula. El tercer dispositivo se coloca en la parte exterior de la pierna, en el vientre muscular del gemelo externo a 10 cm del borde inferior de la rótula. El cuarto dispositivo (FSR)es colocado en la parte inferior del talón. Adicionalmente se colocan marcadores pasivos para el proceso de validación por fotogrametría en los puntos anatómicos centro articular de la cadera (trocante mayor del fémur), centro articular de la rodilla (cóndilo externo del fémur), y centro articular del tobillo (maléolo peroneo).

4.4.1. **Preprocesamiento y filtrado de las señales**

Es así como se propone la siguiente arquitectura software con las etapas de adquisición, calibración, cálculo de la cinemática articular, preprocesamiento y visualización de los datos como se puede observar la Figura 22.

Figura 22. Descripción arquitectónica del sistema. Fuente Elaboración y Formulación propia.

4.4.2. **Captura de los datos**

El sistema de adquisición consta tanto de Kinect como de un dispositivo Arduino basado en IMU. El Arduino contiene dos sensores MPU6050 que incorporan un acelerómetro y giróscopo triaxial y de un módulo bluetooth HC-06. Los datos medidos corresponden a las coordenadas (x, y, z) en metros de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo para la pierna izquierda en el tiempo. Los datos obtenidos por IMU corresponde a la medida de ángulo entre segmentos corporales de cadera-rodilla y rodilla-tobillo. Los datos son enviados por protocolos de comunicación USB y Bluetooth, 30Hz para Kinect y 120Hz IMU. Para garantizar la fiabilidad de las medidas fue necesario realizar un proceso denominado calibración óptica y un ajuste del cero del sistema. Para el caso del sistema IMU se establece un modelo para la obtención de la medida del ángulo basado en las aceleraciones y orientación del sensor. Estas medidas son filtradas en la etapa de preprocesamiento basado en un filtro Kalman. Finalmente se establece un modelo de integración de las señales con el fin de visualizar las medidas de ángulos de la articulación de rodilla y un modelo geométrico que permite visualizar la posición tridimensional del esqueleto corregido en tiempo real.

4.4.3. **Calibración del sistema**

El dispositivo Kinect establece el origen del sistema coordenado sobre sí mismo definido por los ejes x', y', z'. El eje positivo de las x se extiende hacia la izquierda y el eje positivo de las y se extiende hacia arriba. El eje z positivo se extiende a través del plano de profundidad del sensor. El

origen del sistema coordenado fue trasladado a una posición fija, ya que la idea era que este no cambiara con el cambio de posición del sensor. Posterior a esto se procedió a realizar el proceso de calibración tanto óptica (Kinect) como la determinación del estado inicial de la medición (IMU).

La calibración óptica tuvo el objetivo determinar los parámetros intrínsecos y extrínsecos de la cámara. Los parámetros intrínsecos hacen referencia a los defectos y distorsiones ocasionados por el uso de lentes. Para su estimación se propone usar el método Zhang que utiliza las coordenadas de los puntos situados en una plantilla plana 2D tipo ajedrez. Mientras los parámetros extrínsecos se obtienen a partir de un proceso llamado estimación de pose, cuyo propósito es encontrar las matrices de rotación R y translación T de ciertos puntos de referencia conocidos respecto al origen del sistema coordenado. A partir estas matrices es posible aplicar la transformación lineal de la Eq. 1 sobre el punto $P = (x', y', z')$ y obtener la nueva posición dada por $P = (x, y, z)$.

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \mathrm{R} \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} + \mathrm{T} \qquad \text{Eq. 1}$$

Finalmente se procede a la calibración del MPU6050 es necesario realizarla debido a que probablemente no se encuentre totalmente alineado con el plano de referencia de la tierra, agregando ciertas desviaciones a cada uno de los ejes. Una manera de solucionar este problema, es estimar estas deviaciones (*Offsets*) y de esta forma compensar los errores sobre las medidas. El algoritmo modifica constantemente los offset intentando eliminar el error con la medida real y en la orientación de referencia haciendo que $a_x = a_y = a_z = 0$ y $g_x = g_y = g_z = 0$. Los offsets son calculados para un total de 200 medidas y luego se promedia con el fin de obtener los 6 parámetros de ajuste.

4.4.4. **Medición de los ángulos Kinect**

El modelo para la medición de ángulos para Kinect toma como parámetros de entrada las coordenadas cartesianas de las articulaciones de la cadera $P_c = (x_c, y_c, z_c)$, rodilla $P_r = (x_r, y_r, z_r)$ y tobillo $P_t = (x_t, y_t, z_t)$ obtenidos del esqueleto. Estos puntos permiten definir los vectores del modelo $\overrightarrow{V_{cr}}$ y $\overrightarrow{V_{rt}}$ como de muestran en las Eq. 2 y Eq. 3.

$$\overrightarrow{V_{cr}} = (x_c - x_r\ , y_c - y_r, z_c - x_r) \qquad \text{Eq. 2}$$

$$\overrightarrow{V_{rt}} = (x_r - x_t\ , y_r - y_t, z_r - x_t) \qquad \text{Eq. 3}$$

A partir de estos datos y el uso de propiedades trigonométricas es posible encontrar cada una de las orientaciones en cada uno de los planos ortogonales *XYZ*. La convención usada para la medición de los ángulos fue la de *Tait-Bryan* en el cual se establece un arreglo (ρ, φ, θ). El ángulo ρ también llamado Pitch está definido como el ángulo relativo en el eje x con respecto a la tierra, el ángulo φ mide el ángulo de rotación del eje y "*Roll*" y el ángulo θ mide el ángulo de rotación del eje z "*Yaw*" [98]. Para el caso del vector que forman las articulaciones cadera y rodilla $\overrightarrow{V_{cr}}$ se obtiene ρ^{cr} a partir de las siguientes ecuaciones:

$$\rho^{cr}\ (\mathrm{t}) = = \tan^{-1}[(y_h - y_k)/\sqrt{(x_h - x_k)^2 + (y_h - y_k)^2 + (z_h - z_k)^2}] \qquad \text{Eq. 4}$$

De la misma manera se calcula la orientación del vector $\overrightarrow{V_{rt}}$ determinados por ρ^{rt}. Finalmente, en la Eq. 5, el ángulo formado por ambos segmentos en el plano sagital en el instante de tiempo t se puede calcular a partir de la diferencia del ángulo ρ.

$$\rho^R(t) = \rho^{CR}(\mathrm{t}) - \rho^{RT}(t) \qquad \text{Eq. 5}$$

4.4.5. **Medición de los ángulos sensor IMU**

Los datos capturados del sensor MPU6050 son la velocidad angular (w_x, w_y, w_z) y la aceleración (a_x, a_y, a_z) en cada uno de los ejes ortogonales *XYZ*. Mediante la modificación de los registros del sensor se configuró la sensibilidad de giróscopo en 500 °/s y el rango de operación del acelerómetro ±16g. Para la alineación del sistema respecto a el plano de referencia de la tierra, fue necesario realizar un proceso de ajuste de los datos, donde se estiman las deviaciones (O*ffsets*) para la compensación de los errores sobre las medidas. El ángulo fue expresado en la convención *Tait-Bryan*, el ángulo del plano sagital ρ (t) está representado por la ecuación (1) que fusiona la información del acelerómetro y giróscopo. Donde K_1 es una constante entre 0-1 y se estableció experimentalmente.

$$\rho\ (\mathrm{t}) = \rho(t) + k_1 * \int w_x(t)\, dt + (1 - k_1) * \tan^{-1}(a_x/\sqrt{{a_x}^2 + {a_z}^2})\mathrm{dt} \qquad \text{Eq. 6}$$

Dado que se busca obtener la orientación existente entre dos segmentos corporales consecutivos, se utilizan dos sensores MPU6050, colocados de la siguiente manera: El primer sensor se fija entre las articulaciones de cadera-rodilla (CD) y el segundo entre la rodilla-tobillo (RT). A partir de esta configuración se puede obtener los datos $\rho^{CD} y\ \rho^{RT}$ respectivamente.

El ángulo de rodilla ρ^R mostrado en la ecuación (2) siempre y cuando los sensores sean orientados sobre el plano en el que se ejerce el movimiento.

$$\rho^R(t) = \rho^{CR}(\mathrm{t}) - \rho^{RT}(t) \qquad \text{Eq. 7}$$

4.4.6. **Aplicación de filtro Kalman sobre las señales**

Esta sección describe el proceso de filtrado de los datos obtenidos con el fin de mejorar la calidad de los datos de los sensores IMU es la compensación de errores del acelerómetro debido a

diferentes tipos de ruido que pueden estar presentes en la señal. El filtro propuesto es el Filtro Kalman, esta técnica permite el filtrado y la predicción de la medida en sistemas lineales cuyo ruido se puede modelar como una distribución Gaussiana. Este filtro contiene un modelo de proceso y un modelo de medición, donde las Eq. 8 y Eq. 9 corresponden a la ecuación del proceso y de la medida.

$$x_k = A\,x_{k-1} + B\,u_k + w_{k-1} \quad \text{Eq. 8}$$

$$\boldsymbol{z_k = H\,x_k + v_k} \quad \text{Eq. 9}$$

Por lo tanto, el filtro de Kalman estima el estado basado en las ecuaciones de actualización de tiempo y de medidas, estas se encuentran determinadas por las ecuaciones Eq. 10 y Eq. 11.

$$x_k^{-} = A\,x_{k-1} + B\,u_k \quad \text{Eq. 10}$$

$$\boldsymbol{P_k^{-} = A\,P_{k-1}A^T + Q} \quad \text{Eq. 11}$$

Además de la estimación medida del estado del sistema, el filtro de Kalman también proporciona la estimación de la incertidumbre. El ruido de proceso y de medida se aproxima a una distribución gaussiana con media igual a cero, es decir $p(w) \sim = N(0, Q)$ y $p(v) \sim = N(0, R)$ donde $Q\ y\ R$ son las matrices de covarianza. La ecuación Eq. 12 calcula la ganancia Kalman, mientras la Eq. 13 y Eq. 14 actualizan el estado de la medida y la covarianza del error.

$$K_k^{-} = P_k^{-} H^T (H\,P_k^{-} H^T + R)^{-1} \quad \text{Eq. 12}$$

$$\boldsymbol{\hat{x}_k = \hat{x}_k^{-}\ A\,K_k(z_k - H\,\hat{x}_k^{-})} \quad \text{Eq. 13}$$

$$\boldsymbol{P_k = (I - K_k\,H)A\,P_k^{-}} \quad \text{Eq. 14}$$

Donde K_k^{-} es la matriz de ganancia, $\hat{x}_k^{-}$ es la estimación del estado priori en el instante k y $\hat{x}_k$ el estado posteriori. Mientras P_k^{-} es la estimación priori de error de la covarianza y P_k la estimación

posteriori del error. A partir de las ecuaciones de estado de Kalman mostradas anteriormente se propone un modelo para la medida de ángulo ρ^{Knee} implementado de la siguiente manera:

$$\rho^{R}{}_{k}^{-} = A\,\rho^{R}{}_{k-1} + B\,u_k \qquad \text{Eq. 15}$$

Tomando los valores de $u_k = 0\ y\ A = 1$ es posible determinar las ecuaciones de proceso y de medida descritas por las ecuaciones (11) y (12) respectivamente tanto para el sensor Kinect como para el dispositivo IMU.

$$\rho^{R}{}_{k}^{-} = \rho^{R}{}_{k-1} \qquad \text{Eq. 16}$$

$$\boldsymbol{v_k} = -\boldsymbol{H}\,\boldsymbol{x_k} + \boldsymbol{z_k} \qquad \text{Eq. 17}$$

4.4.1. **Alineación temporal entre IMU y Kinect**

Finalmente, para la fusión de datos de las dos señales se requiere una alineación de la señal en el dominio del tiempo, se aplica método sincronización propuesto por Grzegorz [71]. El objetivo de la sincronización de las señales de IMU y Kinect es encontrar la diferencia de tiempo τ y realizar una compensación que permite alinearlas. Para sincronizar ambas señales se debe reducir la señal IMU a 30 Hz, que es la frecuencia de Kinect. Luego se realiza un desplazamiento de tiempo τ=0.033s entre la señal de IMU y la señal de Kinect dentro de un intervalo de 4 segundos. Para cada desplazamiento se estima la correlación entre las señales, considerando que las señales están sincronizadas cuando se detecte el valor máximo de correlación. El valor de τ_{max}se agrega a la marca de tiempo de las muestras de IMU para alinearlo con la señal de Kinect:

$$(\rho^{Knee}{}_{IMU} * \rho^{Knee}{}_{KINECT})(\tau) = \int_{-2s}^{2s} \rho^{Knee}{}_{IMU}(t).\,\rho^{Knee}{}_{KINECT}(t+\tau)dt \qquad \text{Eq. 18}$$

Donde el parámetro de sincronización se obtiene a partir de la ecuación:

$$\tau_{max} = max[(\rho^{Knee}{}_{IMU} * \rho^{Knee}{}_{KINECT})(\tau)] \quad \text{Eq. 19}$$

4.4.2. **Segmentación y Caracterización de las Señales**

Una vez filtradas las señales de ángulo, se procede a la segmentación de la señal que consiste en la extracción de un ciclo completo de la marcha. Una manera de segmentar el patrón de marcha es a partir de la localización de los puntos máximos de la señal P_j, (ver Figura 24). Dado que puede existir cambios en el intervalo de separación de los picos, se procede a realizar un proceso que sea adaptativo que depende de los máximos localizados antes P_{j-1} y después P_{j+1}. Los intervalos pueden ΔP_{j-1} y después ΔP_{j+1} ser calculados a partir de las ecuaciones Eq. 20 y Eq. 21.

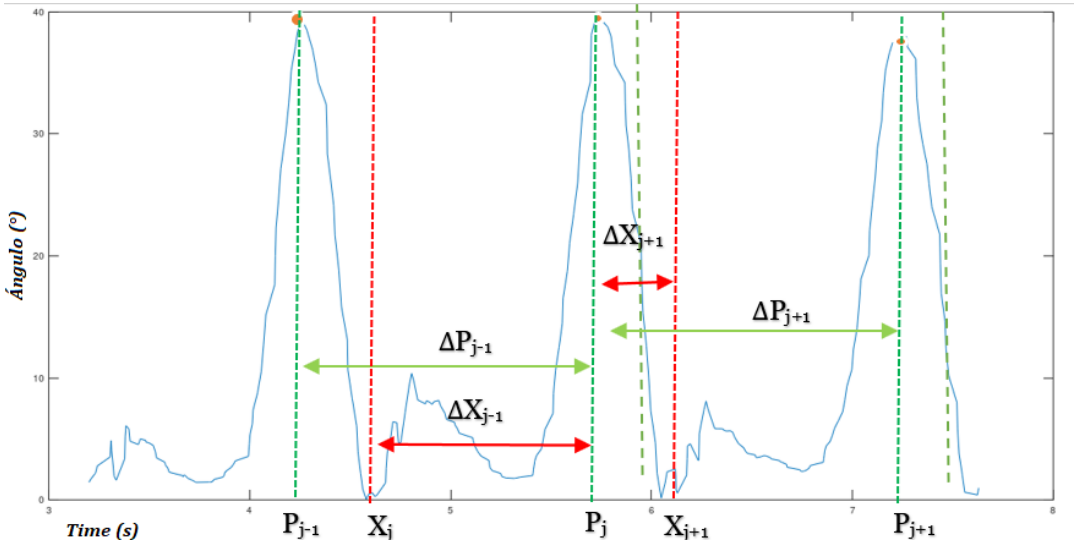


Figura 23.Características de variabilidad del patrón de marcha. Fuente Elaboración y Formulación propia.

De la misma manera se identifican los valores de tiempo inicial y final del ciclo de la marcha correspondientes a X_i y X_{i+1} respectivamente. Los valores de distancias son estimados a partir de las ecuaciones Eq. 20 y Eq. 21.

$$\Delta X_{j-1} = \left| X_j - P_j \right| \quad \text{Eq. 20}$$

$$\Delta X_{j+1} = \left| X_{j+1} - P_j \right| \quad \text{Eq. 21}$$

Finalmente, a partir de estos datos es posible definir el tamaño de la ventana S_{seg} intervalo de la señal mediante el cálculo de las variables C_1 y C_2 (Eq. 22, Eq. 23 y Eq. 24).

$$C_1 = \Delta X_{j+1} / \Delta P_{j+1} \quad \text{Eq. 22}$$

$$\boldsymbol{C_2 = \Delta X_{j-1} / \Delta P_{j-1}} \quad \text{Eq. 23}$$

$$\boldsymbol{S_{seg} = S\left[P_j - C_1 * \left[P_j - P_{j-1}\right], P_j + C_2 * \left[P_{j+1} - P_j\right]\right]} \quad \text{Eq. 24}$$

Finalmente se realiza un proceso de normalización del tiempo con el fin de ajustarlos dentro del intervalo [0,1]. De la misma manera se lleva a cabo un proceso de normalización de longitud y estimación disimilitud de las señales a través de el método DTW (*Dynamic Time Warping*), una técnica de alineamiento temporal no lineal, que se usa comúnmente en la normalización en longitud y en la estimación de la disimilitud entre dos señales. Los fenómenos que ocurren en el proceso de captura pueden llevar a que señales de la misma naturaleza puedan ser obtenidos a diferentes tazas de muestreo, de modo a que no existe una sincronización temporal. Aunque, la ausencia de alineamiento no obedece a una sola causa, sino que pueden producirse variaciones localizadas que aumentan o disminuyen la duración del tramo de análisis. En la normalización temporal lineal se escala el vector de menor longitud para que los dos vectores a comparar tengan la misma longitud. Así, para calcular la disimilitud entre dos señales se deben interpolar la señal de menor longitud hasta que coincida con la longitud de la otra señal. La normalización temporal lineal no siempre se realiza de manera adecuada, lo que puede llevar a la obtención de desplazamientos y valores de disimilitud erróneos [99].

4.4.3. **Dynamic Time Warping**

El método DTW (Dynamic Time Warping), una técnica de alineamiento temporal no lineal, que se usa comúnmente en la normalización en longitud y en la estimación de la disimilitud entre dos señales. Los fenómenos que ocurren en el proceso de captura pueden llevar a que señales de la misma naturaleza puedan ser obtenidos a diferentes tazas de muestreo, de modo a que no existe una sincronización temporal. Aunque, la ausencia de alineamiento no obedece a una sola causa, sino que pueden producirse variaciones localizadas que aumentan o disminuyen la duración del tramo de análisis. En el análisis de señales de electrocardiograma (ECG), el proceso de extracción de latidos genera señales de diferentes longitudes, dado que se extraen a partir de la distancia entre picos, que particularmente varía dinámicamente. Entonces, en estos casos, debe hacerse una normalización temporal previa, que consiste en ajustar las longitudes de las señales a un mismo valor, para que los vectores puedan ser comparados a través de alguna de las medidas mencionadas. La normalización puede llevarse a cabo con métodos lineales y no lineales. En la normalización temporal lineal se escala el vector de menor longitud para que los dos vectores a comparar tengan la misma longitud. Así, para calcular la disimilitud entre dos señales se deben interpolar la señal de menor longitud hasta que coincida con la longitud de la otra señal. La normalización temporal lineal no siempre se realiza de manera adecuada, lo que puede llevar a la obtención de desplazamientos y valores de disimilitud erróneos [99].

El valor de la disimilitud se obtiene en el ´último elemento de una matriz, denominada matriz de programación dinámica G, que se denota con $G[n_x - 1, n_y - 1]$, donde n_x y n_y son las longitudes de los vectores x e y a comparar. Este valor debe normalizarse respecto a la longitud del camino de alineamiento para evitar el efecto de la longitud. La matriz G tiene tantas filas como

la longitud del primer vector y tantas columnas como la longitud del segundo vector, como se muestra en la Figura 24.

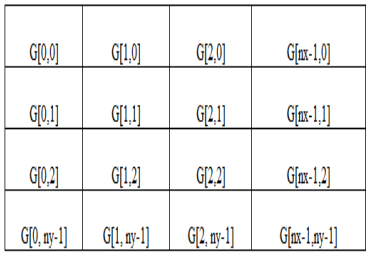


Figura 24. [99] Matriz de programación dinámica G.Recuperado de: http://www.bdigital.unal.edu.co/2112/1/Diegohernanpeluffoordonez.2009.pdf

Esta matriz se construye de forma que cada uno de sus elementos o nodos, represente el costo acumulado del alineamiento entre los vectores hasta llegar a ese punto. La matriz de programación dinámica es el plano discreto en donde se traza el camino de alineamiento. El objetivo del algoritmo consiste en encontrar el camino de alineamiento de costo mínimo entre los dos vectores. Este camino se definirá como el conjunto ordenado de nodos que se encuentran desde el nodo inicial (i_1, j_1) hasta el nodo final (i_N, j_N), de la forma: $(i_1, j_1), (i_2, j_2) \ldots (i_N, j_N)$ .El costo asociado a un camino completo puede calcularse a partir de la Eq. 25 con la suma del costo de cada una de las transiciones, donde K representa la cantidad de nodos del camino.

$$\mathrm{D} = \sum_{k=1}^{K} d[(i_{k-1}, j_{k-1})|(i_k, j_k)] \qquad \text{Eq. 25}$$

Adicionalmente, es necesario aplicar un factor de ponderación a las transiciones. Este factor se relaciona con el conjunto de transiciones o producciones y representa la longitud correspondiente a la transición. El costo acumulado ponderado está determinado por la Eq. 26 es de la donde $w(a_k, b_k)$ representa el factor de ponderación debido a la transición de (i_k, i_k) a (i_{k-1}, i_{k-1}).

$$\mathrm{D} = \sum_{k=1}^{K} d[(i_{k-1}, j_{k-1})|(i_k, j_k)]w(a_k, b_k) \qquad \text{Eq. 26}$$

Finalmente, se realiza una normalización con respecto de la longitud, así:

$$\mathrm{D} = \frac{\sum_{k=1}^{K} d[(i_{k-1}, j_{k-1})|(i_k, j_k)]}{\sum_{k=1}^{K} w(a_k, b_k)]} \qquad \text{Eq. 27}$$

La expresión recursiva para la obtención de cada elemento de la matriz G es:

$$\mathrm{G[i,j]} = \min_{a,b,P} \sum_{k=1}^{K} d[(i_{k-1}, j_{k-1})|(i_k, j_k)]w(a_k, b_k) \qquad \text{Eq. 28}$$

donde $\mathrm{G[i-a, j-b]}$representa el costo mínimo acumulado considerando el conjunto de producciones P. Utilizando el conjunto de producciones P1, la matriz G se obtiene con:

$$\mathrm{G[i,j]} = \begin{cases} \mathrm{G}[i, j-1] \ + \mathrm{d}[(i,j)|(i,j-1)] \\ \mathrm{G}[i-1, j] \ + \ \mathrm{d}[(i,j)|(i-1,j)] \\ \mathrm{G}[i-1, j-1] \ + \ 2\mathrm{d}[(i,j)|(i-1,j-1)] \end{cases} \qquad \text{Eq. 29}$$

donde el nodo inicial es $G[0,0] \ = \ |x[0] \ - \ y[0]|$. Con esto la disimilitud es;

$$\mathrm{D} = \frac{G[n_x - 1, n_y - 1]}{n_x - 1 + n_y - 1} \qquad \text{Eq. 30}$$

4.5. **Diseño experimental**

4.5.1. **Enfoque metodológico de la investigación**

El tipo de investigación seleccionado para este estudio es exploratorio con diseño no experimental longitudinal que pretende la obtención de la cinemática articular de rodilla en la marcha en dos diferentes momentos con el fin de establecer la exactitud y repetibilidad de la herramienta diseñada. La muestra es no probabilística, pues se trata de un estudio exploratorio; es

decir, no resulta concluyente, sino que su finalidad es documentar ciertas experiencias de una población.

4.5.2. **Población y muestra**

La selección individuos se hace sin intentar que sean estadísticamente representativos de una población determinada. Este estudio contempló dos momentos. Primero el establecimiento de un patrón de marcha normal en donde los criterios de inclusión son los siguientes:

- Sujetos sanos.
- Sujetos del sexo masculino.
- Sujetos con edades entre 18 y 34 años.
- Sujetos con IMC normal.

Los criterios de exclusión:

- Sujetos con antecedentes de patologías neurológicas, cardiorrespiratorias, metabólicas, psicológicos.
- Sujetos con exoesqueletos, prótesis o herramientas de apoyo para la bipedestación.
- Sujetos que practican de manera profesional algún deporte.

Como segunda medida se realiza una valoración de dos casos de estudio, donde existen alteraciones en el patrón de marcha.

4.5.3. **Descripción de variables**

A continuación, se estable la matriz metodológica en donde se definen las variables sociodemográficas, antropométricas, cinemáticas y espacio-temporales. Las variables sociodemográficas son obtenidas a partir de entrevista personal.

Tabla 15.
Variables Sociodemográficas.

Variables	**Tipo**	**Nivel de medición**	**Valores**
Edad	Cuantitativa	Razón discreta	[17-28]
Sexo	Cuantitativa	Nominal	Hombre, Mujer
Estado Civil	Cualitativa	Nominal	Casado, Soltero, Unión libre
Tabaquismo	Cualitativa	Nominal	Siempre, Nunca, Ocasionalmente
Actividad Física	Cualitativa	Nominal	Siempre, Nunca, Ocasionalmente
Actividades Laborales	Cualitativa	Nominal	• Entre 1 y 2 días • Entre 3 y 4 días • Entre 5 y 6 días

Las variables antropométricas son obtenidas mediante inspección realizada por el fisioterapeuta mediante uso de instrumentos como tallímetro, balanza y cinta métrica.

Tabla 16.
Variables Antropométricas.

Variables	**Tipo**	**Nivel de medición**	**Categoría**	**Observaciones**
Talla	Cuantitativa	Razón Continua	Centímetros	Medición tomada con tallímetro.
Peso	Cuantitativa	Razón Continua	Kilogramos	Medición tomada con una balanza.
IMC	Cuantitativa	Razón Continua	Kg/cm^2	Calculado.
Longitud de Muslo	Cuantitativa	Razón Continua	Centímetros	Medición tomada con cinta métrica.
Longitud de Pierna	Cuantitativa	Razón Continua	Centímetros	Medición tomada con cinta métrica.

Mientras las variables cinemáticas y espacio-temporales son extraídos mediante uso de la herramienta tecnológica propuesta, las características son mostradas en la *Tabla 17*.

Tabla 17.
Variables Cinemáticas y Espacio-Temporales.

Variables	**Tipo**	**Nivel de medición**	**Categoría**	**Observaciones**
Apoyo	Cuantitativa	Razón Continua	Porcentaje	Dispositivo de medición de fuerza
Velocidad	Cuantitativa	Razón Continua	Metros/segundo	Mediciones realizadas por Software
Flexión- Extensión de rodilla	Cuantitativa	Razón Continua	Grados	Medida por el software en plano sagital.

Finalmente se realiza un análisis de las fases de la marcha a través de los datos obtenidos a través de la técnica de videogrametría, en donde se establece una descripción de las fases.

Tabla 18.
Análisis Cualitativo de las fase de la marcha

Variables	**Tipo**	**Nivel de medición**	**Categoría**	**Observaciones**
Contacto Inicial	Cualitativa	Nominal	Ninguna	Todas estas variables fueron descritos a través de un análisis observacional de los videos.
Respuesta a la carga	Cualitativa	Nominal	Ninguna	
Soporte medio	Cualitativa	Nominal	Ninguna	
Soporte terminal	Cualitativa	Nominal	Ninguna	
Prebalanceo	Cualitativa	Nominal	Ninguna	
Balanceo inicial	Cualitativa	Nominal	Ninguna	
Balanceo Medio	Cualitativa	Nominal	Ninguna	
Balanceo terminal	Cualitativa	Nominal	Ninguna	

4.5.4. **Técnicas de recolección de la información**

Para realizar la recolección de la información se obtendrán datos a través de fuentes de información primaria por medio de una encuesta realizada a los sujetos que cumplan con los criterios de inclusión; se realizó un instrumento mediante el uso de aplicativo software para registrar la información sobre las variables sociodemográficas y medidas antropométricas. Adicionalmente este instrumento busca identificar el estado de salud de los sujetos que participan

en el estudio en relación a frecuencia con la que practica deporte y otro tipo de hábitos. El fisioterapeuta realiza el examen de marcha mediante inspección visual con el fin de dar un concepto sobre el estado de la marcha y de la misma manera es registrada en otro apartado del instrumento. Las variables temporales, espacio-temporales y cinemáticas son registradas por la herramienta software a través del uso de IMU y Kinect. Los datos registrados de ambos dispositivos, la cinemática articular y videos quedaron almacenados mediante uso de una base de datos y en físico. Todos los sujetos firmaron el consentimiento informado antes de proceder a realizar cualquier procedimiento de evaluación de la investigación.

4.5.5. **Instrumentos de recolección de información**

El equipo investigador realizó la recolección de los datos, a través de un aplicativo software que contiene los campos de las características socio-demográficas y antropométricas de los participantes. Los parámetros de la marcha antropométricos, espaciotemporales y cinemáticos son obtenidos a través de la realización del examen. Todos estos datos se obtuvieron a través de encuesta y de mediciones directas de cada participante del estudio.

4.5.6. **Procesos de obtención de la información**

a. Contactos institucionales.
b. Se explicó a cada participante los requisitos para el proceso de evaluación (ropa cómoda y disponibilidad de 1 hora para la realización de la prueba).
c. Presentación del proyecto a los participantes.
d. Firma del consentimiento informado (Anexo 2).
e. Se procede a encuestar a cada participante.
f. Valoración por inspección visual y a través de dispositivos de la marcha en pasarela.

4.5.7. **Protocolo para la realización de examen de marcha**

Los datos fueron capturados teniendo en cuenta los protocolos y guías de evaluación funcional de la marcha humana. La base de datos considerada en este estudio fue obtenida a partir de un total de 12 sujetos a los que se les realizó una valoración de rangos articulares y se les explico el procedimiento a realizar. El objetivo de esta prueba fue realizar medición de la cinemática articular de rodilla a través de la marcha humana en el plano sagital. A continuación, se describe el protocolo usado durante el proceso de evaluación:

a. La persona encargada de la realización de la prueba dio instrucciones detalladas acerca de la realización prueba, el objetivo y los riesgos de realizarla. El individuo aceptó las condiciones de la prueba mediante firma de consentimiento informado.
b. Se realizaron mediciones antropométricas talla, peso y medición de segmentos corporales de pierna y muslo.
c. Se procedió al registro y recolección de variables sociodemográficas correspondiente de la información personal de cada individuo.
d. El sujeto fue equipado del dispositivo IMU, cada componente es colocado en cada articulación del miembro inferior izquierdo.
e. El personal técnico realizó el monitoreo del software realizó el proceso de calibración de los dispositivos IMU y Kinect.
f. Se procedió a dirigir al sujeto al punto de partida y se indicó el arranque de la marcha. El espacio seleccionado contaba con una distancia de 6m, capturando de manera efectiva alrededor de 2m mientras caminaba hacia el dispositivo Kinect dentro del rango de [2.1 – 4.1m] como se muestra en la Figura 25.

g. El software realizó el registro tanto de los datos del esqueleto de Kinect correspondiente a las coordenadas (x, y, z) en metros de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo para la pierna izquierda en el tiempo y los datos de la articulación de rodilla dados por IMU.

h. Este mismo proceso se realizó un total de 10 veces, para 12 sujetos diferentes. La prueba se repitió 10 días después bajo las mismas condiciones.

i. La etapa de validación se realizó mediante la técnica de fotogrametría digital (Técnica usualmente utilizada para este examen). Se utilizó la cámara Logitech 920 con una tasa de muestreo de 30 FPS y el uso de marcadores en las posiciones de cadera, rodilla y tobillo.

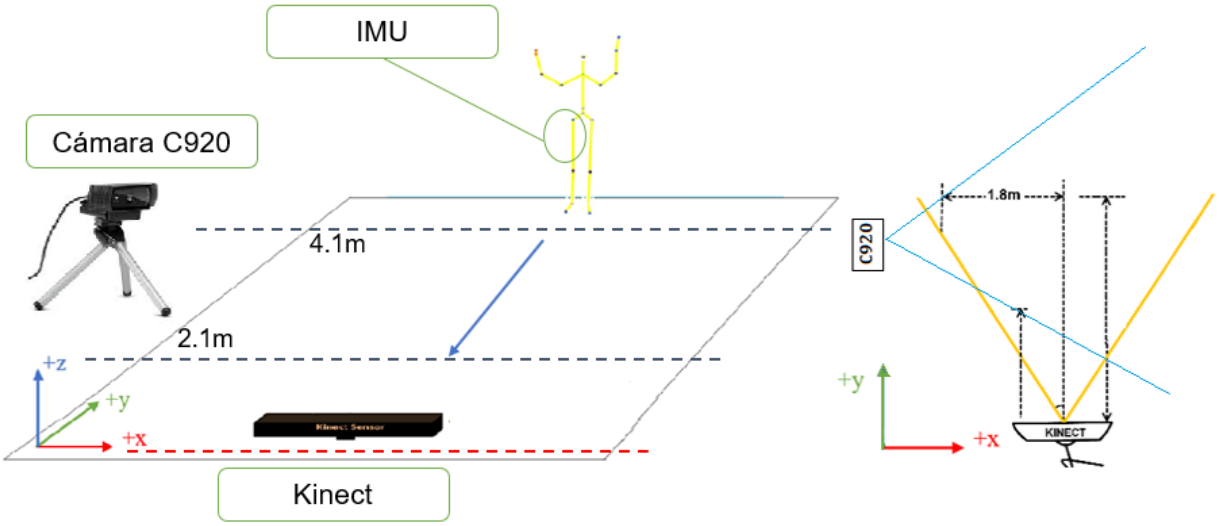


Figura 25. Configuración de dispositivos de captura en la escena. Fuente Elaboración y Formulación propia.

4.5.8. **Análisis estadístico**

El análisis estadístico se llevó a cabo utilizando un *Script* desarrollado en el entorno de desarrollo GNU Octave y mediante uso las bibliotecas de procesamiento de señales. La comparación estadística que se realizó para determinar la fiabilidad y repetibilidad de las medidas son descritos a continuación:

Fiabilidad de las medidas de IMU y Kinect. El primero busca determinar hasta qué punto los resultados obtenidos con diferentes instrumentos de medida o con diferentes observadores concuerdan, o son equivalentes. En este caso se realizará la comparación entre las medidas de ángulo obtenidas por IMU y Kinect con respecto a la técnica de videogrametría. Las medidas estadísticas usadas fueron el promedio y la desviación estándar de la raíz cuadrada media (RMSE) y el coeficiente de correlación intraclase (*ICC* por sus siglas en *inglés*).

Repetibilidad de las mediciones. El segundo consiste en determinar el grado de repetibilidad o consistencia de los resultados cuando se repite la medición con el mismo instrumento en condiciones idénticas. Para la cuantificación de este parámetro se planificó la realización de dos sesiones con diferencia de 5 días. Las medidas estadísticas usadas fueron el promedio y la desviación estándar de RMSE y el coeficiente de correlación intraclase (*ICC* por sus siglas en *inglés*).

5. Resultados y Discusión

5.1. Preprocesamiento, calibración y filtrado de las señales

Una vez implementado el dispositivo hardware de medición propuesto en la sección 6.3.1 se procede a realizar el proceso de filtrado tanto de Kinect como de los sensores IMU. En esta etapa, se realizó un muestreo de Kinect y del dispositivo IMU a una frecuencia de 30Hz y 70 Hz respectivamente y se procedió a realizar el proceso de filtrado de las medidas de ángulo, a partir del uso de uso de un filtro complementario y un predictor Kalman descrito en la sección 4.4.5 y 0. El filtro complementario se aplica para contrarrestar los efectos de la deriva, como parte del error residual que queda de la integración de la frecuencia angular de los giróscopos. El comportamiento de la señal sin filtro lleva a que el valor de ángulo se encuentre en un valor de -5° en un tiempo de 40 segundos. Además, es posible inferir que las mediciones de ángulo se estabilizan luego de un tiempo mayor o igual a 12 segundos. Posteriormente se aplica el filtro Kalman, donde uno de los parámetros necesarios para su aplicación, es la estimación de las matrices de covarianza Q y R asociadas al ruido. El valor de R se puede obtener de manera experimental a partir del cálculo de varianza de un número determinado de mediciones, es este caso se seleccionó la medición del estado inicial del sistema $\rho^{Knee}{}_{k}^{-} = 0°$. Se adquirieron datos en un tiempo de 20 segundos un total de 10 mediciones y se encontraron valores de covarianza de 0.028 para IMU y de 0.44 para Kinect. Estos errores se asocian al componente de velocidad angular dado el modelo de estimación de ángulos dadas por las ecuaciones Eq. 15, Eq. 16 y Eq. 17. El valor de Q es más difícil de encontrar dado que no hay acceso al estado, este valor se estimó teniendo en cuenta el comportamiento de las señales como se muestra en la figura (4), realizando variaciones de este parámetro entre 0.001- 0.1.

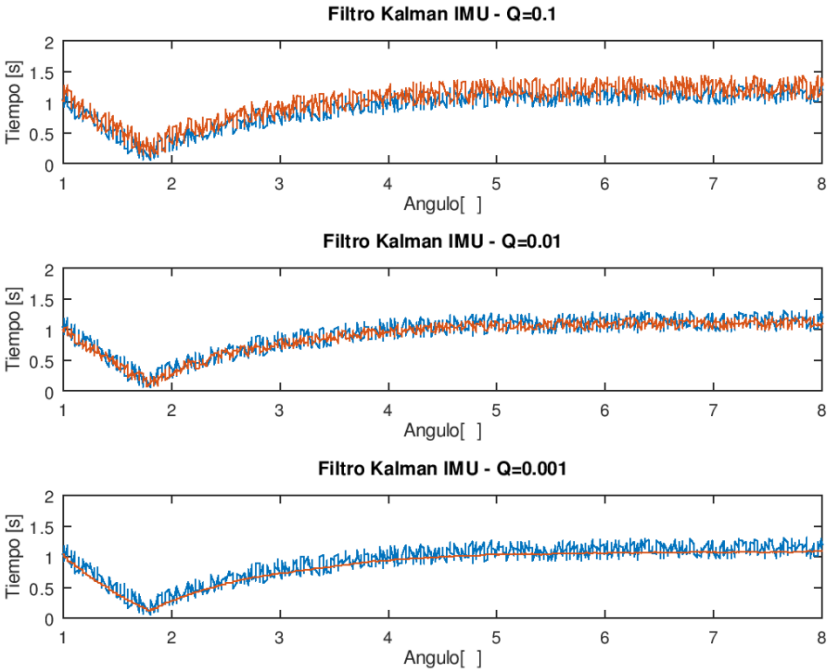


Figura 26. Sintonización de parámetro de Q asociado al ruido blanco. Fuente Elaboración y Formulación propia.

Una vez se realiza el proceso de filtrado se procede al ajuste de orientación de los dispositivos respecto al sistema de referencia global. Esta etapa busca que el origen de los sistemas coordenados de IMU y Kinect se encuentren alineados para las etapas de procesamiento. Una vez validado para medición de ángulos estáticos, se procede a la calibración del sistema sobre el sujeto. El ángulo obtenido corresponde al de la articulación de la rodilla en el plano sagital, obtenido a partir de la las mediciones (*Pitch, Roll y Yaw*) de los dispositivos IMU colocados en los segmentos corporales del muslo y de la pierna. El ajuste de la medición corresponde al cálculo de los ángulos teniendo en cuenta el marco de referencia global y la ubicación de los dispositivos IMU. Este procedimiento consta de encontrar unos parámetros de compensación para llevar a cero las medidas y luego promediarlas.

5.1.1. **Captura de datos de validación por técnica de videogrametría**

Con el fin de validar el sistema implementado en este estudio se procedió a usar la técnica por videogrametría digital. Esta técnica requirió de una secuencia de imágenes capturados por una cámara a una resolución espacial de 1920x1080 y temporal de 30 FPS correspondientes a la información del ciclo completo de la marcha en el plano sagital. La medición del ángulo de rodilla se realiza a partir de una herramienta diseñada en Python que permite la identificación de los puntos anatómicos colocados en el tobillo, rodilla y cadera mediante directamente sobre la imagen digital mediante el uso del mouse. Este proceso fue realizado por un fisioterapeuta en un total de 12 videos, se seleccionó un total de 2 videos por sujeto. La interfaz gráfica diseñada puede verse en la Figura 27.

Figura 27. Herramienta computacional para validación del sistema de medición. Fuente Elaboración y Formulación propia.

5.2. **Sincronización y alineación temporal de IMU y Kinect**

Esta es una etapa sumamente importante para la realización de operaciones sobre las señales obtenidas de los diferentes instrumentos de medición (Videogrametría, Kinect e IMU), tanto para el proceso de comparación de medidas entre dispositivos, como para el modelo de fusión de datos para la corrección geométrica brindado por Kinect. La sincronización temporal de las señales, ha

sido identificado por algunos autores como un criterio que lleva a mejorar la estimación de las medidas en sistemas de fusión de datos. Autores como Chen et al. [100] reporta variabilidad en las medidas de 7.44° a 9.6° para señales sincronizadas y no sincronizadas respectivamente. El algoritmo de sincronización usado fue el de máxima correlación ya que demostrado ser efectivo para la estimación del desfase de las señales [69]. Es así como el tiempo de corrimiento de la señal fue tomado de la señal de mayor tasa de muestreo, es decir la del dispositivo IMU con una tasa de 120 Hz, correspondiente a un periodo de captura de $\Delta t = 8.3\, ms$. Al aplicar la correlación entre las dos señales, se encontró un valor máximo para un tiempo promedio de $24.15 ms$. Esta estimación fue realizada para un total de 12 señales analizadas.

5.3. **Mediciones de ángulo de rodilla en posiciones fijas**

Con el fin de establecer la fiabilidad de las mediciones se realiza un experimento controlado en el que se realizan variaciones de ángulo sobre una base fija y se comparan a las medidas realizadas por el goniómetro. Los valores pueden ser observados en la Figura 28, en donde la diferencia entre ambas técnicas es de un RMSE de 1.98° y ICC de 0.98.

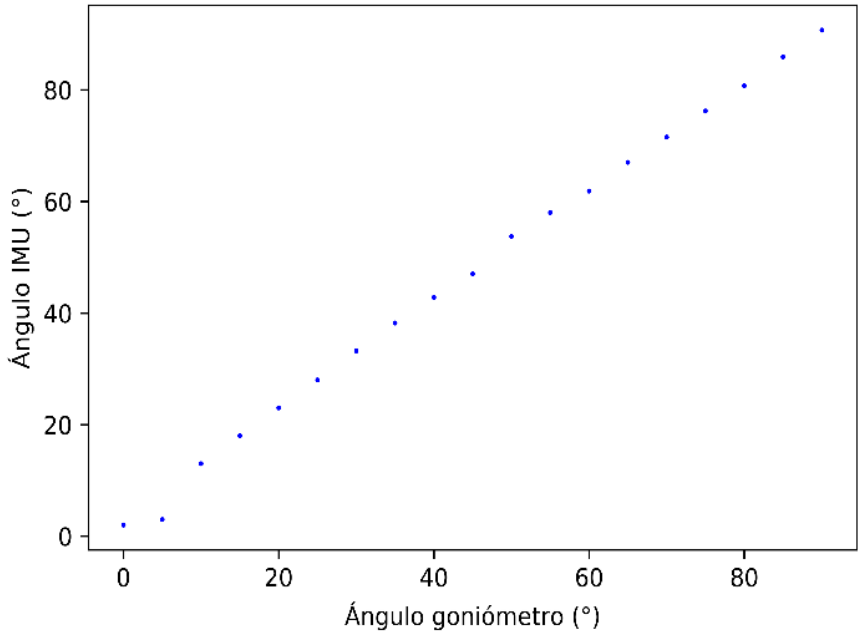


Figura 28. Comparación estática de las medidas del dispositivo IMU respecto al goniómetro. Fuente Elaboración y Formulación propia.

Una vez realizado el proceso de medición y calibración se procede a la obtención de la fiabilidad de las medidas a partir de las medidas estadísticas descritas en la sección 4.5.8. En las secciones 5.4, 5.5 y 5.6 serán descritos estos procedimientos.

5.4. **Fiabilidad de las medidas de IMU**

Una vez realizado el proceso de sincronización de las señales y la adquisición de los datos del instrumento de referencia se procedió a realizar el proceso de comparación de las medidas entre IMU y técnica de videogrametría. El valor de RMSE fue obtenido para los 12 sujetos, un total de 2 videos por sujeto. El valor de ICC es estimado a apartir de los valores representativos de patrón de marcha de la sesión 1 con respecto a la sesión 2.

Tabla 19.
Comparación de las mediciones entre técnica de videogrametría y IMU.

Sujeto	RMSE	ICC
1	4,0 (0,1)	0,88
2	4,0 (0,2)	0,86
3	3,4 (0,4)	0,92
4	3,5 (0,2)	0,93
5	2,8 (0,3)	0,95
6	3,1 (0,4)	0,94
7	3,2 (0,2)	0,95
8	2,8 (0,3)	0,95
9	3,0 (0,2)	0,94
10	3,5 (0,3)	0,92
11	3,1 (0,2)	0,95
12	2,9 (0,3)	0,94
Promedio	**3,3(0,25)**	**0,92**

*El valor de RMSE corresponde a la notación promedio (desviación estándar).

Los resultados muestran valores de RMSE en el rango de [2.9-4.0°] y valores de ICC promedio de 0.92, un valor que indica la estrecha relación existente entre las medidas realizadas por ambas técnicas. Los resultados respecto a RMSE y ICC a las dos sesiones se puede observar en la Figura 29

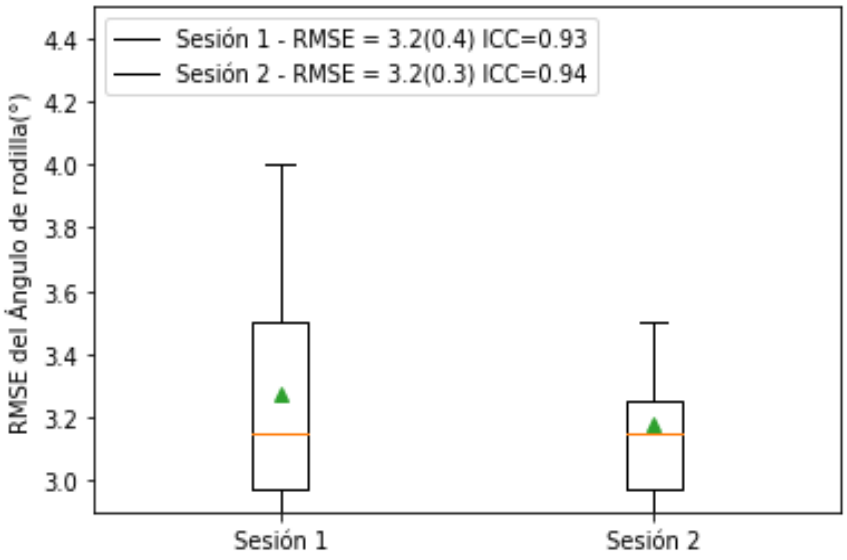


Figura 29. Exactitud de IMU para las sesiones de los 12 sujetos. Fuente Elaboración y Formulación propia.

Estos resultados indica que el método propuesto de fusión de datos del giróscopo y el acelerómetro es adecuado, siendo pertinente denotar que el sensor usado es a bajo costo. De la misma manera reafirma la importancia del proceso de calibración y ajuste de cada uno de los dispositivos en la obtención de medidas con poco error.

5.5. **Fiabilidad de los datos de Kinect**

Para el caso del sensor Kinect se inicia con una etapa de calibración de las medidas de profundidad, en donde se estable la curva de relación entre distancia y profundidad. Los datos del esqueleto se obtienen a una tasa de muestreo promedio de 30Hz, y dado que la precisión de las medidas de ángulo está relacionada con las coordenadas espaciales de las articulaciones de miembro inferior. Para el estudio se seleccionaron 2 puntos denominados *Spine* e *Hip Center* para el proceso experimental de calibración de medidas como se logra ver en la Figura 30

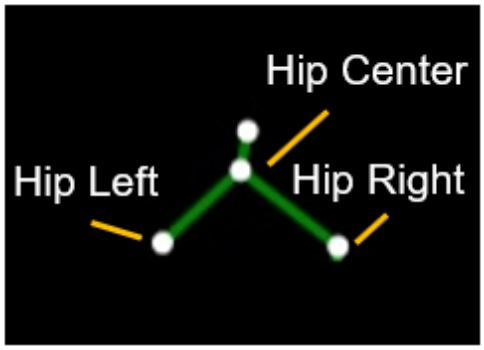


Figura 30. Puntos del esqueleto de kinect seleccionados para el proceso de calibración de distancia. Fuente Elaboración y Formulación propia.

Teniendo en cuenta los resultados de la gráfica de la Figura 31, la precisión de Kinect es mayor cuando el sujeto se encuentra a unos 2m del dispositivo (2–2.3 m). Fuera de este rango de distancia, existe una propagación de los errores.

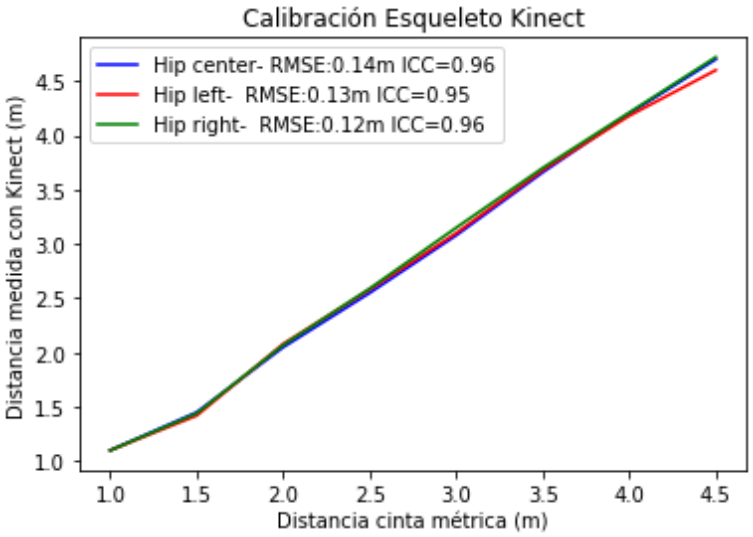


Figura 31. Precisión de las medidas Vs Distancia. Fuente Elaboración y Formulación propia.

Las imágenes del esqueleto son capturadas a una resolución de 640x480 pixeles y 30FPS, de los cuales se obtiene los puntos del esqueleto de miembro inferior izquierdo. Sobre los puntos obtenidos se aplica el modelo para la estimación de ángulo $\rho^{Knee}(t)$. Este ángulo es contrastado y comparados con las medidas realizadas por la técnica de videogrametría.

Tabla 20.
Comparación de las mediciones entre técnica de videogrametría y Kinect.

Sujeto	RMSE	ICC
1	17(5)	0,60
2	18 (10)	0,58
3	17 (8)	0,62
4	16 (7)	0,63
5	20 (12)	0,65
6	18 (12)	0,62
7	17 (10)	0,66
8	21 (8)	0,63
9	16 (9)	0,58
10	15 (8)	0,62
11	15 (11)	0,64
12	19 (14)	0,63
Promedio	**17(10)**	**0,62**

*El valor de RMSE corresponde a la notación promedio (desviación estándar).

En la *Tabla 20* se describen los resultados obtenidos de RMSE en el rango de [15- 20°] para un valor promedio de 17. De la misma manera los valores de ICC se encuentran entre 0.58 y 0.66 lo que indica una baja relación entre las medidas realizadas por ambas técnicas. Estos resultados permiten inferir que Kinect, al menos de manera directa no es apto para medición de ángulos al de rodilla bajo el esquema y arquitectura actual. Sin embargo, es notable tener en cuenta que la fiabilidad en distancia es alta, lo que indicaría que es posible una fusión de los datos geométricos de Kinect y las medidas de ángulo de IMU.

5.6. **Repetibilidad de las medidas obtenidas por IMU**

Para medir cuantitativamente la consistencia de los datos de IMU, se planificó la realización de las medidas en dos sesiones diferentes. Se buscó que las condiciones y lugar de dichas medidas fueran las mismas con el fin de no afectar el desarrollo de las pruebas. Las métricas fueron el valor de RMSE y valor máximo de medición para los 12 sujetos. Estos parámetros fueron calculados para la primera y segunda sesión de manera independiente con el fin de poder encontrar, que tanto varía una señal correspondiente a una misma sesión, y de esta manera lograr inferir si existe un existen cambios significativos en el patrón de marcha cuando se capturan en tiempos diferentes. Esta comparación se realiza a través de diagramas de cajas y bigotes como se observa en la Figura 32.

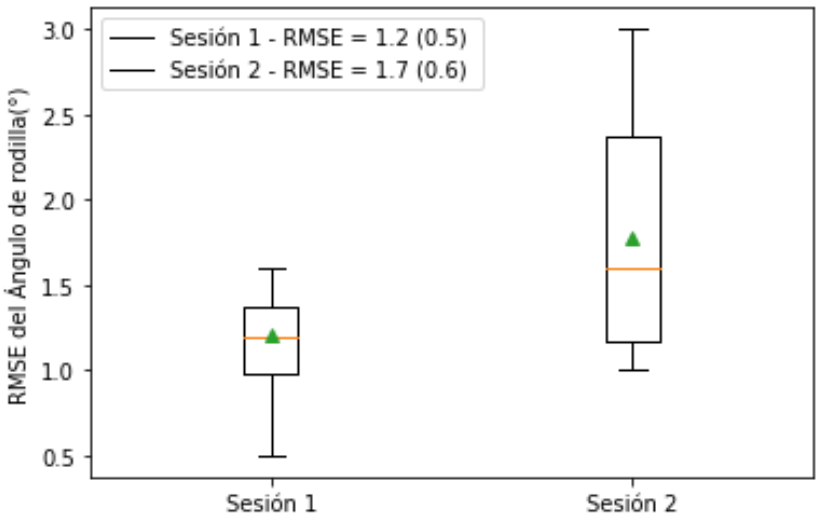


Figura 32. Comparación de valores de RMSE para las señales de las sesiones 1 y 2. Fuente Elaboración y Formulación propia.

A partir de la gráfica es posible establecer que la distribución es altamente simétrica, el rango Inter cuartil para las medidas de RMSE de la sesión 1 fue de ~1° mientras que la sesión 2 fue de ~2°. Estas medidas se encuentran dentro del rango de error permisible, teniendo en cuenta además la implicación que tiene el protocolo de calibración y de colocación el dispositivo IMU sobre la pierna. Una manera de cuantificar la cercanía de los datos de ambas sesiones es mediante la estimación del coeficiente de correlación intraclase (CCI), que a diferencia del de Pearson, este además de establecer la fuerza de dependencia entre las variables permite establecer si estas cercanas entre sí. La Tabla 21 resume los valores de promedio y desviación estándar de RMSE para las sesiones 1 y 2, así como el coeficiente CCI.

Tabla 21.
Comparación de consistencia de las mediciones para las sesiones 1 y 2.

Sujeto	RMSE Sesión 1	RMSE Sesión 2	CCI
1	1.3 (0,1)	2.7 (0.5)	0,97
2	1.0 (0,3)	1.0 (0.2)	0,99
3	1.6 (0.7)	1.8 (0.3)	0,99
4	0.5 (0.7)	1.4 (0,3)	0,97

5	1,2 (0,3)	2,6 (0,8)	0,98
6	1,2 (0,6)	1,9 (0,2)	0,98
7	1,2 (0,2)	1,1 (0,2)	0,99
8	0,9 (0,5)	1,2 (0,3)	0,99
9	2,0 (1,1)	2,3 (0,5)	0,96
10	0,5 (0,7)	1,2 (0,1)	0,98
11	2,1 (1,2)	3,0 (0,4)	0,99
12	1,0 (0,3)	1,1 (0,3)	0,98

5.7. **Mediciones y obtención de patrones normales de la marcha**

El proceso de captura, procesamiento y análisis experimental fue aplicado para un total de 12 personas que cumplieron con los criterios de inclusión de este estudio. A partir de la valoración de marcha realizado por el fisioterapeuta junto al test de movilidad articular se determinó la normalidad de la marcha de cada uno de los sujetos. El patrón de marcha normal de referencia de este estudio se obtiene a partir de la regresión de los 6 sujetos, tomando un margen de confiabilidad del 95% como se observa en la En la Figura 33,. Los otros 6 sujetos son tomados como población de estudio a fin de observar el rango de normalidad del patrón de marcha. Este margen fue analizado y definido con el fisioterapeuta teniendo en cuenta los rangos de normalidad articular de las fases de soporte y balanceo descritos en la sección 3.2.1. En las secciones siguientes se realizará la descripción de los 6 sujetos de estudio. Se realizará énfasis en el sujeto 1 con el fin de conocer el proceso de las curvas, para los sujetos 2-6 se omitirán los procedimientos detallados para la obtención de las curvas de ajuste.

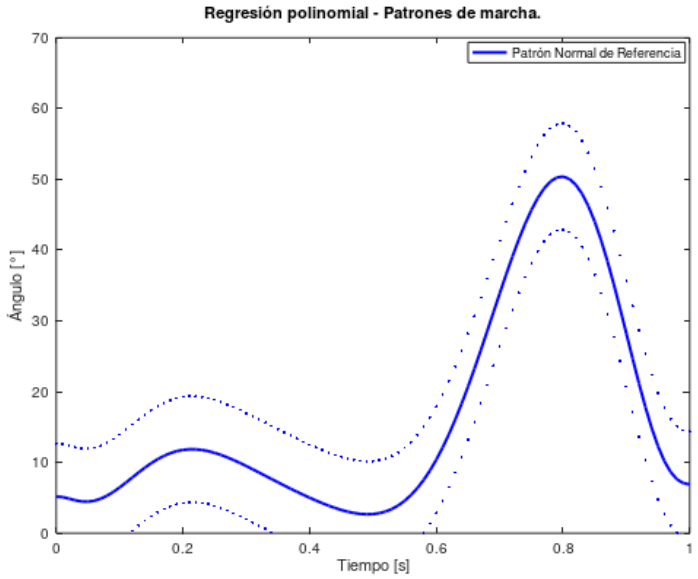


Figura 33. Patrón de marcha obtenido a partir de los datos de 6 sujetos. Fuente Elaboración y Formulación propia.

5.7.1. **Análisis de patrón de marcha normal del sujeto 1**

Edad:25	*Peso :65 Kg*	*Talla: 1.69m*	*Sexo: M*
Valoración Marcha:	*Las fases de la marcha las realiza con normalidad*		
Movilidad Articular:	*Los rangos de las articulaciones*		
Antecedentes:	*Ninguno reportado*		

Luego de la realización de la valoración por parte del fisioterapeuta se logró determinar la normalidad del proceso de marcha de este sujeto. En la Figura 34 y Figura 35 se muestra la secuencia de imágenes del ciclo completo de la marcha capturado a través de la cámara en plano sagital y Kinect en el plano frontal respectivamente.

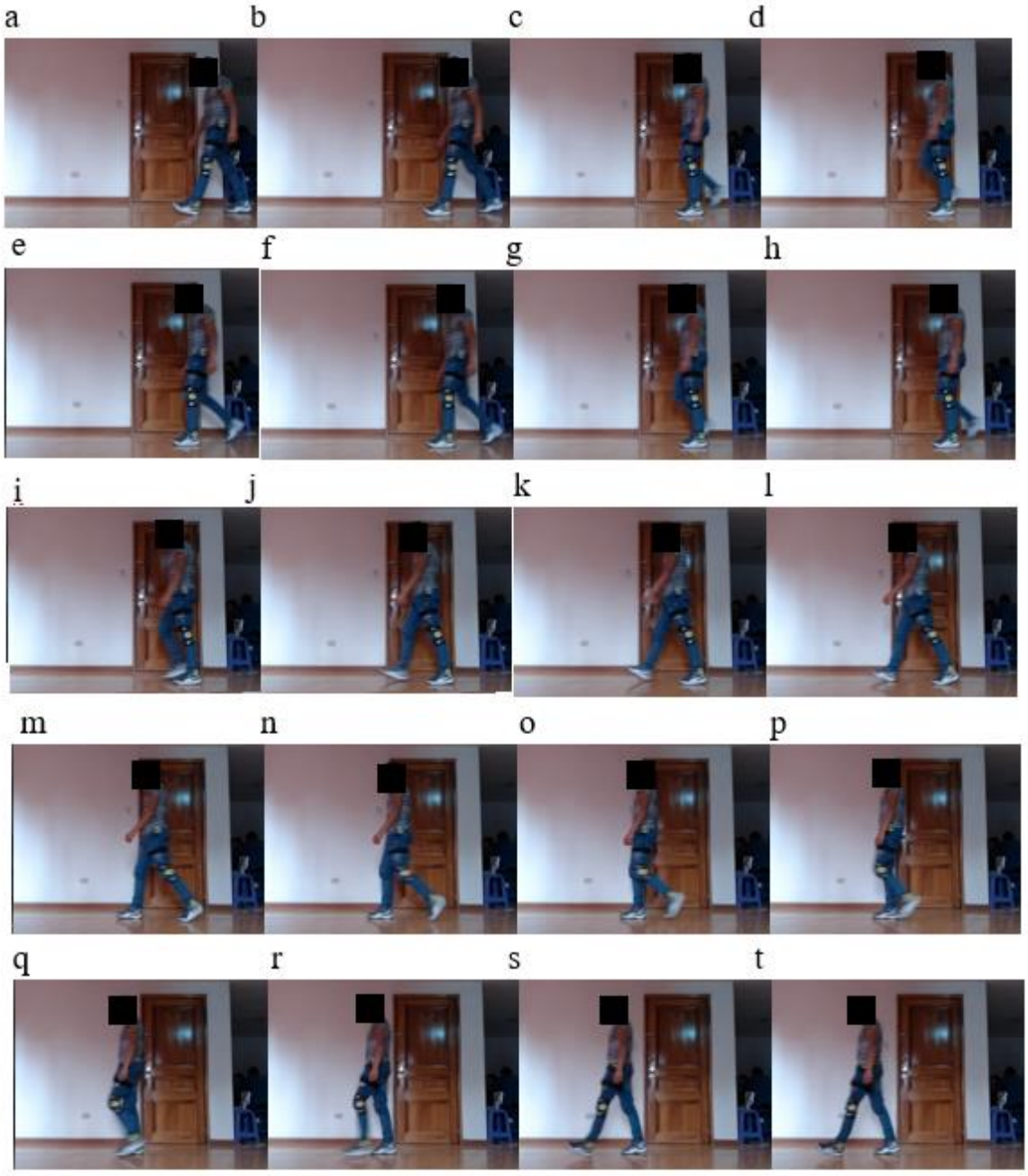


Figura 34. Ciclo de marcha vista sagital para sujeto 1. Fase de la marcha en el periodo de soporte (a-o). Fase de periodo de balanceo (p-t). Fuente Elaboración y Formulación propia.

La cámara en vista sagital fue colocada para realizar el proceso de validación de las medidas mediante técnica de fotogrametría.

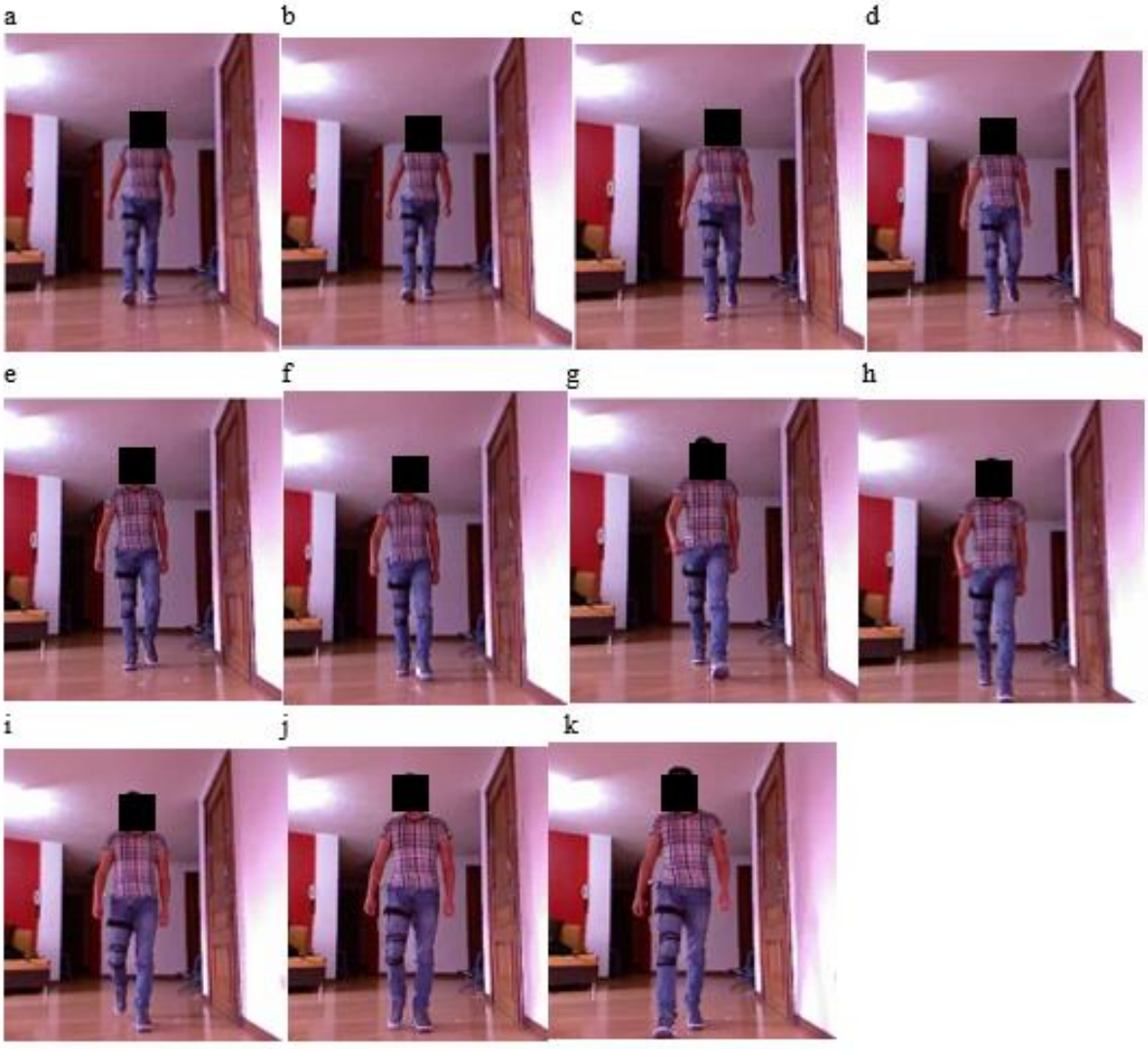


Figura 35. Ciclo de marcha vista frontal. Fase de la marcha en el periodo de soporte (a-g). Fase de periodo de balanceo (h-j). Fuente Elaboración y Formulación propia.

Luego de la aplicación del protocolo de examen de marcha se pidió a cada uno de los sujetos la realización de 10 caminatas en una distancia total de 6 metros, siendo analizados aquellos patrones en donde la marcha fuera estable, en este caso los patrones correspondientes entre los [2-4]m. Dado que la colocación del sensor de fuerza FSR puede alterar el proceso de marcha, se decidió realizar solamente 2 caminatas con el sensor, esto con el fin de disminuir la intervención del sujeto sobre la determinación del inicio y final de cada patrón de marcha.

Para realización del análisis es necesario identificar un ciclo completo de marcha, para esto es necesario realizar la segmentación de la señal. Para dicho objetivo se aplica sobre la señal un algoritmo de detección de valores máximos (ver Figura 36), junto con la localización del inicio de la marcha mediante el sensor FSR se puede obtener los factores de proporción para la segmentación de las señales, proceso descrito en la sección 4.4.2.

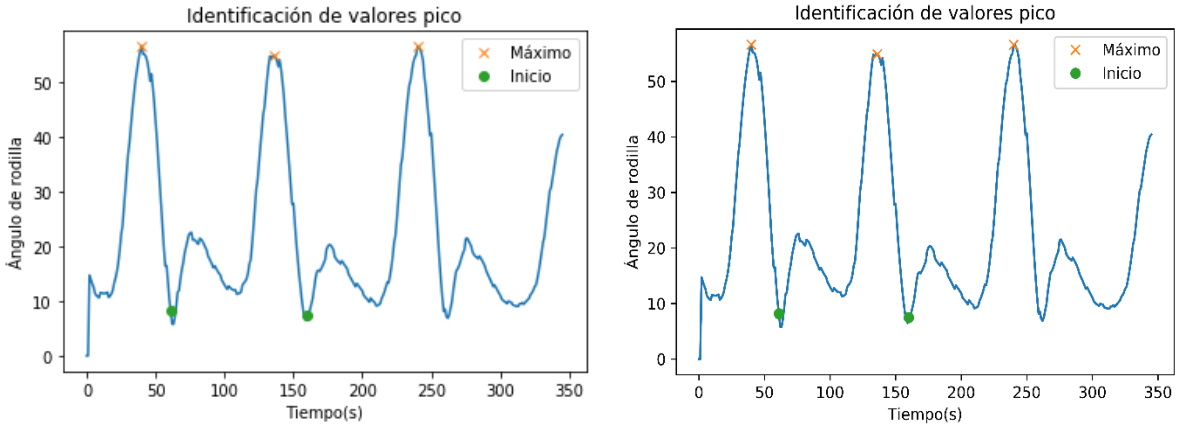


Figura 36. Imagen Izquierda. Aplicación de algoritmo de máximos en señal de sesión 1. Imagen Derecha. Aplicación de aloritmo de máximos en señal de sesión 2. Fuente Elaboración y Formulación propia.

A partir de la identificación de los parámetros P_{j-1}, P_j, P_{j+1}, X_i y X_f se calcularon las constantes de proporción $C1 = 23 \pm 0.2$ y $C2 = 76 \pm 0.2$ Estas herramientas permitieron realizar el proceso de segmentación e individualización de las señales y realizar un proceso de normalización del tiempo entre los valores [0-1]. Como se logra observar en la Figura 37 los patrones (Curvas de colores) aunque conservan una tendencia los patrones presentan una variabilidad grande, esto debido a que existe una alta dependencia a la velocidad de la marcha y velocidad angular de la articulación de la rodilla.

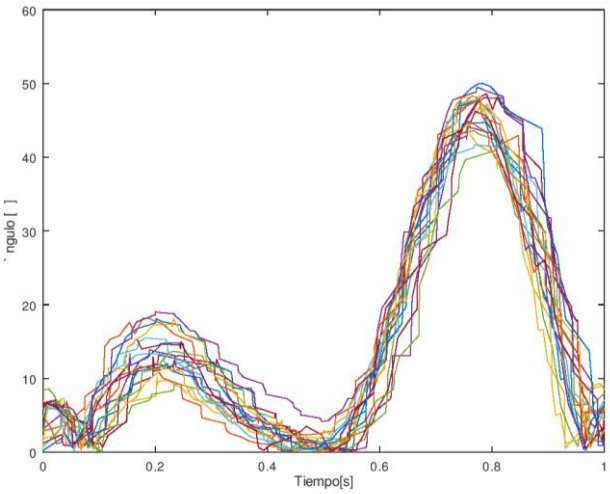


Figura 37. Identifcación de inicio de la marcha y valores máximos . Fuente Elaboración y Formulación propia.

Por los motivos citados anteriormente comparar dos señales que no se encuentren alineados temporalmente, puede llevar a estimaciones erróneas. Para esta alineación se usa la técnica DTW, cuyo procedimiento consiste en tomar una muestra de manera aleatoria como patrón y respecto a este se realiza un ajuste de las demás señales. El esfuerzo de ajuste se estima a partir del valor de disimilitud, entre más cercano sea a cero es mejor la alineación que realiza el algoritmo, como se logra observar en las Figura 38 y Figura 39.

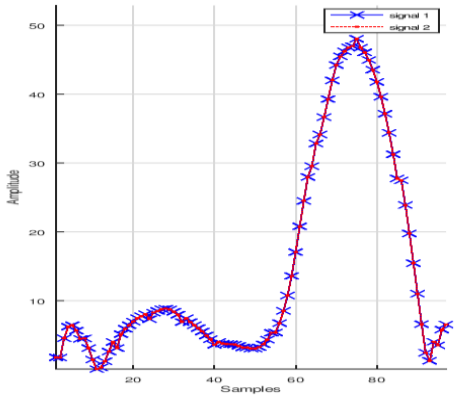


Figura 38. Aplicación de DTW sobre patrón de referencia (roja) sobre señal #1 del conjunto de patrones del sujeto 1. Fuente Elaboración y Formulación propia.

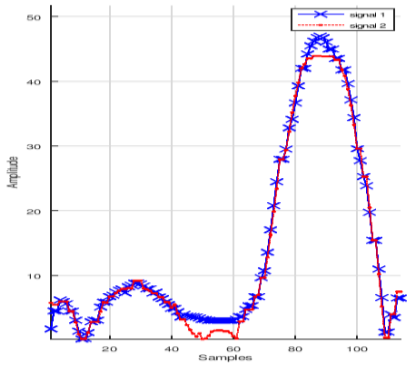


Figura 39. Aplicación de DTW sobre patrón de referencia (roja) sobre señal #2 del conjunto de patrones del sujeto 1. Fuente Elaboración y Formulación propia.

Esta alineación permite que la dispersión de los datos sea menor, y por ende patrones de marcha más alineados. Adicionalmente para el establecimiento de parámetros como RMSE y correlación CCI es necesario que cuenten con el mismo número de datos por lo que el uso de un submuestreo a todas las señales. A partir de los patrones es posible encontrar una nube de puntos sobre el cual se puede aplicar una curva de ajuste mediante el método de mínimos cuadrados, en este caso se selecciona un polinomio de grado n=10 con un intervalo de confianza del 95%.

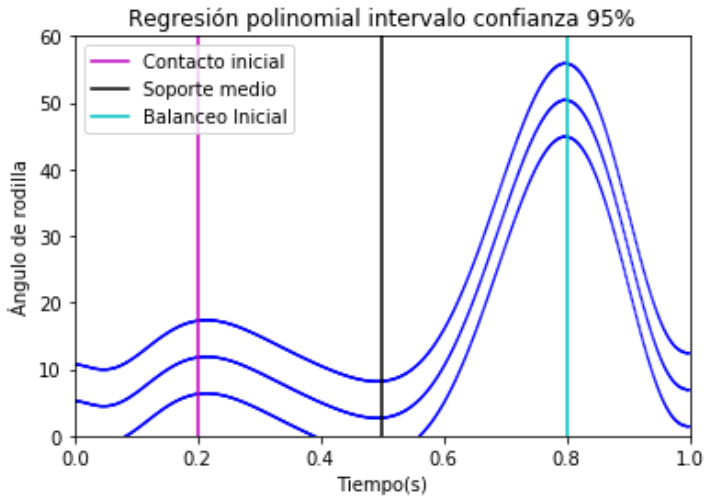


Figura 40. Curva de ajuste de los datos para sujeto 1 mediante regresión polinomial. Fuente Elaboración y Formulación propia.

En este caso el polinomio característico puede ser expresado a través de la Eq. 31.

$$-665050.79x^{10} + 3222520.74x^{9} - 6588683.62x^{8} + 7415537.75x^{7} - 5021173.16x^{6} + 2088449.50\,x^{5} - 514931.27x^{4} + 66422.49x^{3} - 3083.90x^{2} - 8.59x^{1} + 5.93 \quad \text{Eq. 31}$$

Una manera de validar el comportamiento de las curvas de marcha es mediante la obtención del comportamiento de la pierna opuesta. En este caso los ensayos experimentales han recaído sobre la pierna izquierda, por ende, se procede a realizar una caminata con los sensores implementados sobre la pierna derecha. Sobre la señal capturada se realizan los procesos descritos anteriormente hasta la obtención de un ajuste de la curva. En la Figura 41 se puede observar en azul el patrón de referencia general con sus respectivas bandas de confianza, en rojo se representa la curva de ajuste obtenida para el patrón de marcha de la rodilla izquierda del sujeto 1 y en verde la señal de ajuste para una sola muestra de caminata con la pierna derecha.

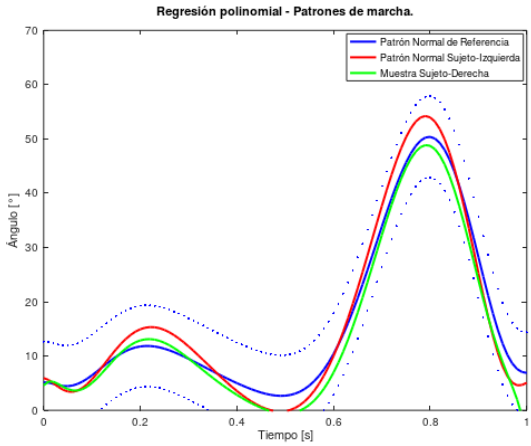


Figura 41. Curvas de ajuste de patrón de referencia de marcha, patrón de marcha de la pierna izquierda y derecha de sujeto 1. Fuente Elaboración y Formulación propia.

Este proceso descrito es aplicado para los sujetos que se describen en las secciones 5.7.2, 5.7.3, 5.7.4, 5.7.5 y 5.7.6.

5.7.2. **Análisis de patrón de marcha normal del sujeto 2**

Edad:20	*Peso:65 Kg*	*Talla:1.70*	*Sexo: M*
Valoración Marcha:	*Las fases de la marcha las realiza con normalidad*		
Movilidad Articular:	*Los rangos de las articulaciones*		
Antecedentes:	*Ninguno reportado*		

El sujeto 2 participó de manera voluntaria y le fue explicado el objetivo, alcance y riesgo de este estudio. El sujeto diligenció el documento de consentimiento informado y permitió el diligenciamiento por parte del fisioterapeuta del instrumento cualitativo y cuantitativo de valoración de marcha humana. El sujeto 2 permitió realizar la captura de una secuencia de imágenes en el plano sagital para un ciclo de marcha completo.

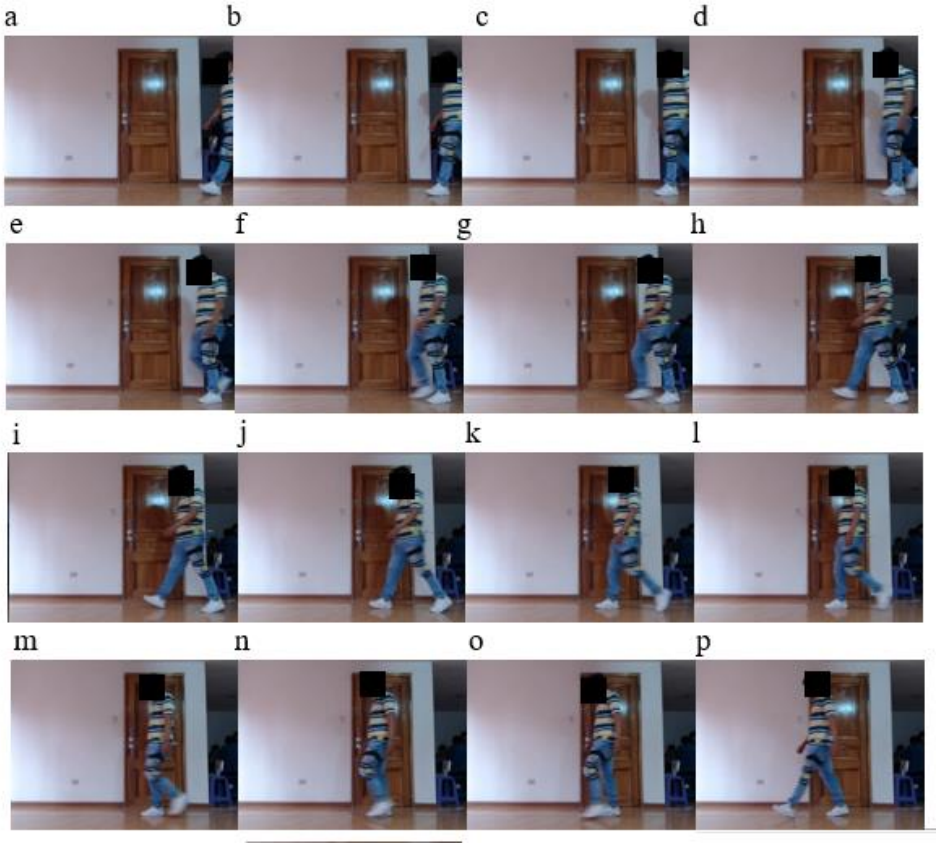


Figura 42. Ciclo de marcha vista sagital para sujeto 2. Fase de la marcha en el periodo de soporte (a-k). Fase de periodo de balanceo (l-n). Fuente Elaboración y Formulación propia.

Mediante la aplicación de la metodología de segmentación de señales se obtienen la dispersión de puntos de los patrones de marcha (Figura 43 izquierda) sobre el que se puede obtener la curva de ajuste correspondiente a un polinomio de grado n=10. Finalmente se puede observar el patrón obtenido por el sujeto 2, respecto al patrón de referencia general y la marcha de validación con la pierna contraria (Figura 43 derecha).

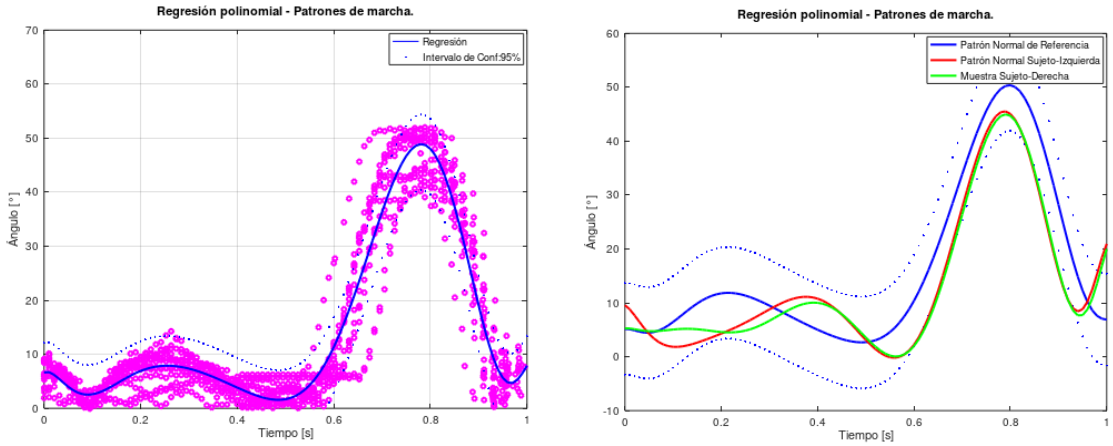


Figura 43. Imagen izquierda- Regresión polinomial por mínimos cuadrados. Imagen derecha- Curvas de referencia, patr´n normal del sujeto de pierna izquierda y derecha. Fuente Elaboración y Formulación propia.

5.7.3. **Análisis de patrón de marcha normal del sujeto 3**

Edad:26	*Peso:65 Kg*	*Talla:1.78*	*Sexo: M*
Valoración Marcha:	*Las fases de la marcha las realiza con normalidad*		
Movilidad Articular:	*Los rangos de las articulaciones*		
Antecedentes:	*Ninguno reportado*		

El sujeto 3 participó de manera voluntaria y le fue explicado el objetivo, alcance y riesgo de este estudio. El sujeto diligenció el documento de consentimiento informado y permitió el

diligenciamiento por parte del fisioterapeuta del instrumento cualitativo y cuantitativo de valoración de marcha humana. El sujeto 3 permitió realizar la captura de una secuencia de imágenes en el plano sagital para un ciclo de marcha completo.

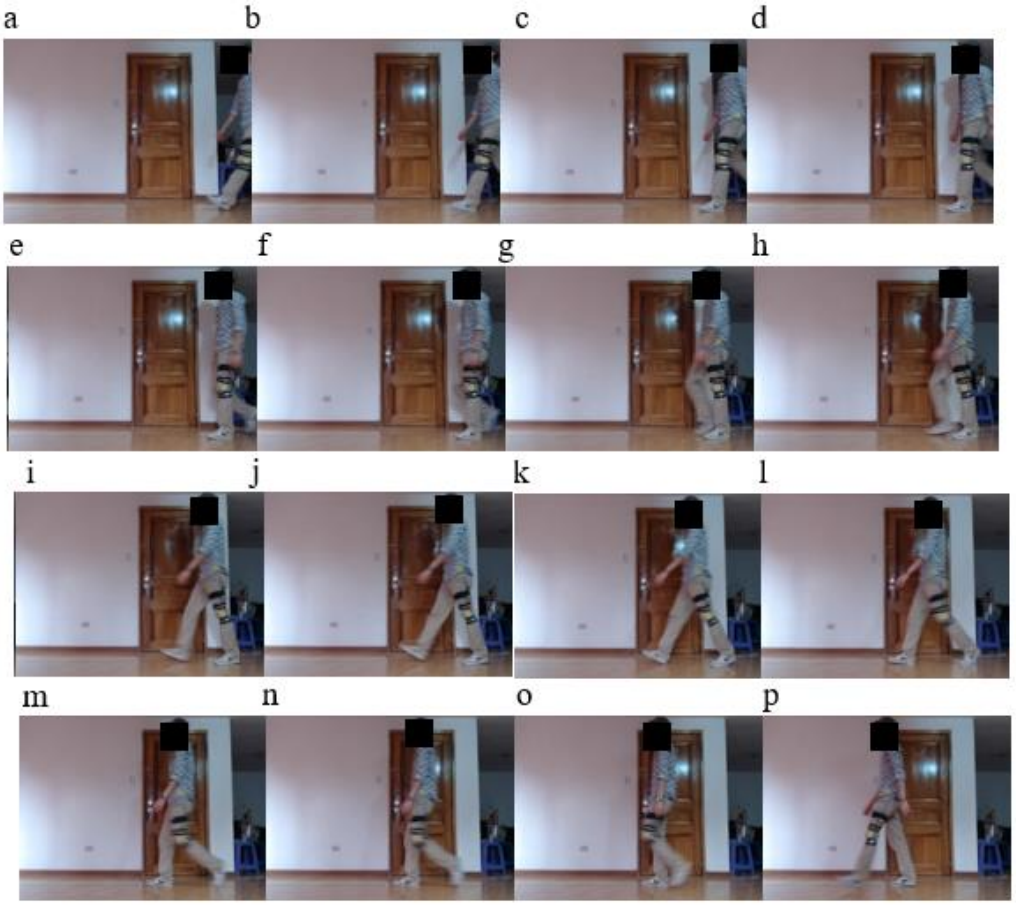


Figura 44. Ciclo de marcha vista sagital para sujeto 3. Fase de la marcha en el periodo de soporte (a-l). Fase de periodo de balanceo (m-p). Fuente Elaboración y Formulación propia.

Mediante la aplicación de la metodología de segmentación de señales se obtienen la dispersión de puntos de los patrones de marcha (Figura 45 izquierda) sobre el que se puede obtener la curva de ajuste correspondiente a un polinomio de grado n=10. Finalmente se puede observar el patrón

obtenido por el sujeto 2, respecto al patrón de referencia general y la marcha de validación con la pierna contraria (Figura 45 derecha).

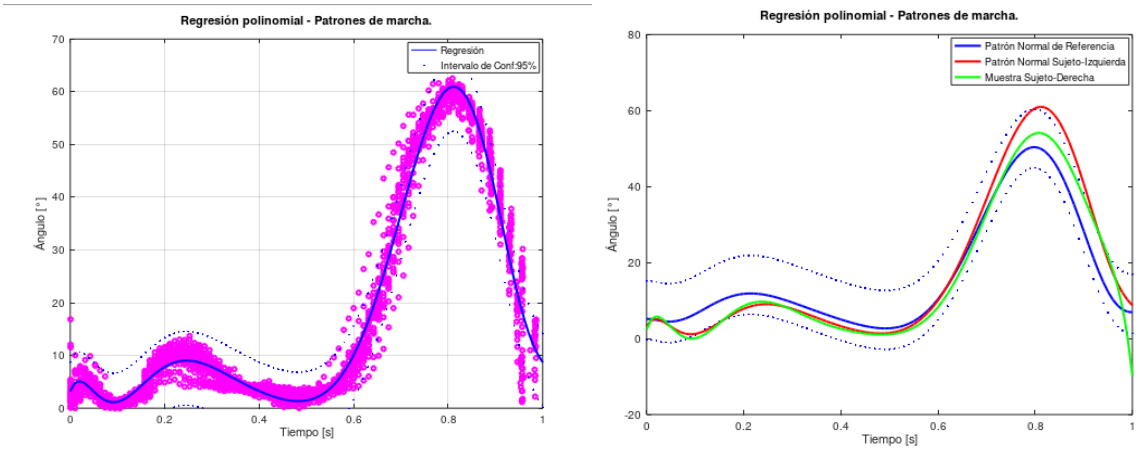


Figura 45. Imagen izquierda- Regresión polinomial por mínimos cuadrados. Imagen derecha- Curvas de referencia, patr´n normal del sujeto de pierna izquierda y derecha. Fuente elaboración propia Fuente Elaboración y Formulación propia.

5.7.4. **Análisis de patrón de marcha normal del sujeto 4**

Edad:18	*Peso:61*	*Talla:1.80*	*Sexo: M*
Valoración Marcha:	*Las fases de la marcha las realiza con normalidad*		
Movilidad Articular:	*Los rangos de las articulaciones*		
Antecedentes:	*Ninguno reportado*		

El sujeto 4 participó de manera voluntaria y le fue explicado el objetivo, alcance y riesgo de este estudio. El sujeto diligenció el documento de consentimiento informado y permitió el diligenciamiento por parte del fisioterapeuta del instrumento cualitativo y cuantitativo de valoración de marcha humana. El sujeto 4 permitió realizar la captura de una secuencia de imágenes en el plano sagital para un ciclo de marcha completo.

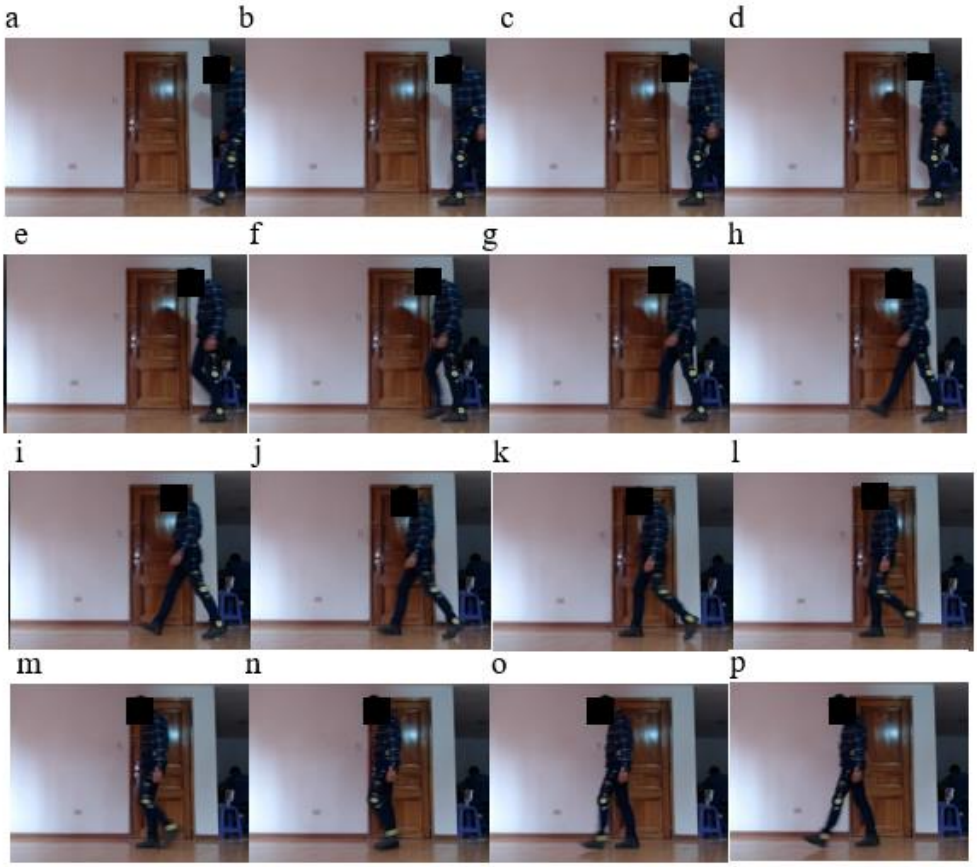


Figura 46. Ciclo de marcha vista sagital para sujeto 4. Fase de la marcha en el periodo de soporte (a-l). Fase de periodo de balanceo (m-p). Fuente Elaboración y Formulación propia.

Mediante la aplicación de la metodología de segmentación de señales se obtienen la dispersión de puntos de los patrones de marcha (Figura 47 izquierda) sobre el que se puede obtener la curva de ajuste correspondiente a un polinomio de grado n=10. Finalmente se puede observar el patrón obtenido por el sujeto 2, respecto al patrón de referencia general y la marcha de validación con la pierna contraria (Figura 47 derecha).

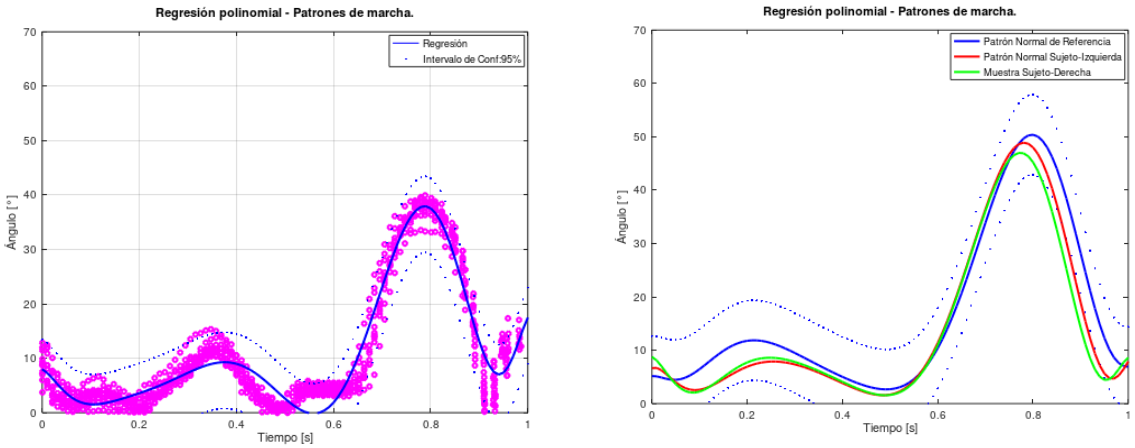


Figura 47. Imagen izquierda- Regresión polinomial por mínimos cuadrados. Imagen derecha- Curvas de referencia, patrón normal del sujeto de pierna izquierda y derecha. Fuente Elaboración y Formulación propia.

5.7.5. **Análisis de patrón de marcha normal del sujeto 5**

Edad: 22	*Peso: 65kg*	*Talla:1.75*	*Sexo: M*
Valoración Marcha:	*Las fases de la marcha las realiza con normalidad*		
Movilidad Articular:	*Los rangos de las articulaciones*		
Antecedentes:	*Ninguno reportado*		

El sujeto 5 participó de manera voluntaria y le fue explicado el objetivo, alcance y riesgo de este estudio. El sujeto diligenció el documento de consentimiento informado y permitió el diligenciamiento por parte del fisioterapeuta del instrumento cualitativo y cuantitativo de valoración de marcha humana. El sujeto 5 permitió realizar la captura de una secuencia de imágenes en el plano sagital para un ciclo de marcha completo.

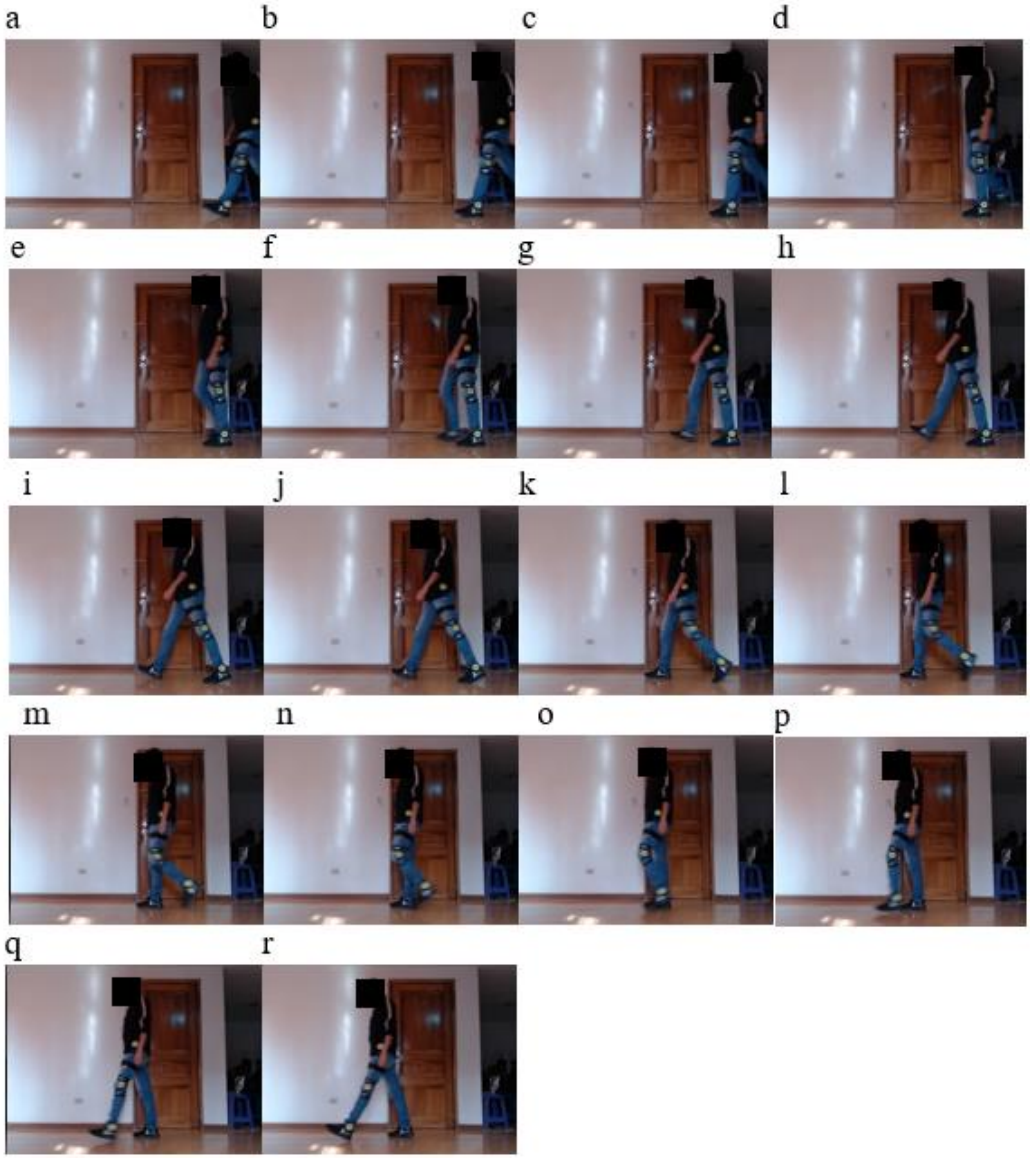


Figura 48. Ciclo de marcha vista sagital para sujeto 5. Fase de la marcha en el periodo de soporte (a-l). Fase de periodo de balanceo (m-r). Fuente Elaboración y Formulación propia.

Mediante la aplicación de la metodología de segmentación de señales se obtienen la dispersión de puntos de los patrones de marcha (Figura 49 izquierda) sobre el que se puede obtener la curva de ajuste correspondiente a un polinomio de grado n=10. Finalmente se puede observar el patrón obtenido por el sujeto 2, respecto al patrón de referencia general y la marcha de validación con la pierna contraria (Figura 49 derecha).

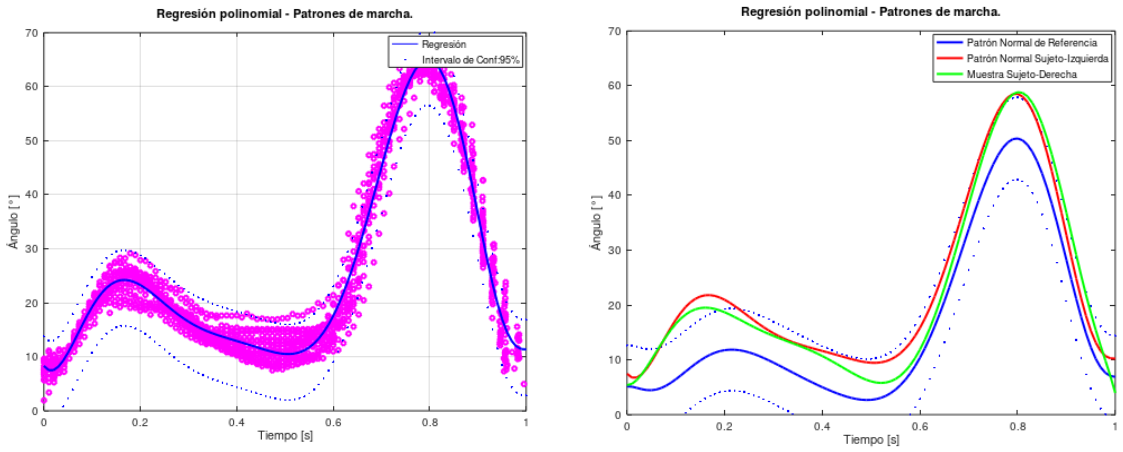


Figura 49. Imagen izquierda- Regresión polinomial por mínimos cuadrados. Imagen derecha- Curvas de referencia, patrón normal del sujeto de pierna izquierda y derecha. Fuente Elaboración y Formulación propia.

5.7.6. **Análisis de patrón de marcha normal del sujeto 6**

Edad:24	*Peso:67*	*Talla:1.70*	*Sexo: M*
Valoración Marcha:	*Las fases de la marcha las realiza con normalidad*		
Movilidad Articular:	*Los rangos de las articulaciones*		
Antecedentes:	*Ninguno reportado*		

El sujeto 6 participó de manera voluntaria y le fue explicado el objetivo, alcance y riesgo de este estudio. El sujeto diligenció el documento de consentimiento informado y permitió el diligenciamiento por parte del fisioterapeuta del instrumento cualitativo y cuantitativo de valoración de marcha humana. El sujeto 6 permitió realizar la captura de una secuencia de imágenes en el plano sagital para un ciclo de marcha completo.

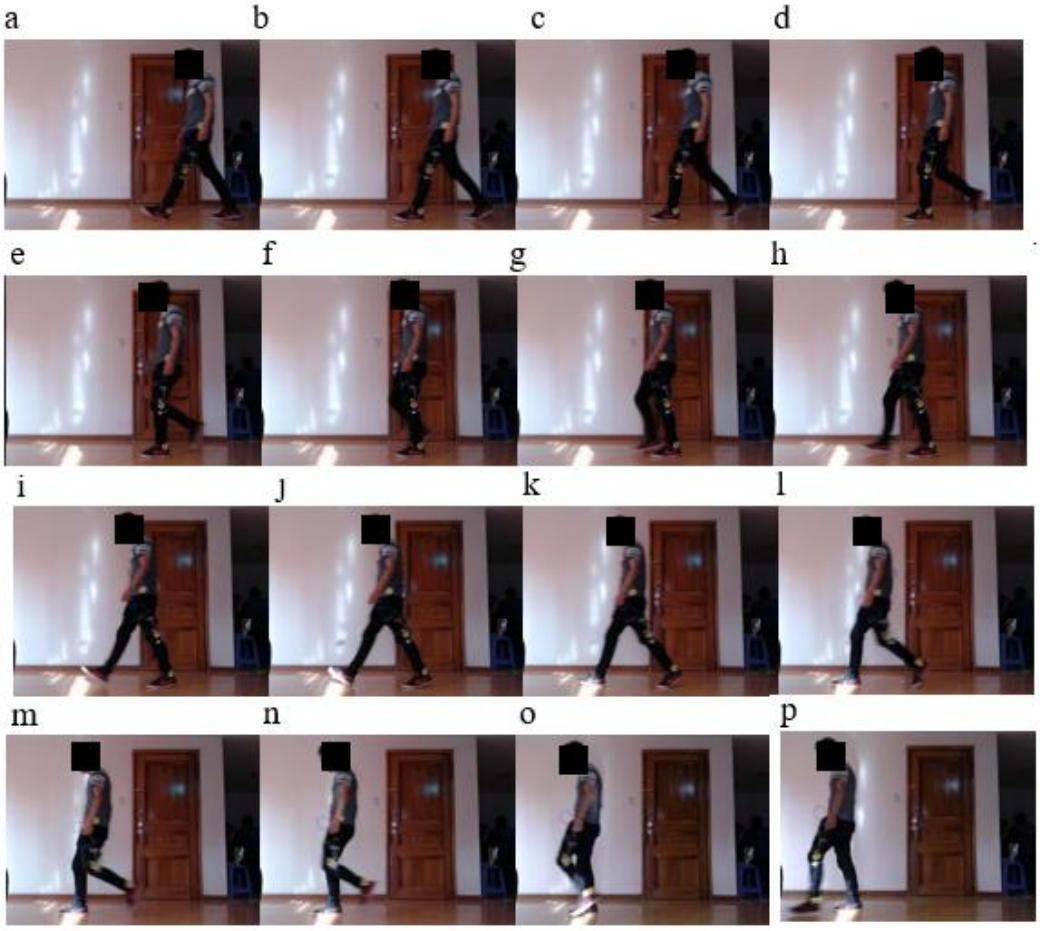


Figura 50. Ciclo de marcha vista sagital para sujeto 6. Fase de la marcha en el periodo de soporte (a-l). Fase de periodo de balanceo (m-r). Fuente Elaboración y Formulación propia.

Mediante la aplicación de la metodología de segmentación de señales se obtienen la dispersión de puntos de los patrones de marcha (Figura 51 izquierda) sobre el que se puede obtener la curva de ajuste correspondiente a un polinomio de grado n=10. Finalmente se puede observar el patrón obtenido por el sujeto 2, respecto al patrón de referencia general y la marcha de validación con la pierna contraria (Figura 51 derecha).

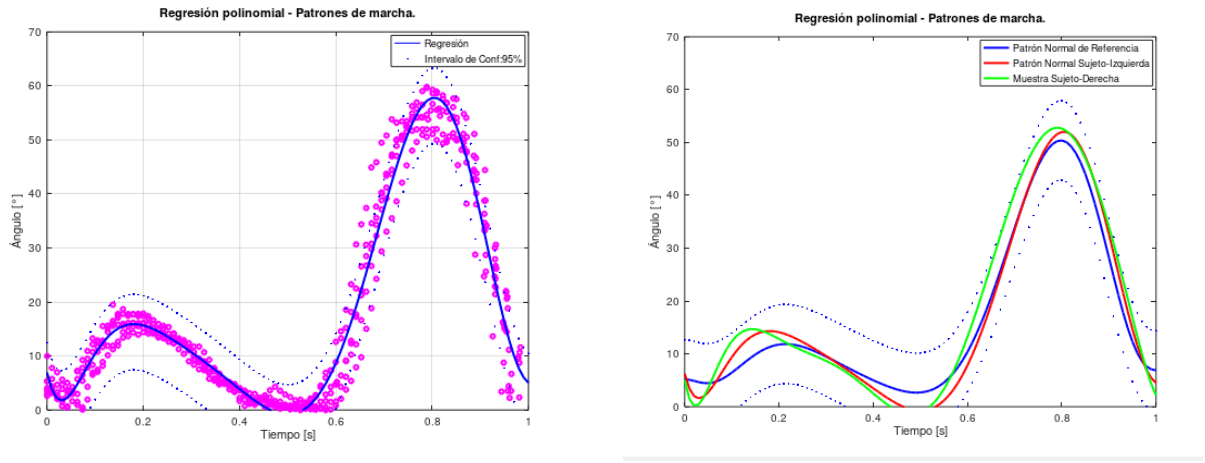


Figura 51. Imagen izquierda- Regresión polinomial por mínimos cuadrados. Imagen derecha- Curvas de referencia, patrón normal del sujeto de pierna izquierda y derecha. Fuente Elaboración y Formulación propia.

5.8. **Mediciones y obtención de patrones con alteraciones de la marcha**

En esta etapa se realiza un análisis de 2 sujetos con ciertas alteraciones de la marcha, el primero corresponde a un diagnóstico de artrosis y el segundo a una persona con limitación en la flexión de la rodilla debido a una tendinitis de Aquiles.

5.8.1. **Análisis de patrón de marcha con alteraciones del sujeto 1**

Edad: 38	*Peso: 65kg*	*Talla:1.75*	*Sexo: F*
Valoración Marcha:	*Al iniciar el periodo de soporte en la fase de contacto inicial el sujeto realiza una descarga de peso y refiere un ligero dolor en la rodilla. En la fase de prebalanceo presenta alteraciones debido a limitaciones que presenta para la realización de la flexión de rodilla. En el periodo de balanceo inicial lo realiza de manera pausada y sin mucha flexión.*		
Movilidad Articular:	*Los rangos de las articulaciones disminuidos*		
Antecedentes:	*Artrosis*		

Finalmente se puede observar el patrón obtenido por el sujeto 1, respecto al patrón de referencia general con sus intervalos de confianza del 95% (**Figura 52**).

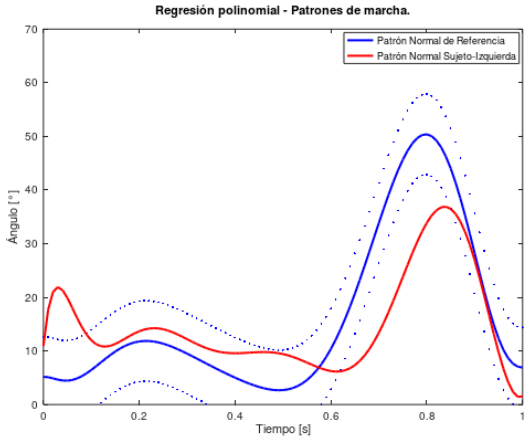


Figura 52.Curvas de referencia, patrón normal del sujeto de pierna izquierda. Fuente Elaboración y Formulación propia.

A partir de la figura es posible observar una transición inadecuada entre el periodo de soporte y balanceo, obteniendo un ángulo de flexión menor a los establecidos.

5.8.2. **Análisis de patrón de marcha con alteraciones del sujeto 2**

Edad:33	*Peso:90*	*Talla:1.70*	*Sexo: M*
Valoración Marcha:	*En el periodo inicial de soporte el sujeto realiza una descarga de peso pausada y sin asentar el talón (realiza plantiflexión). En la fase de prebalanceo y balanceo inicial no hay un correcto despegue de dedos debido al dolor para realizar flexión de rodilla existe una limitación del movimiento. En la fase de balanceo medio y terminal se realiza un movimiento breve sin levantar el pie del suelo.*		
Movilidad Articular:	*Los rangos de las articulaciones disminuidas*		
Antecedentes:	*Tendinitis Aquiliano- Pierna derecha*		

Finalmente se puede observar el patrón obtenido por el sujeto 2, respecto al patrón de referencia general con sus intervalos de confianza del 95% (Figura 53).

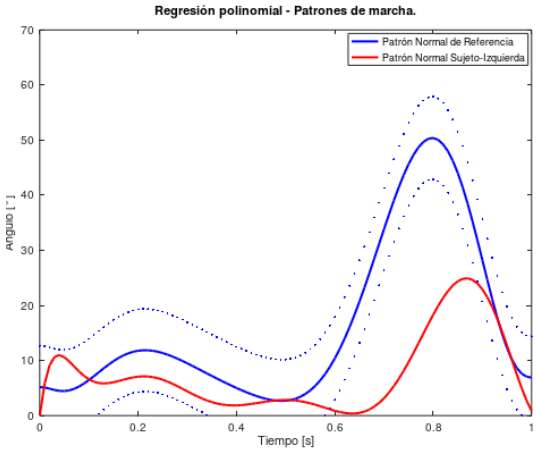


Figura 53. Curvas de referencia, patrón alterado del sujeto de la pierna derecha. Fuente Elaboración y Formulación propia.

5.9. **Atributos de calidad**

A partir del proceso de identificación y refinamiento de atributos de calidad del sistema descritos en la sección 4.2.2 fue posible incorporar en el proceso de desarrollo el cumplimiento de estos requerimientos no funcionales definidos como fiabilidad, adecuación funcional, seguridad y usabilidad. El atributo de fiabilidad se evaluó en términos de disponibilidad y accesibilidad del software para ser usado. Se elaboraron herramientas para determinar la conectividad de los dispositivos Kinect, IMU y la base de datos que la funcionalidad completa del sistema depende de la conexión a estas. La descripción de secuencia del proceso realizado en cada uno de los test desarrollados se describe mediante el uso de los diagramas de secuencia, para Kinect en la Figura 54y para IMU en la Figura 55. El atributo de calidad Adecuación funcional está relacionado con la capacidad del sistema de brindar datos consistentes y con el nivel de precisión requerido. Este atributo fue abordado desde el desarrollo de una herramienta estadística codificada en octave para la determinar la exactitud y consistencia de las medidas de Kinect e IMU.

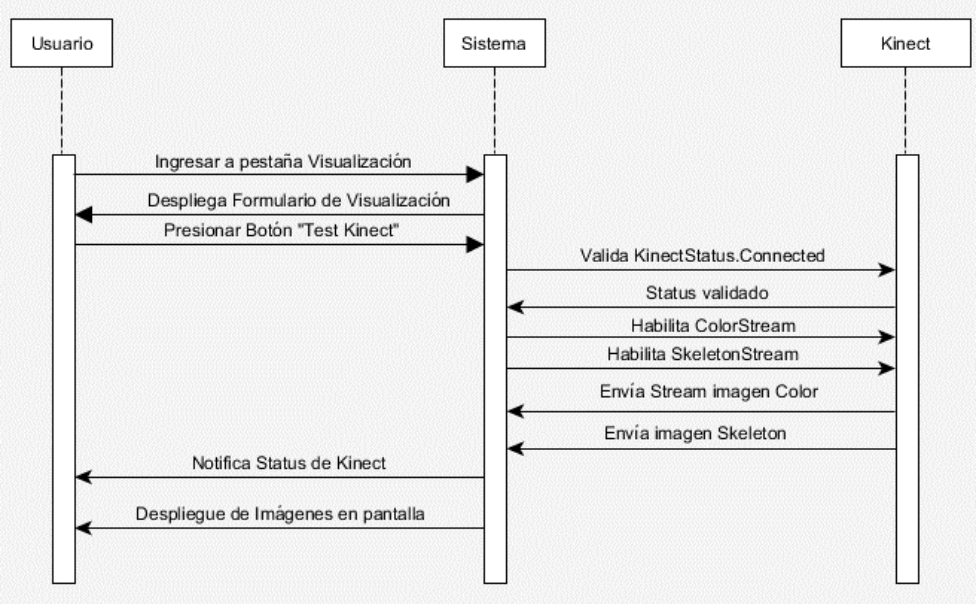


Figura 54. Diagrama de secuencia de Test de conectividad y visualización de Kinect. Fuente Elaboración y Formulación propia.

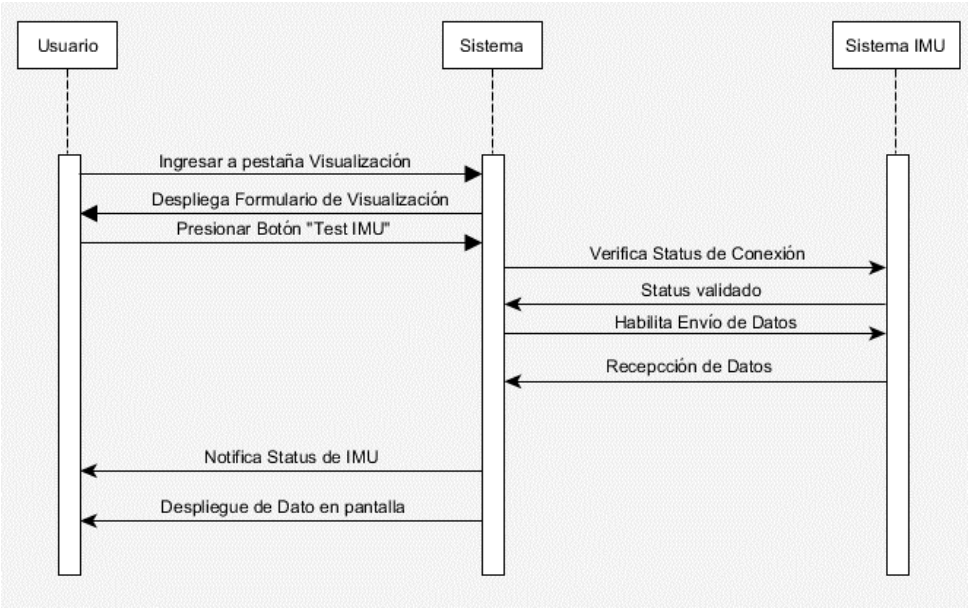


Figura 55. Diagrama de secuencia de Test de conectividad y visualización de IMU. Fuente Elaboración y Formulación propia.

Las métricas para la medición de exactitud y repetibilidad fueron abordadas en la sección 4.5.8 y se muestran de manera explícita en la Tabla 22.

Tabla 22.
Métricas de fiabilidad del sistema

Parámetros	**Condiciones**	**Valores**
Exactitud	Condiciones estáticas:	ICC: 0.97 RMSE PROM: 1.98°
	Condiciones dinámicas:	ICC:0.93 RMSE MIN: 2.8° RMSE MAX: 4.0° RMSE PROM: 3.2°
Consistencia	Condiciones estáticas:	ICC: 0.97 RMSE: 0.3
	Condiciones dinámicas:	ICC: 0.96 RMSE MIN: 0.5° RMSE MAX: 2.1° RMSE PROM: 1.5°

Para el atributo de calidad de seguridad, se realizaron pruebas estáticas y cálculo métricas de calidad mediante las reglas de seguridad sobre el manejo de los datos en 3 ámbitos confidencialidad, integridad y disponibilidad de la información. La gran mayoría de las reglas relacionadas con la seguridad se originan a partir de estándares establecidos: CWE, SANS Top 25 y OWASP Top 10. Una regla de vulnerabilidad resalta las amenazas de seguridad en cualquiera de estos ámbitos. Estas métricas fueron obtenidas mediante el paquete sonarQube, en donde el proyecto se subió a un repositorio de github y luego se procedió a realizar el análisis mediante la plataforma sonarCloud y MSBuild Tool de Microsoft Visual 2017 (Es necesario aclarar que estas métricas se aplican sobre toda la capa y no solo sobre la clase).

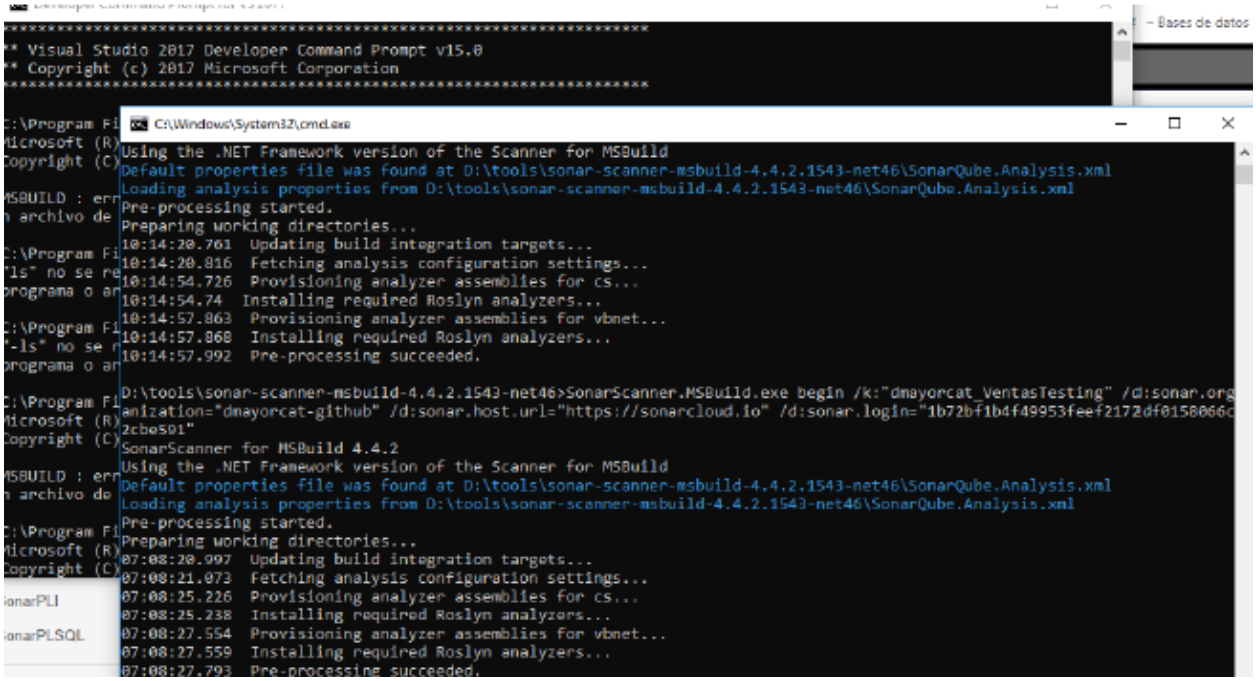


Figura 56. Ejecución de herramienta MSBuild.

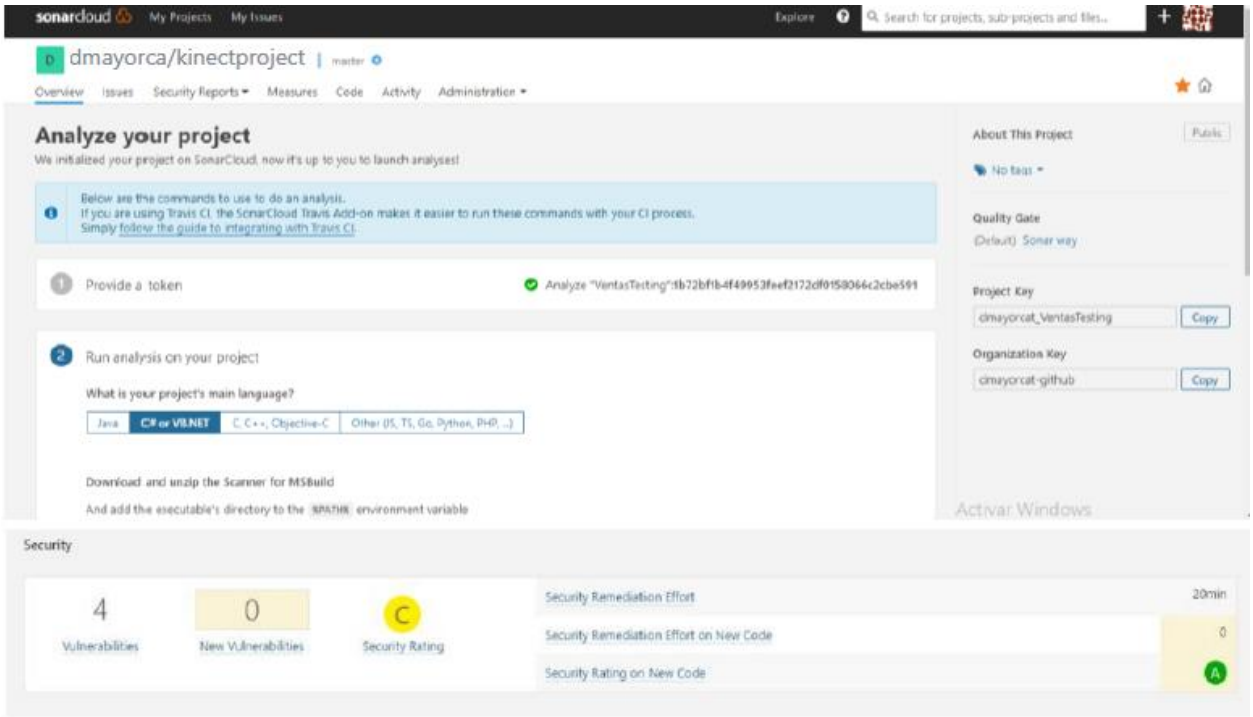


Figura 57. Obtención de métricas de seguridad mediante SonnarQube.

La Vulnerabilidad en el software puede poner en peligro la propiedad intelectual, la confianza del usuario, principalmente en el ámbito médico. Por lo tanto, garantizar la integridad del software

es fundamental para proteger la infraestructura de amenazas y vulnerabilidades, y reduciendo el riesgo general a los ciberataques. Con el fin de garantizar la fiabilidad del sistema, la integridad, y seguridad, es fundamental incluir disposiciones para la seguridad incorporada del software. De allí que se propongan métricas de seguridad que nos ayuden a entender y medir la calidad del producto y aplicar las diferentes recomendaciones y buenas prácticas

Tabla 23.
Evaluación de factor de seguridad del proyecto

Factor de calidad	Criterio	Métrica	Límites	Valor
Seguridad	Integridad y Autenticidad	# de vulnerabilidades Vulnerabilidades tratadas en alertas distribuidas para las que se han implementado parches, determinados como no aplicables, o concedidos.	[1-5]	4
Seguridad	Integridad	Clasificación de seguridad E - Bloqueador D - Crítico C - Mayor B - Menor A - Seguro	[A-D]	C
Seguridad	Integridad	Esfuerzo de remediación de la seguridad [Medida de tiempo con una referencia de un día de 8hrs]	20min	60min

Finalmente se evaluó la usabilidad de la aplicación en términos de facilidad de aprendizaje, recuerdo de tiempo y satisfacción.

5.10. **Descripción de desarrollo software y requerimientos funcionales del sistema**

Las historias de usuario (requerimientos funcionales) fueron implementados y desarrollados en C#, cuyo seguimiento y control se llevó a cabo mediante el uso de un tablero digital Kanban con las etapas de desarrollo: Definición de la historia de usuario, desarrollo, verificación, despliegue y

finalización. Esta herramienta permite obtener un seguimiento detallado de los avances del proyecto hasta la finalización del mismo. La metodología XP permitió la realización de todas las etapas de realización del proyecto, permitió la planificación, ejecución y verificación de los mismos. El estilo de desarrollo de la herramienta se realizó por capas, separando esencialmente la capa lógica de las capas de negocio, presentación, datos y enlace de datos. Los requisitos nos funcionales son tratados como parte esencial de la herramienta, ya que es la que va a permitir la obtención de mediciones fiables (filtrado, calibración y preprocesamiento de las señales), la testeabilidad del software (diseño de herramientas que permiten determinar la conectividad de los componentes hardware, la usabilidad mediante el diseño de una interfaz gráfica amigable y coherente con su cliente final y la seguridad que va de la mano de buenas prácticas para el manejo de la confiabilidad y la integridad de los datos en la base de datos. En la Figura 58 se observa una sección de la interfaz que es la encargada de realizar el acceso a la aplicación mediante el uso de un número de documento de usuario y una contraseña (cuadro rojo). Luego de realizar l proceso de *logueo*, en la parte inferior se encuentra un panel en donde el usuario autorizado puede ingresar los datos básicos y registrarse en la base de datos. Por el contrario, puede buscarse si el usuario ya está registrado y realizar gestión de usuarios como consultas, actualización y eliminación (cuadro azul). Y finalmente un panel donde se ingresa la historia clínica correspondiente al examen de marcha, y como en el caso anterior se cuenta con un gestor con botones para realizar consultas, actualización y eliminación de una historia clínica.

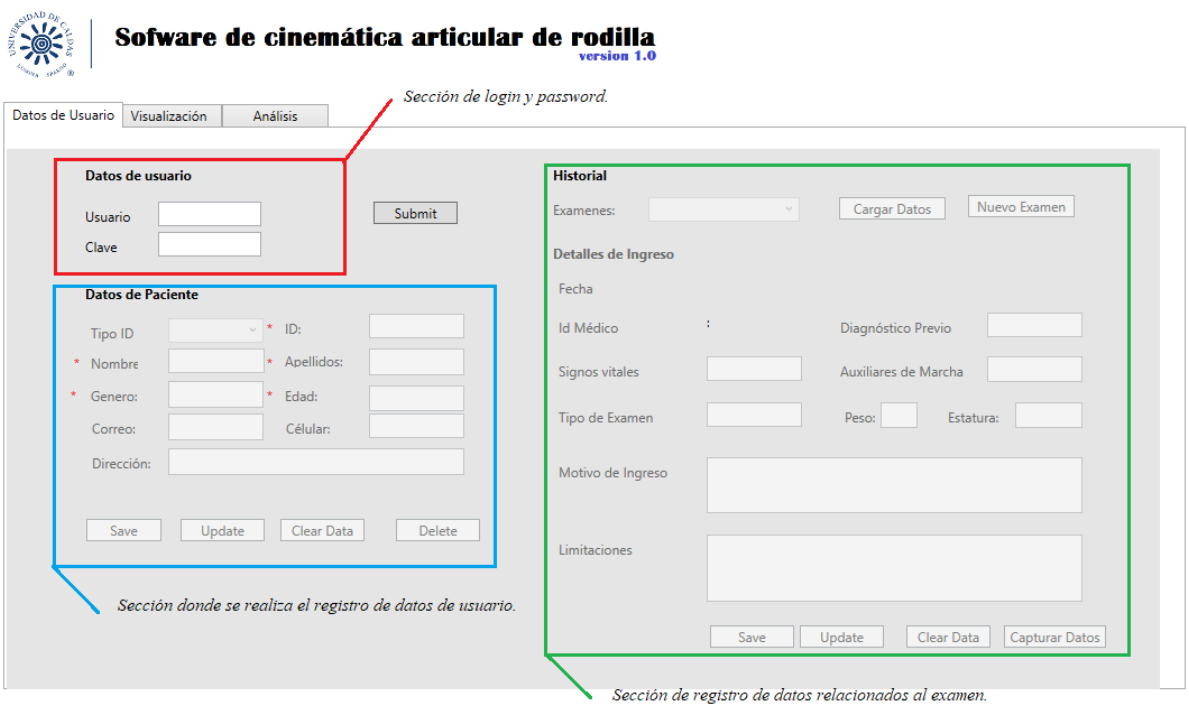


Figura 58. Sección de registro de datos de usuario. Fuente Elaboración y Formulación propia.

En la vista 2 (ver Figura 59) se tiene unas ventanas de visualización de datos. Hay una sección referente a realización de pruebas de conectividad a los dispositivos (cuadro azul), tanto para el dispositivo Kinect como al sistema IMU. Este módulo debe notificar en caso de presentarse problemas con la conexión a alguno de los componentes mencionados anteriormente. El cuadro naranja encierra una herramienta para la colocación de cuadrículas de referencia, y en caso de contar con una cámara externa de respaldo desplegarla en una ventana emergente. Es aquí donde se despliega las imágenes suministradas por Kinect, la izquierda corresponde a una imagen RGB y la derecha a los puntos y segmentos del esqueleto de miembro inferior. En la parte inferior aparecen los controles de grabación y reproducción de las señales adquiridas del sistema, estos quedan guardados en disco, así como las rutas quedan almacenadas en la historia clínica.

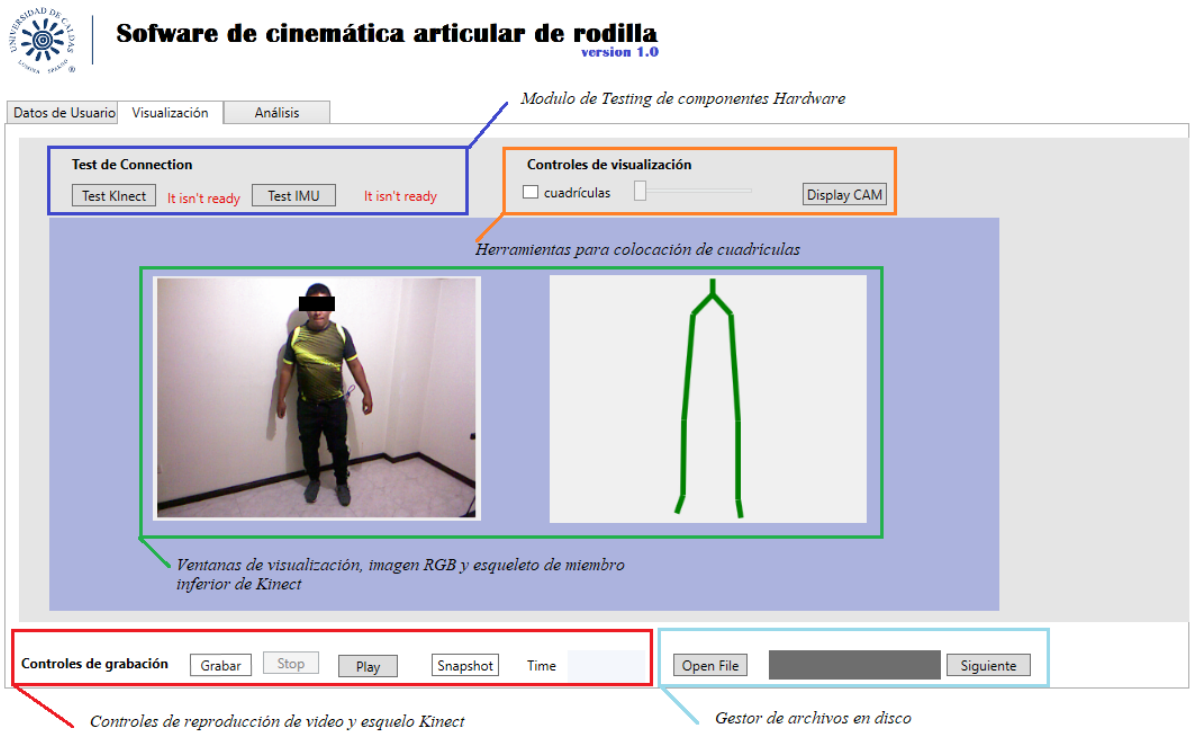


Figura 59. Sección de visualización de datos de esqueleto de Kinect. Fuente Elaboración y Formulación propia.

Finalmente, en la vista de análisis de datos de la Figura 60 se resume el proceso realizado en la sección 5.7 desde el proceso de captura, segmentación, normalización y aplicación de la técnica DTW, para finalizar con el proceso de regresión polinomial. Lo algoritmos de procesamiento de señales de esta vista fueron realizados en Octave 4.4 y se comunican por medio de un Script con la aplicación en C#, debido a que octave cuenta con los paquetes necesarios para la realización de procesamiento de señales.

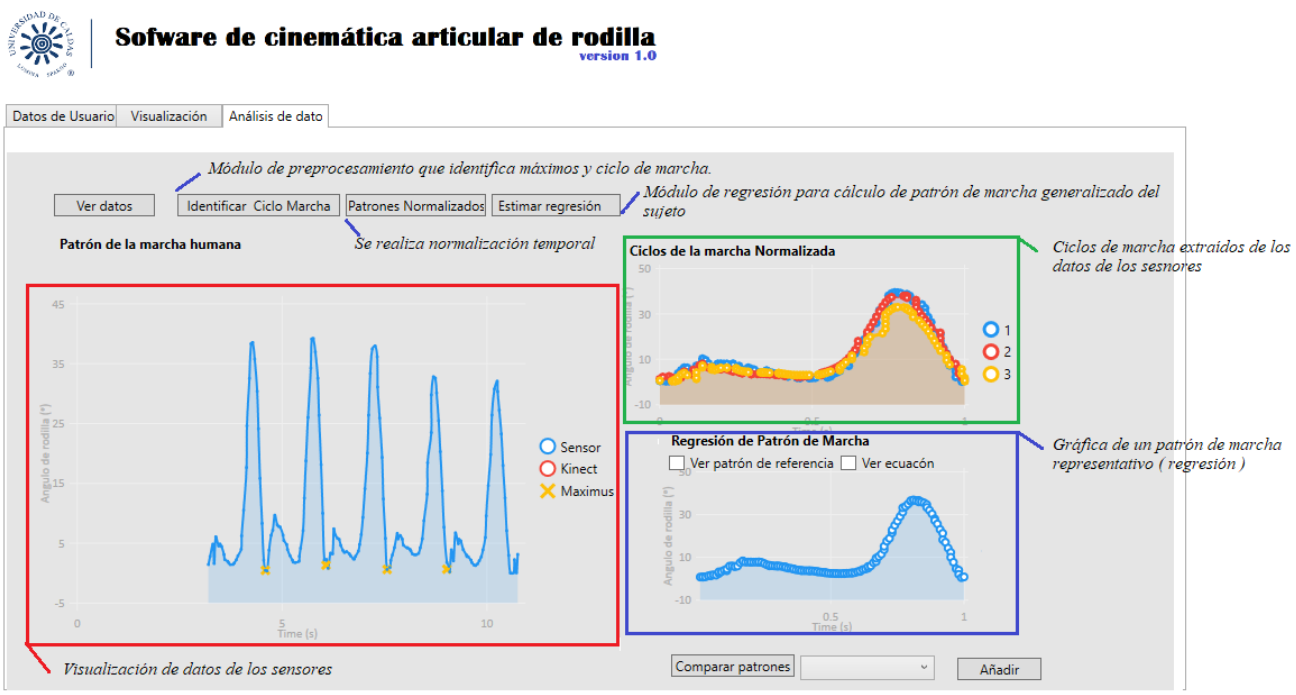


Figura 60. Sección de análisis de datos. Fuente Elaboración y Formulación propia.

De esta manera se representa las funcionalidades de la herramienta computacional, es necesario la el conocimiento de la fundamentación teórica para su correcto uso y permita de esta manera apoyar de manera efectiva los procesos de evaluación y diagnóstico.

5.11. Corrección geométrica del esqueleto de Kinect

Uno de los aportes de este estudio es la posibilidad de realizar una corrección de la localización de los puntos 3D suministrados por el sensor. Esto conlleva a la estimación del ángulo a través del sistema IMU (Una vez demostrado su fiabilidad para esta medición) y la aplicación de operaciones matriciales de rotación, translación y proyección tridimensional. Este modelo requiere de las medidas de los segmentos de miembro inferior para la generación de la vista de proyección tridimensional. Dada la fiabilidad de los puntos *Spine* e *Hip* central obtenidos por Kinect, estos

junto con *Hip Left* y *Hip Right* son usados como puntos de origen para el anclaje de los segmentos corregidos.

Dado que la tasa de muestreo de Kinect es ~30Hz y de IMU es 120Hz, es necesario un submuestreo de las medidas de IMU al menos a una cuarta parte. En la Figura 61 es posible observar el proceso de marcha en vista frontal (fase de contacto inicial) representado por la imagen RGB(a), el esqueleto de Kinect(b) y la corrección propuesta (c).

a. b. c.

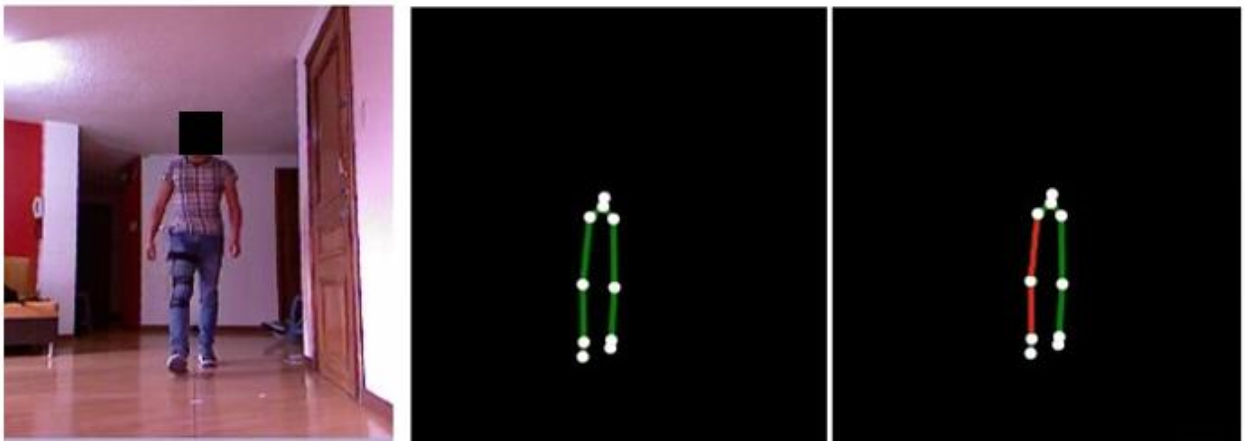


Figura 61. a-Imagen RGB en vista frontal. b- Imagen capturada por kinect. c- Imagen corregida a partir de fusión de datos. Las líneas de color verde corresponden a los segmentos suministrados por Kinect y los de color rojo a las medidas de corrección propuesta por el algoritmo. Fuente Elaboración y Formulación propia.

En la Figura 62 muestra el proceso de marcha en la fase de soporte terminal y prebalanceo. La proyección realizada de los segmentos de la pierna izquierda por el modelo se encuentra cercana a la suministrada por Kinect.

a. b. c.

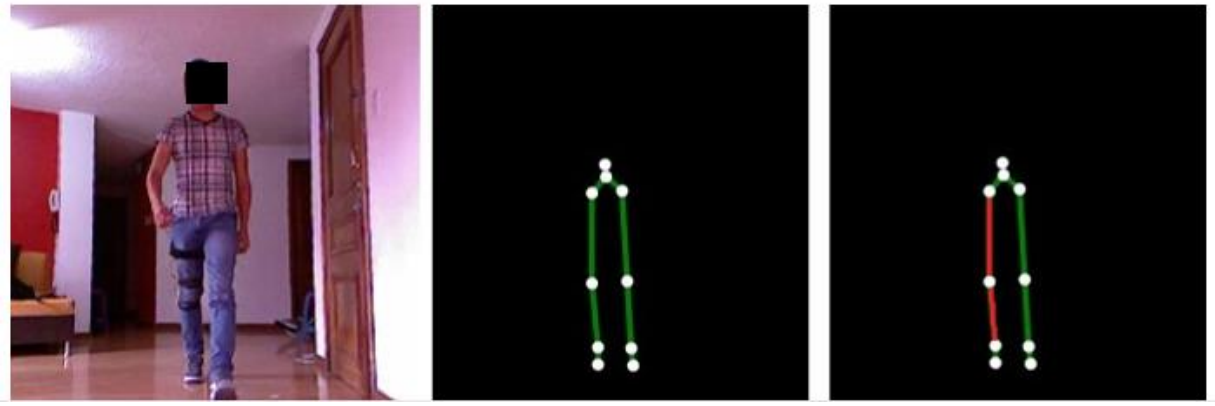


Figura 62. a-Imagen RGB en vista frontal. b- Imagen capturada por kinect. c- Imagen corregida a partir de fusión de datos. Las líneas de color verde corresponden a los segmentos suministrados por Kinect y los de color rojo a las medidas de corrección propuesta por el algoritmo. Fuente Elaboración y Formulación propia.

En la Figura 63 se encuentra en fase de balanceo inicial y donde ocurre la máxima flexión del pie izquierdo (los dedos casi abandonan el piso). En este caso ya hay pérdida de puntos del esqueleto de Kinect (pierna derecha) y ya se puede notar una diferencia entre las proyecciones de los segmentos (Línea roja y verde).

a. b. c.

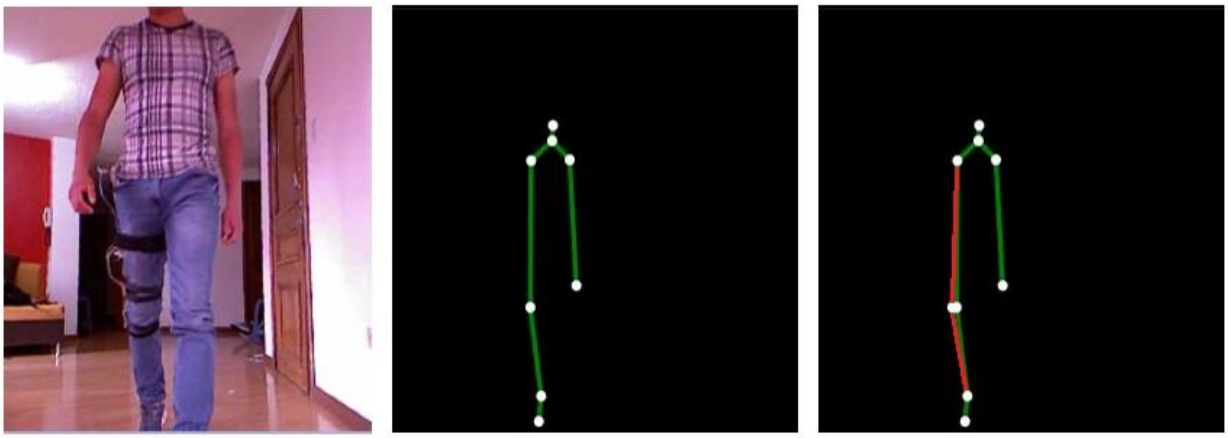


Figura 63. a-Imagen RGB en vista frontal. b- Imagen capturada por kinect. c- Imagen corregida a partir de fusión de datos. Los segmentos dibujados en color verde corresponden a los suministrados por Kinect y los segmentos de color rojo a las medidas de corrección propuesta por el algoritmo. Fuente Elaboración y Formulación propia.

En la Figura 64 se puede observar la fase de contacto inicial donde ya hay pérdida de puntos del esqueleto de manera significativa de ambas piernas debido a la cercanía del cuerpo a Kinect. En este caso ya no es necesario la corrección del segmento, sino la reconstrucción del mismo basado en la medida de ángulo y la distancia del segmento de la pierna es posible la reconstrucción del mismo anclándose a la articulación de la rodilla izquierda (*Knee Left)*.

a. b. c.

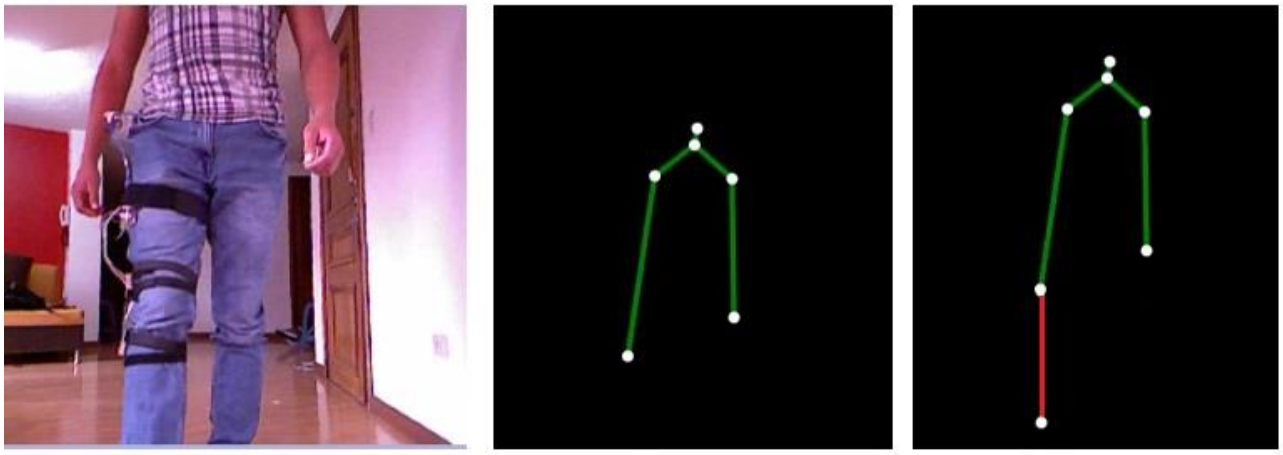


Figura 64. a-Imagen RGB en vista frontal. b- Imagen capturada por kinect. c- Imagen corregida a partir de fusión de datos. Los segmentos dibujados en color verde corresponden a los suministrados por Kinect y los segmentos de color rojo a las medidas de corrección propuesta por el algoritmo. Fuente Elaboración y Formulación propia.

Finalmente, sobre la Figura 65 se muestra la fase de balanceo inicial-medio en donde el modelo realiza una corrección más compleja debido a la desaparición del segmento completo de la pierna. Dado que la estimación de ángulo se realiza para los segmentos de miembro inferior de manera independiente, es posible la reconstrucción de la pierna conociendo su distancia, ángulo y posicionamiento de la articulación de cadera (*Hip Left*). Del mismo modo es posible la reconstrucción del muslo conociendo su distancia, ángulo y posicionamiento de la articulación de rodilla proyectado por el proceso anterior (*Hip Left*).

a. b. c.

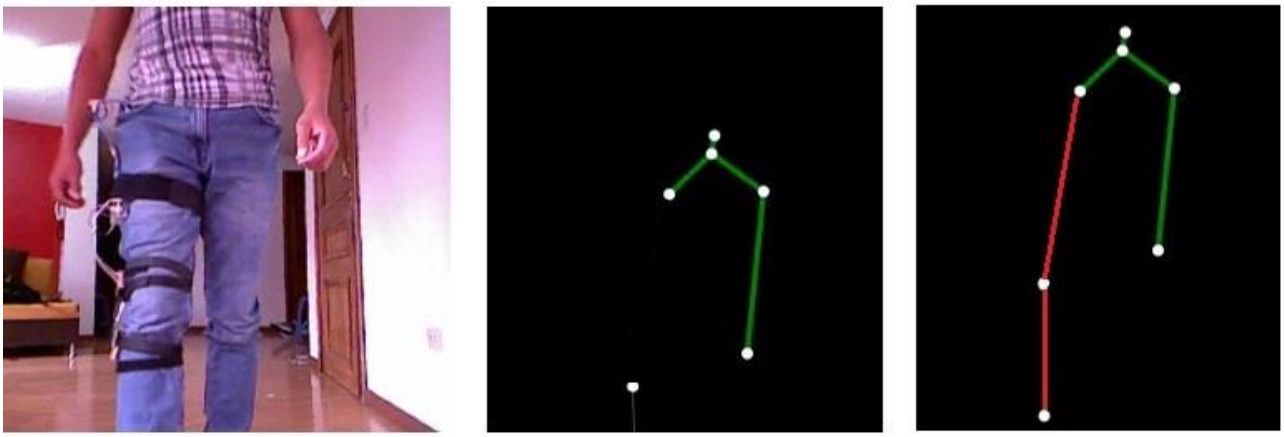


Figura 65. a-Imagen RGB en vista frontal. b- Imagen capturada por kinect. c- Imagen corregida a partir de fusión de datos. Los segmentos dibujados en color verde corresponden a los suministrados por Kinect y los segmentos de color rojo a las medidas de corrección propuesta por el algoritmo. Fuente Elaboración y Formulación propia.

Es importante resaltar que este es uno de los aportes de este estudio, no relacionados a los objetivos del mismo. Sin embargo, dada la implicación de los resultados se resalta como un logro de este estudio, permitiendo que este modelo pueda ser aplicado a otros segmentos corporales.

6. Conclusiones y trabajos futuros

6.1. Conclusiones

Este trabajo presentó la aplicación de conceptos de ingeniería software como son el diseño de la arquitectura, metodologías y escenarios de atributos de calidad en el desarrollo de una herramienta computacional que permite la medición de ángulo de rodilla en el plano sagital bajo el enfoque de fusión de datos con componentes a bajo costo. La fusión de datos fue la técnica que se consideró como la óptima para el cumplimiento de los requerimientos funcionales y de calidad que debía cumplir para su uso potencial en el ámbito clínico.

Los resultados experimentales demostraron que el método de fusión de datos (giróscopos + acelerómetros triaxiales) basado en Kalman se puede aplicar con éxito para atenuar y estabilizar los errores acumulados de IMU a tasas de muestreo de 30 y 120 Hz. Los métodos de preprocesamiento propuestos de sincronización, normalización, alineación temporal y submuestreo permitieron obtener señales legibles de la cinemática articular de rodilla para un ciclo completo de la marcha. Además, el método de identificación del ciclo de marcha permitió de manera efectiva la determinación de inicio y final de la marcha con errores inferiores al 3%. El método de regresión polinomial permitió establecer una curva única del ciclo de marcha con un intervalo de confianza del 95%.

El sistema fue puesto a prueba con una población de sujetos sanos a quienes se les informó mediante consentimiento informado y se les aplicó el instrumento de análisis cualitativo y cuantitativo de la marcha humana propuesto en este estudio. Los resultados de la prueba permitieron establecer que la consistencia y la exactitud del sistema para la medición de ángulo de rodilla con IMU son altas cuando se comparan con técnicas como la goniometría y videogrametría digital.

Finalmente, el sistema proporcionó una herramienta computacional usada a través de interfaz gráfica de usuario capaz de apoyar los procesos de registro de usuarios, visualización de mediciones y generación de gráficas de la cinemática de la rodilla, permitiendo al especialista apoyar su diagnóstico en la identificación de alteraciones en las diferentes fases de la marcha. Este sistema se presentó como una alternativa a los sistemas de captura actuales con un alto potencial para aplicarse en entornos clínicos. Un aporte adicional de este estudio es la implementación de un método de corrección del esqueleto proporcionado por Kinect, mediante la fusión de datos de las medidas de ángulo de IMU y la localización espacial de las articulaciones brindado por el esqueleto de Kinect permitiendo con esto resolver los problemas los problemas de Kinect para la captura de movimientos con alto grado de oclusión.

6.2. **Trabajos futuros**

Dado que las modificaciones de la marcha debido a alteraciones de rodilla pueden producirse en el plano sagital y frontal, a futuro se contempla la posibilidad de implementar un dispositivo y una metodología que permita la adquisición de manera fiable de los ángulos de rodilla en el plano frontal dada su importancia en la determinación de alteraciones como valgo y varo de manera dinámica. Otro de los alcances de este proyecto es extender el análisis de rodilla a articulaciones como cadera y tobillo, siendo aquellas que intervienen de manera sincrónica en el proceso de la marcha humana.

7. **Referencias Bibliográficas**

[1] D. L. Riascos, L. P. Martínez, N. C. Eraso, and Y. N. Rodríguez, "Sintomatología musculo-esquelética, posturas y posiciones corporales en el personal administrativo del IDSN," *Libr. Editor. UNIMAR*, vol. 0, no. 0, 2016.

[2] N. Massó, A. Germán, F. Rey, L. Costa, D. Romero, and S. Guitart, "Estudio de la actividad muscular durante el relevé en primera y sexta posición," *Apunt. Med. l'Esport*, vol. 41, no. 149, pp. 15–24, 2006.

[3] V. Ferrer-Roca, X. Balius, O. Domínguez-Castrillo, F. J. Linde, and A. Turmo-Garuz, "Evaluation of risk factors for anterior cruciate ligament injury in high-level male football players," *Apunt. Med. l'Esport*, vol. 49, no. 181, pp. 5–10, 2014.

[4] E. Barreno Castillo and I. Sanipatin Cayambe, "Eficacia de la aplicación de Kinesio Taping en el tratamiento fisioterapéutico de pacientes con tendinítis rotuliana," 2014.

[5] P. Bonilla Ugalde, M. Chavarria Briceño, and C. Grajales Navarrete, "Tendinitis rotuliana (rodilla del saltador)," *Rev. Médica Costa Rica y Centroamérica*, vol. 73, no. 620, pp. 519–523, Aug. 2016.

[6] F. J. A. Sánchez, "Modelo de evaluación ergonómica para la exposición a riesgos músculoesqueléticos en miembros inferiores," 2007.

[7] C. Cifuentes, F. Martínez, and E. Romero, "Análisis teórico y computacional de la marcha normal y patológica: una revisión," *Rev. Med*, vol. 18, no. 2, p. 182, Nov. 2010.

[8] A. Mendoza, T. Santamaria, V. Guarín, J. P. Ruiz, and M. C. García, *CES Movimiento y Salud.*, vol. 1, no. 1. [s.n.], 2013.

[9] A. F. Brandão, D. R. C. Dias, G. Castellano, N. A. Parizotto, and L. C. Trevelin, "RehabGesture: An Alternative Tool for Measuring Human Movement," *Telemed. e-*

Health, vol. 22, no. 7, pp. 584–589, 2016.

[10] M. Eltoukhy, C. Kuenze, J. Oh, S. Wooten, and J. Signorile, "Kinect-based assessment of lower limb kinematics and dynamic postural control during the star excursion balance test," *Gait Posture*, vol. 58, pp. 421–427, 2017.

[11] R. A. Clark *et al.*, "Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control," *Gait Posture*, vol. 36, no. 3, pp. 372–377, 2012.

[12] D. Bravo, C. Rengifo, and W. Agredo, "Comparación de dos sistemas de captura de movimiento por medio de las trayectorias articulares de marcha," *Rev. Mex. Ing. Biomédica*, vol. 37, no. 2, pp. 149–160, Sep. 2017.

[13] A. Napoli, S. Glass, C. Ward, C. Tucker, and I. Obeid, "Performance analysis of a generalized motion capture system using microsoft kinect 2.0," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 38, pp. 265–280, 2017.

[14] A. P. L. Bo, M. Hayashibe, and P. Poignet, "Joint angle estimation in rehabilitation with inertial sensors and its integration with Kinect," in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 2011, pp. 3479–3483.

[15] G. Sanmartín, J. Flores, P. Arias, J. Cudeiro, and R. Méndez, "Motion capture for clinical purposes, an approach using PrimeSense sensors," vol. 7378 LNCS. pp. 273–281, 2012.

[16] P. Connor and A. Ross, "Biometric recognition by gait: A survey of modalities and features," *Comput. Vis. Image Underst.*, vol. 167, pp. 1–27, Feb. 2018.

[17] F. Destelle *et al.*, "Low-cost accurate skeleton tracking based on fusion of kinect and wearable inertial sensors," 2014, pp. 371–375.

[18] L. Vargas, P. Caicedo, S. A. Salinas, W. Sierra, and L. Rodríguez, "Protocolo de Evaluación

de un Sistema para Medición de Parámetros de Tiempo de la Marcha Humana," 2017.

[19] N. M. Støvring *et al.*, *Multi-kinect skeleton fusion for enactive games*, vol. 196. 2017.

[20] S. Li, P. N. Pathirana, and T. Caelli, "Multi-kinect skeleton fusion for physical rehabilitation monitoring," in *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2014*, 2014, pp. 5060–5063.

[21] S. Moon, Y. Park, D. W. Ko, and I. H. Suh, "Multiple kinect sensor fusion for human skeleton tracking using Kalman filtering," *Int. J. Adv. Robot. Syst.*, vol. 13, no. 2, 2016.

[22] A. Ali, K. Sundaraj, B. Ahmad, N. Ahamed, and A. Islam, "Gait disorder rehabilitation using vision and non-vision based sensors: A systematic review," *Bosn. J. Basic Med. Sci.*, vol. 12, no. 3, p. 193, Aug. 2012.

[23] L. V Calderita, J. P. Bandera, P. Bustos, and A. Skiadopoulos, "Model-based reinforcement of kinect depth data for human motion capture applications," *Sensors (Switzerland)*, vol. 13, no. 7, pp. 8835–8855, 2013.

[24] R. A. Clark, K. J. Bower, B. F. Mentiplay, K. Paterson, and Y.-H. Pua, "Concurrent validity of the Microsoft Kinect for assessment of spatiotemporal gait variables," *J. Biomech.*, vol. 46, no. 15, pp. 2722–2725, Oct. 2013.

[25] C. Prakash, R. Kumar, and N. Mittal, "Recent developments in human gait research: parameters, approaches, applications, machine learning techniques, datasets and challenges," *Artif. Intell. Rev.*, vol. 49, no. 1, 2018.

[26] M. Nieto-Hidalgo, F. J. Ferrández-Pastor, R. J. Valdivieso-Sarabia, J. Mora-Pascual, and J. M. García-Chamizo, "A vision based proposal for classification of normal and abnormal gait using RGB camera," *J. Biomed. Inform.*, vol. 63, pp. 82–89, Oct. 2016.

[27] D. J.Sturman and D. Zeltzer, "A survey of Globe-Based input," *IEEE Comput. Graph.*

Appl., 1994.

[28] J. Wang, M. She, S. Nahavandi, and A. Kouzani, "A Review of Vision-Based Gait Recognition Methods for Human Identification," in *2010 International Conference on Digital Image Computing: Techniques and Applications*, 2010, pp. 320–327.

[29] N. V. Boulgouris, D. Hatzinakos, and K. N. Plataniotis, "Gait recognition: a challenging signal processing technology for biometric identification," *IEEE Signal Process. Mag.*, vol. 22, no. 6, pp. 78–90, Nov. 2005.

[30] C. BenAbdelkader, R. Cutler, and L. Davis, "Stride and cadence as a biometric in automatic person identification and verification," in *Proceedings of Fifth IEEE International Conference on Automatic Face Gesture Recognition*, 2002, pp. 372–377.

[31] J. Yoo, S. Korea, S. Korea, and M. S. Nixon, "Automated Human Recognition by Gait using Neural Network," no. September 2014, 2008.

[32] R. Starbuck, J. Seo, S. Han, and S. Lee, "A stereo vision-based approach to marker-less motion capture for on-site kinematic modeling of construction worker tasks," 2014, pp. 1094–1101.

[33] H. Dejnabadi, B. M. Jolles, E. Casanova, P. Fua, and K. Aminian, "Estimation and visualization of sagittal kinematics of lower limbs orientation using body-fixed sensors," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, no. 7, pp. 1385–1393, 2006.

[34] Shimin Feng and R. Murray-Smith, "Fusing Kinect Sensor and Inertial Sensors with Multi-rate Kalman Filter," in *IET Conference on Data Fusion & Target Tracking 2014: Algorithms and Applications*, 2014, pp. 2.3-2.3.

[35] Y.-H. Yong, A. B. Waluyo, W.-S. Yeoh, X. Chen, and I. Pek, "Ambulatory monitoring of human posture and walking speed using wearable accelerometer sensors," pp. 5184–5187,

2009.

[36] S. Sprager and D. Zazula, “Gait identification using cumulants of accelerometer data,” *SENSORS, SIGNALS, Vis. IMAGING, Simul. Mater.*, p. 226, 2009.

[37] D. A.C., V. M. Castaño, E. Loa, and M. Vega, *Sensores piezoeléctricos de fluoruro de polivinilideno modificado con nanopartículas de sílice para aplicaciones en MEMS*, vol. 23, no. 3. Sociedad Mexicana de Ciencia y Tecnología de Superficies y Materiales A.C, 2010.

[38] J. A. Dobrzynska and M. A. M. Gijs, “Flexible polyimide-based force sensor,” *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 173, no. 1, pp. 127–135, Jan. 2012.

[39] M. Hassan *et al.*, “Wearable Gait Measurement System with an Instrumented Cane for Exoskeleton Control,” *Sensors*, vol. 14, no. 1, pp. 1705–1722, Jan. 2014.

[40] J. A. Dobrzynska and M. A. M. Gijs, “Capacitive flexible force sensor,” *Procedia Eng.*, vol. 5, pp. 404–407, Jan. 2010.

[41] J. A. Dobrzynska and M. A. M. Gijs, “Polymer-based flexible capacitive sensor for three-axial force measurements,” *J. Micromechanics Microengineering*, vol. 23, no. 1, p. 015009, Jan. 2013.

[42] V. N. Hoang, T. H. Nguyen, T. L. Le, T. T. H. Tran, T. P. Vuong, and N. Vuillerme, “Obstacle detection and warning for visually impaired people based on electrode matrix and mobile Kinect,” *Proc. 2015 2nd Natl. Found. Sci. Technol. Dev. Conf. Inf. Comput. Sci. NICS 2015*, vol. 4, no. 2, pp. 54–59, 2015.

[43] X. Guo, Y. Huang, X. Cai, C. Liu, and P. Liu, “Capacitive wearable tactile sensor based on smart textile substrate with carbon black /silicone rubber composite dielectric,” *Meas. Sci. Technol.*, vol. 27, no. 4, p. 045105, Apr. 2016.

[44] Kyoungchul Kong and M. Tomizuka, “A Gait Monitoring System Based on Air Pressure Sensors Embedded in a Shoe,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 14, no. 3, pp. 358–370, Jun. 2009.

[45] W.-C. Wang, W. R. Ledoux, B. J. Sangeorzan, and P. G. Reinhall, “A shear and plantar pressure sensor based on fiber-optic bend loss,” *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 42, no. 3, p. 315, 2005.

[46] A. Vijayan, S. Gawli, A. Kulkarni, R. N. Karekar, and R. C. Aiyer, “An optical fiber weighing sensor based on bending,” *Meas. Sci. Technol.*, vol. 19, no. 10, p. 105302, Oct. 2008.

[47] Y. Otsuka, Y. Koyama, and K. Watanabe, “Monitoring of plantar pressure in gait based on hetero-core optical fiber sensor,” *Procedia Eng.*, vol. 87, pp. 1465–1468, 2014.

[48] C. H. Lin, J. C. Liu, and S. Y. Lin, “3-dimension personal identification and its applications based on kinect,” 2016, pp. 143–146.

[49] T. Helten, M. Muller, H.-P. Seidel, and C. Theobalt, “Real-Time Body Tracking with One Depth Camera and Inertial Sensors,” in *2013 IEEE International Conference on Computer Vision*, 2013, pp. 1105–1112.

[50] P. Dewan and R. Kumar, “Detection of object in motion using improvised background subtraction algorithm,” *Proc. - Int. Conf. Trends Electron. Informatics, ICEI 2017*, vol. 2018-Janua, pp. 651–656, 2018.

[51] A. Braidot, D. Giménez, E. Kipen, and F. Ramos, “Diseño de un Electrogoniómetro Telemétrico y Microcontrolado Designing of a Telemetric and Microcontrolled Electrogoniometer,” 2002.

[52] A. A. Moss, G. Gamsu, and H. K. Genant, *Computed tomography of the body*. Saunders,

1983.

[53] M. de las Mercedes Cely Bautista and A. Díaz Chaves, “Tomografía computarizada en 3D para análisis y diseño de protesis transtibial 3G computed tomography for analysis and design transtibial prosthesis,” 2009.

[54] N. Ofer, S. Akselrod, M. Nyska, M. Werner, E. Glaser, and S. Shabat, “Motion-based tendon diagnosis using sequence processing of ultrasound images,” *J. Orthop. Res.*, vol. 22, no. 6, pp. 1296–1302, Nov. 2004.

[55] J. H. Challis, “A Procedure for the Automatic Determination of Filter Cutoff Frequency for the Processing of Biomechanical Data,” *J. Appl. Biomech.*, vol. 15, no. 3, pp. 303–317, Aug. 1999.

[56] B. Boashash, “Design of High Performance Digital Phase Locked Loops View project Towards Efficient Simplified DSP Systems View project Estimating and Interpreting the Instantaneous Frequency of a Signal-Part 2: Algorithms and Applications,” 1992.

[57] F. Gazzani, “Comparative assessment of some algorithms for differentiating noisy biomechanical data,” *Int. J. Biomed. Comput.*, vol. 37, no. 1, pp. 57–76, Sep. 1994.

[58] D. A. Winter, H. G. Sidwall, and D. A. Hobson, “Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion,” *J. Biomech.*, vol. 7, no. 2, pp. 157–159, Mar. 1974.

[59] J. I. Huircan, “Filtros Activos: Conceptos Básicos,” 2012.

[60] H. Xiao, S. Huang, and X. Peng, “An Improved Method of Harmonic Current Detection Based on Instantaneous Reactive-power Theory,” *J. Hunan Inst. Eng. Sci. Ed.*, 2006.

[61] N. Alem and P. Mattew, “Design of digital Lowpass Filters for Time-Domain Recursive Filtering of Impact Acceleration Signals,” *United States Army Aeromed. Res. Lab.*, 1995.

[62] K. S. Erer, “Adaptive usage of the Butterworth digital filter,” *J. Biomech.*, vol. 40, no. 13,

pp. 2934–2943, Jan. 2007.

[63] G. E. P. Box, “An Unexpected Route to Time Series,” 1989.

[64] R. Ramjee, “A note on moving average forecasts of long memory processes with an application to quality control,” *Int. J. Forecast.*, vol. 18, no. 2, pp. 291–297, Apr. 2002.

[65] J. E. Everett, “The exponentially weighted moving average applied to the control and monitoring of varying sample sizes,” 2011.

[66] G. Welch and G. Bishop, “An Introduction to the Kalman Filter,” 2006.

[67] S. O. H. Madgwick, “An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays,” 2010.

[68] A. Atrsaei, H. Salarieh, and A. Alasty, “Human Arm Motion Tracking by Orientation-Based Fusion of Inertial Sensors and Kinect Using Unscented Kalman Filter,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 138, no. 9, p. 091005, 2016.

[69] H. Tannous *et al.*, “A new multi-sensor fusion scheme to improve the accuracy of knee flexion kinematics for functional rehabilitation movements,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 16, no. 11, 2016.

[70] Y. Tian, X. Meng, D. Tao, D. Liu, and C. Feng, “Upper limb motion tracking with the integration of IMU and Kinect,” *Neurocomputing*, vol. 159, pp. 207–218, Jul. 2015.

[71] G. Glonek and A. Wojciechowski, “Hybrid orientation based human limbs motion tracking method,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 17, no. 12, p. 2857, Dec. 2017.

[72] K. L. Moore, A. F. Dalley, A. M. R. Agur, and M. E. Moore, *Anatomía con orientación clínica*. Editorial Médica Panamericana, 2007.

[73] M. Latarjet, A. Ruiz Liard, and E. Pro, *Anatomía humana*. Médica Panamericana, 2004.

[74] L. Moraleda, J. Albiñana, M. Salcedo, and G. Gonzalez-Moran, “Displasia del desarrollo

de la cadera," *Rev. Esp. Cir. Ortop. Traumatol.*, vol. 57, no. 1, pp. 67–77, Jan. 2013.

[75] A. Hernaiz, "Fisiología y biomecánica de la rodilla." pp. 28–38, 2011.

[76] D. Ledia *et al.*, "Laboratorios de Anticuerpos y Biomodelos Experimentales ARTICULACIÓN DE LA RODILLA Y SU MECÁNICA ARTICULAR," 2003.

[77] V. F. Sanchis Alfonso Gomar Sancho, "Anatomía descriptiva y funcional del ligamento cruzado anterior. Implicaciones clínico-quirúrgicas," 1992.

[78] K. Zaragoza-Velasco and S. Fernández-Tapia, "Artículo de revisión Ligamentos y tendones del tobillo: anatomía y afecciones más frecuentes analizadas mediante resonancia magnética," 2013.

[79] P. Lucas, P. Kaplan, R. Dussault, and S. Hurwitz, "MRI of the foot and ankle.," *Curr. Probl. Diagn. Radiol.*, vol. 26, no. 5, pp. 209–66, 1997.

[80] H. A. Argente and M. E. Alvarez, *Semiología médica fisiopatología, semiotecnia y propedéutica*. Editorial Médica Panamericana, 2013.

[81] J. Daza Lesmes, *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano*. Editorial Médica Panamericana, 2007.

[82] F. Plas, E. Viel, Y. Blanc, and J. Plaja Masip, *La Marcha humana : cinesiología dinámica, biomecánica y patomecánica*. Masson, 1984.

[83] J. A. Andrade, V. M. Leite, L. F. Teixeira-Salmela, P. M. de Araújo, and Y. Juliano, "A comparative study between visual estimation and goniometry for the assessment of range of motion of the shoulder joint," *ACTA FISIÁTRICA*, 2003.

[84] A. Vilador Perice and A. Viladot Voegli, "Biomecánica II: Cinemática de la rodilla," *Josa Bullich S, Palacios Y Carvajal J. Cirugía la rodilla. Barcelona JIMS SA*, pp. 49–58, 1995.

[85] L. De Lucca, S. Iberes, and L. Melo, "Relationship between running kinematic changes and

time limit at vVO 2max Relação entre modificações cinemáticas da corrida e o tempo limite na vVO 2máx," *J. Kinanthropometry*, 2012.

[86] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. 1991.

[87] C. Marco Sanz, "Marcha patológica," *Rev. pie y tobillo*, vol. XVIII, 2003.

[88] M. S. B. Piamba, M. S. B. Piamba, and O. A. V. Albán, "Interfaces naturales en la robótica: una revisión," *Sci. Tech.*, vol. 23, no. 1, pp. 112–118, Mar. 2018.

[89] P. M. Fernández, "Evaluación del Sensor Kinect para Aplicaciones Resumen," 2015.

[90] M. H. Ahmed and A. T. Sabir, "Human Gender Classification Based on Gait Features Using Kinect Sensor," in *2017 3rd IEEE International Conference on Cybernetics (CYBCONF)*, 2017, pp. 1–5.

[91] "MPU-6050 Product Specification," 2013.

[92] P. Letelier, M. Canós, E. Sánchez, and M. Penadés, "Métodologías Ágiles en el Desarrollo de Software," *VIII Jornadas Ing. del Softw. y Bases Datos - JISBD 2003*, pp. 1–8, 2003.

[93] J. I. Meza, "Planos Arquitectónicos : El Modelo de ' 4 + 1 ,'" vol. 12, no. 6, pp. 1–16, 2006.

[94] C. Larman, *UML y Patrones*. 2003.

[95] D. Teran, "Diseño E Implementación De Un Sistema Para Visualizar La Marcha Humana Biomecánica En La Afectación De Rodilla Ante Una Gonartrosis," p. 114, 2017.

[96] R. Martínez Méndez and M. R. Huertas, "Uso de sensores inerciales en la medición y evaluación de movimiento humano para aplicaciones en la salud," 2013.

[97] L. Carrión, D. Ochoa, and J. A. Valverde, "NOTA DE APLICACIÓN ANALISIS DEL FUNCIONAMIENTO DEL SENSOR DE FUERZA RESISTIVO (FSR) CON LabVIEW," 2009.

[98] J. Diebel, “Representing Attitude: Euler Angles, Unit Quaternions, and Rotation Vectors,” 2006.

[99] D. H. Peluffo Ordóñez, “Estudio comparativo de métodos de agrupamiento no supervisado de latidos de señales ECG ” Diego Hern ´ an Peluffo Ord ´ o n ˜ ez,” 2009.

[100] S. Chen, J. S. Brantley, T. Kim, and J. Lach, “Characterizing and minimizing synchronization and calibration errors in inertial body sensor networks,” in *Proceedings of the Fifth International Conference on Body Area Networks - BodyNets ’10*, 2010, p. 138.

[101] J. Wåhslén, I. Orhan, and T. Lindh, “Local Time Synchronization in Bluetooth Piconets for Data Fusion Using Mobile Phones,” in *2011 International Conference on Body Sensor Networks*, 2011, pp. 133–138.

8. Anexos

8.1. Anexo 1. Resumen de revisión bibliográfica

Tabla 24.
Revisión de tecnologías de los sistemas de captura de movimiento.

Año	Autor	Descripción	Clasificación	Subclasificación
2008	Yoo, Jang-hee	Sistema de reconocimiento de patrones de marcha usando redes neuronales.	BV	Kinect
2009	Yong, Yi-Han	Sistema para la clasificación de posturas y velocidad de la marcha	BS	IMU
2010	Mohammad Omar Derawi	Estudio de técnicas usadas para la evaluación de la marcha	BS	IMU
2011	Wang, Wei Zhong	Método para filtrado de acelerómetros y sensores IMU.	BS	IMU
2011	Bo, Antonio	Método basado en filtro Kalman para cinemática articular.	BF	IMU + Kinect
2013	Clark, R A	Prototipo para la determinación de parámetros espacio-temporales de la marcha.	BV	Marcadores.
2014	Galna et al.	Estudio comparativo de rango de movimiento de Kinect y sistema Vicon 3D.	BV	Marcadores.
2014	Qiu, Jun-Wei	Metodología para el rastreo del esqueleto que utiliza múltiples sensores de profundidad RGB.	BV	Kinect
2015	Nandy, Anup	Clasificador Bayesiano para el reconocimiento de oscilación de la marcha.	BV	Marcadores.
2015	Schreven, Sander	Método para filtrado de datos de diferentes tecnologías.	BS	Marcadores.
2015	Pineda-Lopez, F	Método para análisis de ciclo de marcha.	BV	Kinect
2015	Auvinet, E	Sistema para la correlación de articulaciones cadera, rodilla y tobillo.	BV	Kinect
2015	Prakash, Chandra	Sistema para determinación de parámetros articulares y cinemáticos de la marcha.	BV	Marcadores.
2016	Tannous et al.	Sistema para medición de cinemática articular de rodilla	BF	Kinect

		Sistema de medición combinado usando filtro Kalman.	BF	IMU + Kinect
2016	Bravo, M D A	Sistema para medidas antropométricas de la marcha basado en kinect.	BV	Kinect
2016	Luo, Jian	Sistema de análisis de marcha basado en la silueta humana	BV	Kinect
2016	Nieto-Hidalgo, Mario	Sistema para determinación de parámetros cinemáticos de la marcha.	BV	Marcadores.
2017	Narváez, F	Plataforma para la evaluación funcional de movimientos de rodilla	BF	IMU + Kinect
2018	Yang, L.	Sistema para la triangulación de múltiples Kinect.	BV	Marcadores.
2018	Bei, Sun	Sistema para análisis de balanceo de la marcha basado en método de similitudes.	BV	Kinect
2018	Nguyen, Trong-Nguyen	Sistema para análisis de la simetría de la marcha usando espejos.	BV	Marcadores.

8.2. **Anexo 2. Consentimiento informado**

UNIVERSIDAD DE CALDAS
VICERRECTORIA DE INVESTIGACIONES Y POSTGRADOS
FORMATO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

TITULO DEL PROYECTO: Sistema computacional de apoyo para la identificación de alteraciones de la marcha en rodilla basado en el uso de sensores ópticos y técnicas de procesamiento de señales

DESCRIPCION DEL PROYECTO:

El presente proyecto es acerca del desarrollo de una herramienta computacional y un dispositivo hardware para el análisis de la marcha realizando énfasis en la articulación de la rodilla. Este trabajo explora la técnica de fusión de datos del sensor Kinect y sensores de medición inercial (IMU). El desarrollo de esta herramienta contempla la aplicación de conocimientos en arquitectura software, metodología de programación extrema, atributos de calidad, así como el desarrollo del prototipo hardware. La herramienta proporciona una interfaz gráfica con una serie de controles para el registro de usuario, creación de historia clínica, realización del examen de marcha y visualización de reporte de resultados. La herramienta permite a partir generar gráficas comparativas del ángulo de rodilla de un histórico de exámenes, permitiendo llevar la trazabilidad de personas que han sufrido algún tipo de enfermedad como consecuencia algún tipo de alteración de la marcha.

I. **OBJETIVO DEL PROYECTO**: Desarrollar un prototipo de apoyo para la identificación de alteraciones de la marcha en miembro inferior en plano sagital mediante uso de sensores ópticos y técnicas de procesamiento digital de señales

II. **JUSTIFICACION DEL PROYECTO**: En este orden de ideas, el presente documento aborda el desarrollo de una herramienta computacional para la identificación de alteraciones de la marcha de rodilla basado en fusión de datos. Un estudio como el que se propone permite abrir nuevas perspectivas en el campo de la evaluación de alteraciones y patologías de miembro inferior asociados a la marcha, proporcionando a especialistas información continua sobre el proceso evolutivo de una persona.

BENEFICIO QUE SE ESPERA OBTENER DEL PROYECTO: En donde se va a aplicar este estudio cuenta con un programa de promoción y prevención en el área de Seguridad y Salud en el Trabajo, no se cuentan con estudios consistentes sobre TME apoyado en el uso de herramientas computacionales, permitiendo de esta manera impactar de manera positiva a la comunidad universitaria y que sirva de base para el planteamiento de acciones preventivas que minimicen los efectos lesivos de estas alteraciones. Finalmente, la ejecución de esta propuesta de investigación permitirá establecer y afianzar relaciones interinstitucionales para realizar actividades de investigación conjuntas entre Universidad de Caldas y Universidad Mariana de Pasto, grupos de semilleros y diferentes entidades que intervienen en el desarrollo de la investigación.

1. DATOS DE IDENTIFICACIÓN DEL PARTICIPANTE

1.1 Nombres y apellidos _____

1.2 Documento de identidad_____ de _____

2. PROCEDIMIENTO DE INVESTIGACIÓN A REALIZAR:

Las evaluaciones médico laborales son procedimientos sencillos que permiten identificar este tipo de trastornos, es por ello que solicitamos su colaboración para la realización de algunos exámenes siguiendo las siguientes recomendaciones:

- Debe presentarse al examen con ropa cómoda que le permitan realizar la actividad física.
- Estar en capacidad de decisión para firmar el consentimiento informado 30 minutos antes para realizar la prueba.
- Si tiene alguna limitación para caminar debe informarlo a su médico tratante y a la persona que realizará el examen.

Por lo anterior solicitamos su colaboración para desarrollar una encuesta con aspectos con el perfil sociodemográfico, y trastornos diagnosticados, la cual tomará un tiempo aproximado de 5 minutos. Se proseguirá con una valoración usando goniometría convencional que tiene como objetivo realizar las mediciones de la longitud de las extremidades y rango de movilidad articular donde el examinador deberá interrogar si hay dolor durante el movimiento. Se realizarán capturas mediante técnica de fotogrametría de los planos frontal, lateral izquierdo y derecho, el cual tendrá una duración de 5 minutos. Luego se realizará un test de marcha, una valoración sencilla en el que se evalúa su capacidad para caminar. Se le pedirá a usted que camine una distancia de 6 metros a un ritmo de marcha impuesto por el examinador de acuerdo a sus posibilidades, pudiendo optar por descansar si así lo requiere en cualquier momento de la prueba. Se consignará un registro de video del proceso de marcha en los planos frontal, lateral izquierdo y derecho. Esta prueba tendrá una duración de 5 minutos.

3. CLASIFICACION Y DESCRIPCIÓN DEL RIESGO DEL PROCEDIMIENTO Y/O PROYECTO:[1]

Investigación sin riesgo ☐
Investigación con riesgo mínimo ☐
Investigación con riesgo mayor que el mínimo ☐

4. INSTITUCIÓN(ES) INTERVINIENTES EN EL PROYECTO:

☐ Universidad de Caldas.
☐ Otra(s), ¿Cuál(s)?: Universidad Mariana de Pasto.

5. DECLARACIÓN DEL PARTICIPANTE O REPRESENTANTE LEGAL.

Manifiesto que me han explicado y he comprendido satisfactoriamente la naturaleza y el propósito de este estudio y los procedimientos que de él se derivan. Me han aclarado todas las dudas e igualmente se me han explicado los riesgos asociados al proyecto de investigación. Se me ha asegurado el carácter anónimo y la confidencialidad de la información obtenida, así como la posibilidad de obtener información actualizada de los resultados de los estudios y la posibilidad que

[1] *Para determinar de forma correcta la clasificación del riesgo, remitirse a la clasificación indicada en el Artículo 11 de la Resolución Nº 8430 De 1993* **emitida por el Ministerio de Salud**

poseo de retirar el consentimiento en cualquier momento. De igual forma se me indicó que la responsabilidad sobre tratamientos o indemnizaciones a las que haya lugar en razón a esta investigación corresponde a la(s) institución(es) que interviene(n) en la misma.

Doy mi consentimiento para este estudio.

_____ _____

FIRMA HUELLA

Teléfono: _____

Correo electrónico: _____

Dirección de domicilio: _____

Testigo 1:

Nombre: _____

Teléfono:

_____

Correo: _____

Testigo 2:

Nombre: _____

Teléfono:

_____

Correo: _____

_____

FIRMA Investigador

Teléfono_____

Correo electrónico_____

FECHA _____ HORA_____ CIUDAD _____

8.3. **Anexo 3. Instrumento**

EVALUACIÓN CLÍNICA DEL MOVIMIENTO CORPORAL HUMANO
Propuesta de Instrumento de análisis cualitativo y cuantitativo de la marcha humana

1. PERFIL SOCIODEMOGRÁFICO														
Responda los siguientes datos y marque con una "X" la opción correcta														
Fecha de Valoración:	**Sexo**			**Estado Civil**			**Estrato socioeconómico**							
Número de registro:	Masculino			Soltero			1:	2:	3:	4:	5:			
	Femenino			Casado			Dominancia: Ambidiestro		Diestro		Zurdo			
Dominancia	**Tabaquismo**			**Actividad física**			**Actividades laborales**							
Diestro		Siempre			Siempre		si		no					
Zurdo		Nunca			Ocasionalmente									
Ambidiestro		Ocasionalmente			Nunca									
Condición de Salud														
Auxiliares de marcha	Si		No		¿Cual?									
					Unilateral	Lado:								
					Bilateral									
Prótesis	Si		No		¿Cual?									
Órtesis	Si		No		¿Cual?									
Tipo de Calzado o plantillas														

2. VARIABLES ANTROPOMÉTRICAS	
El fisioterapeuta debe registrar las siguientes mediciones	
Talla (m)	
Peso (Kg)	
Edad (Años)	
IMC (Calculado)	
Longitud de Pierna Izquierda (m)	
Longitud de Pierna Derecha (m)	
Longitud de Muslo Izquierdo (m)	
Longitud de Muslo Derecho (m)	

3. ANÁLISIS CUALITATIVO DE LA MARCHA		
El fisioterapeuta debe registrar mediante inspección visual las siguientes descripciones		
Descripción de las fases de la marcha	Extremidad Inferior Derecha	Extremidad Inferior Izquierda
Contacto Inicial		
Respuesta a la carga		
Soporte medio		
Soporte terminal		
Prebalanceo		

4. MECANISMOS DE CONTROL DE DEZAPLAZAMIENTO	
El fisioterapeuta debe registrar mediante inspección visual las siguientes descripciones	
Control vertical	
Rotación pélvica	
Descenso pélvico	
Flexión de rodilla	
Control lateral	
Genu Valgo fisiológico	
Control Horizontal	
Movimientos de rodilla, tobillo y pie	

Aplanamiento de la bóveda plantar	

5. CONCLUSIONES	
Principales características y causas	
Necesidades y recomendaciones	
Observaciones	

Firma de Fisioterapeuta

8.4. **Anexo 4. Diagramas de secuencia como complemento a la vista lógica**

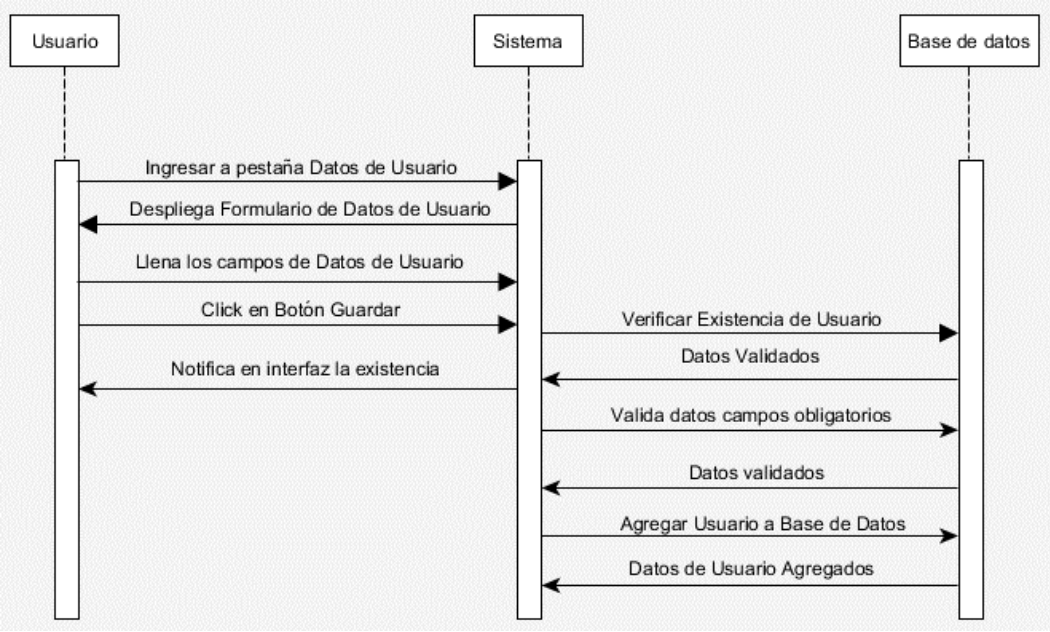


Diagrama de secuencia de guardado de nuevo usuario.

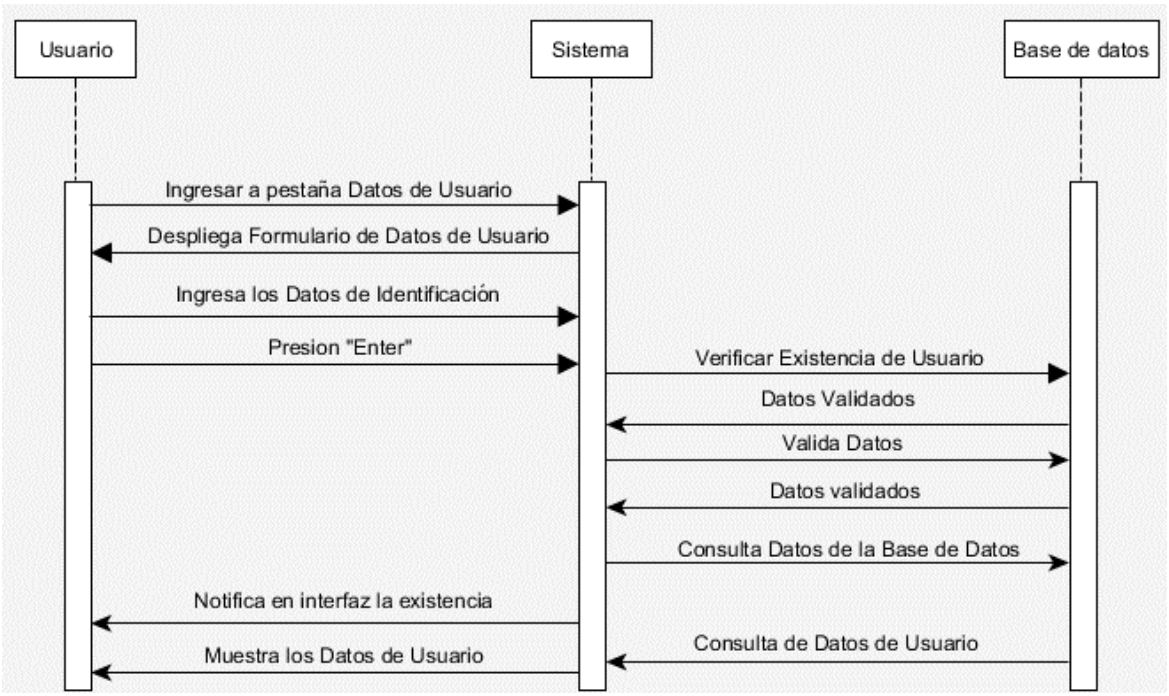


Figura 66. Diagrama de secuencia de consulta de datos de usuario.

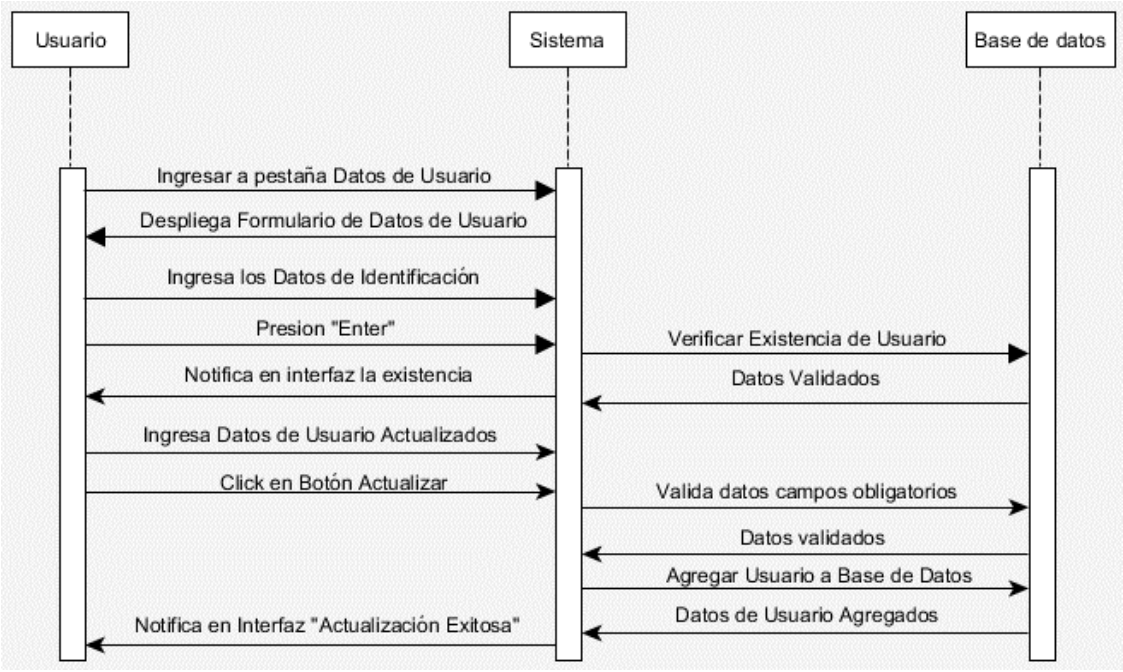


Figura 67. Diagrama de secuencia de actualización de datos de usuario.

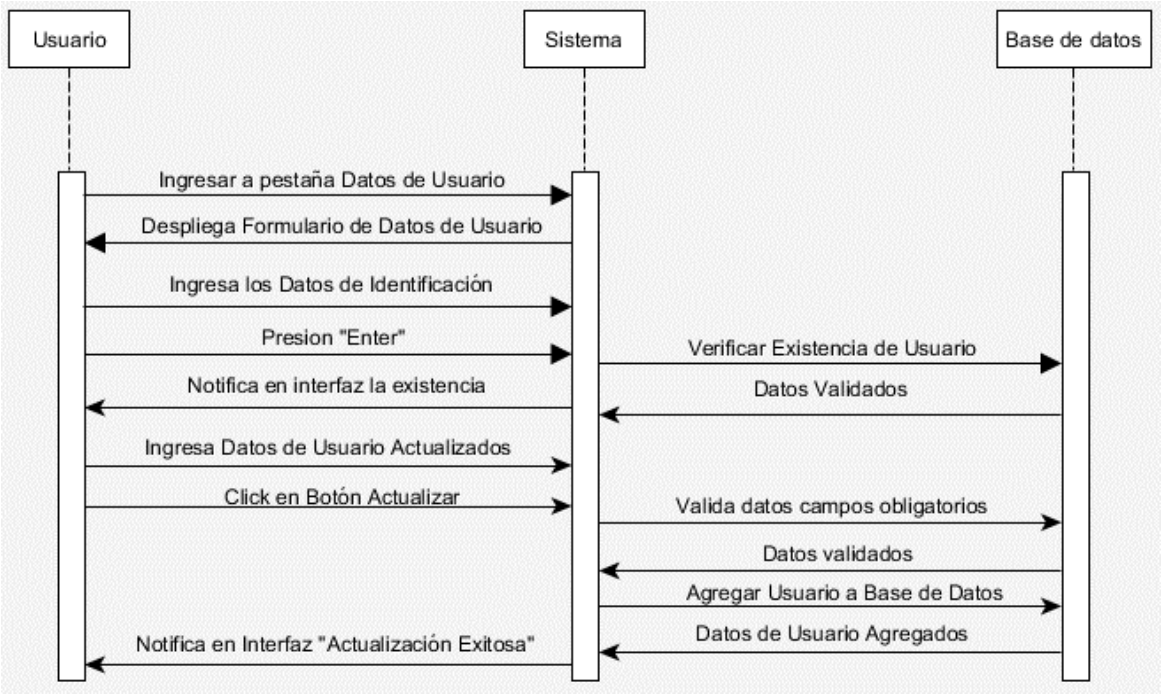


Figura 68. Diagrama de secuencia de eliminación de datos de usuario.

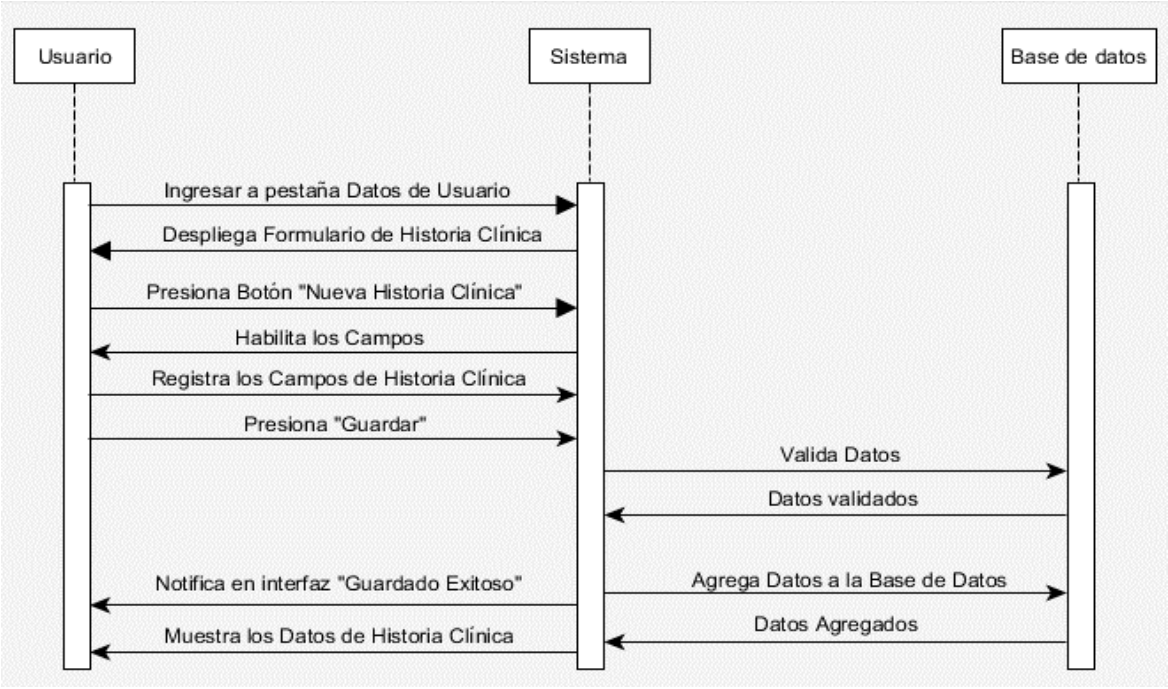


Figura 69. Diagrama de secuencia de nueva historia clínica.

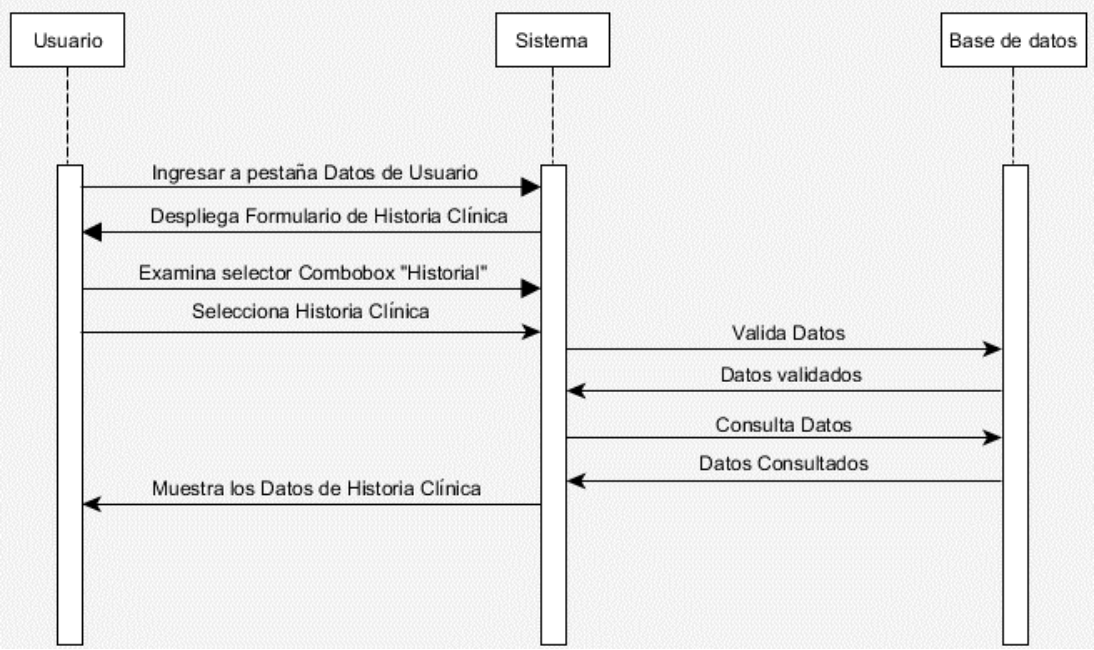


Figura 70. Diagrama de secuencia de consulta de datos de historia clínica.

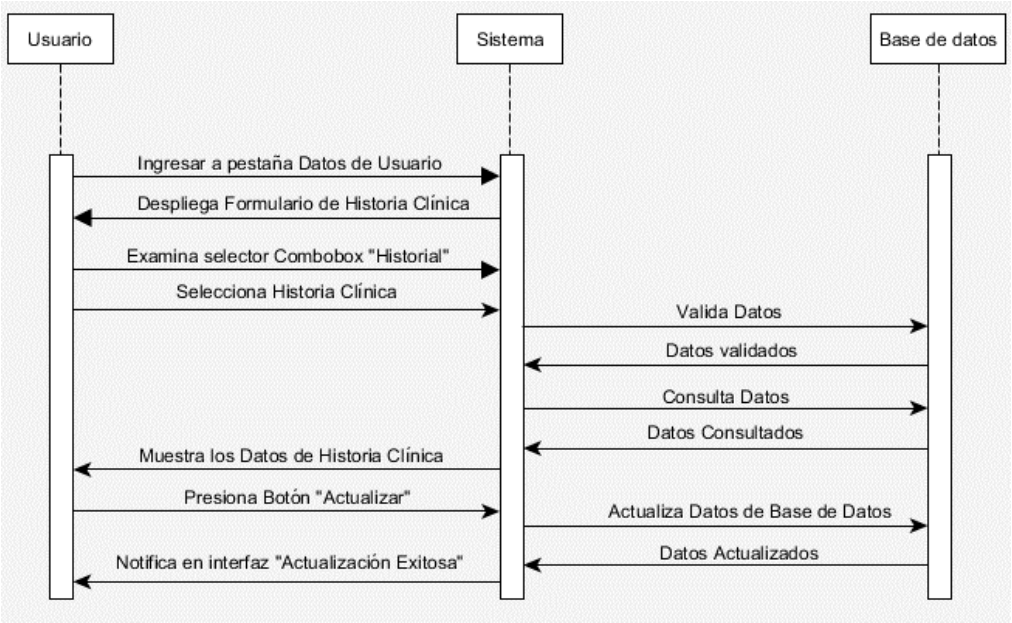


Figura 71. Diagrama de secuencia de actualización de historia clínica.

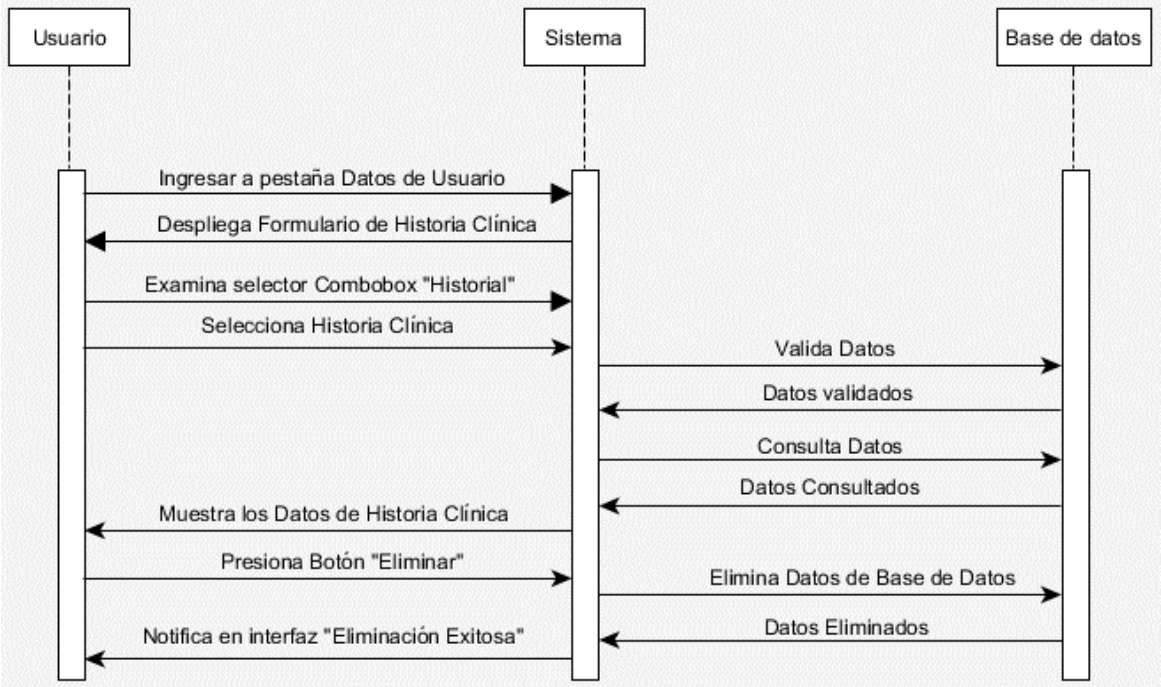


Figura 72. Diagrama de secuencia de eliminación de datos de historia clínica.

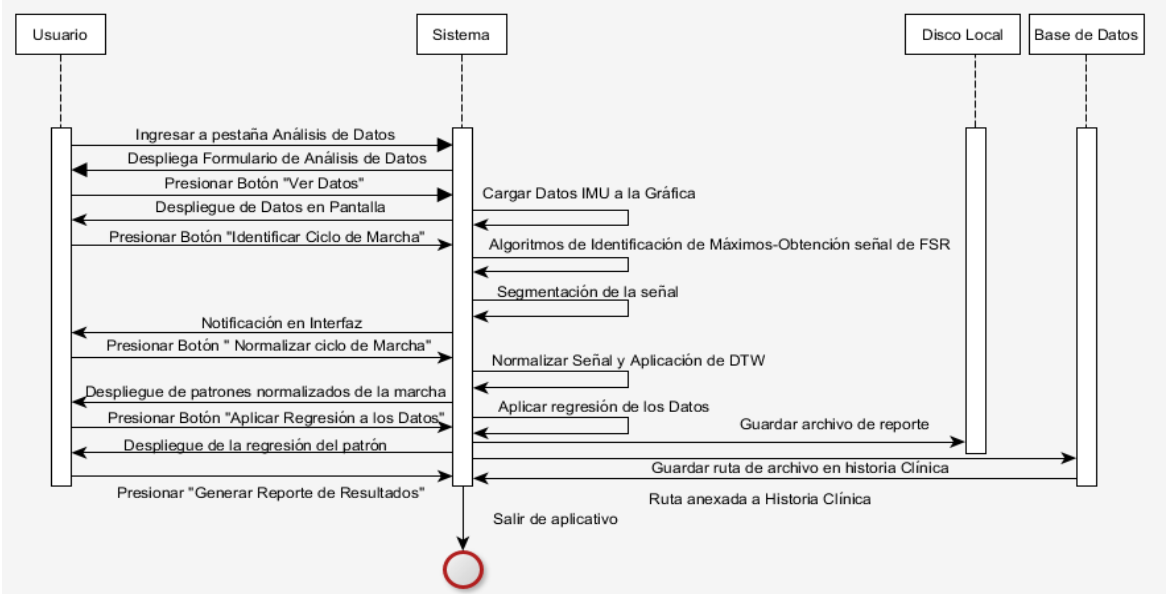


Figura 73. Diagrama de secuencia de visualización de datos y realización del examen.

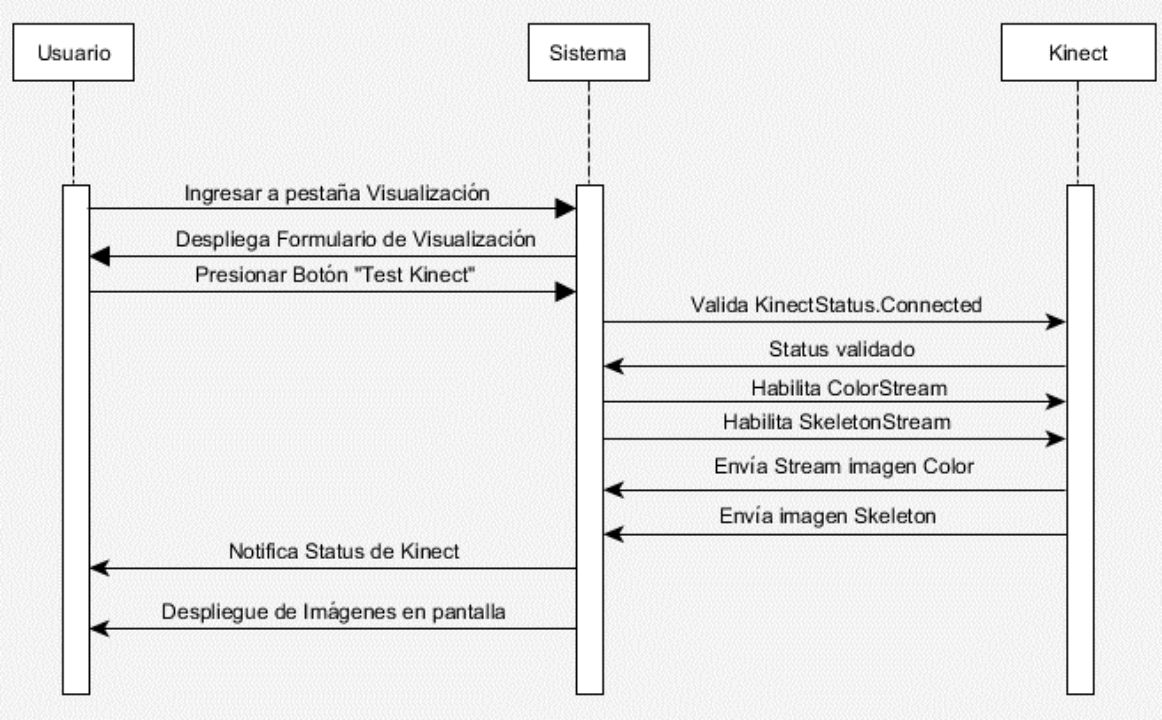


Figura 74. Diagrama de secuencia de Test de conectividad y visualización de Kinect.

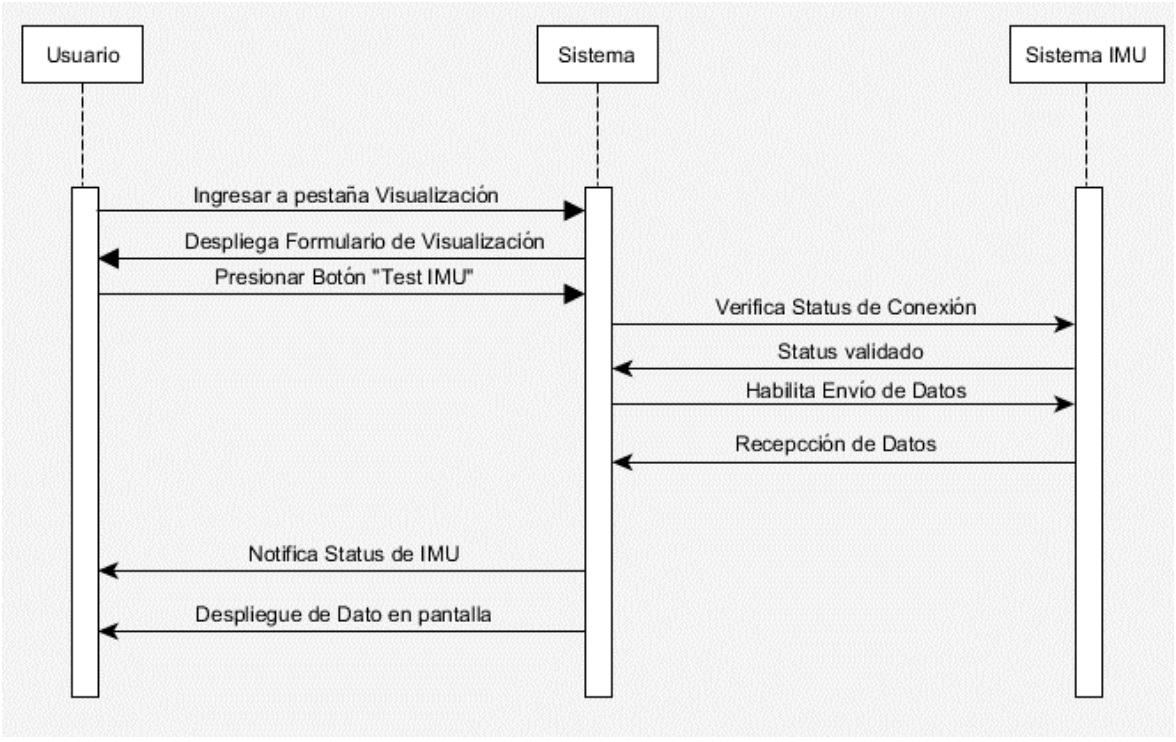


Figura 75. Diagrama de secuencia de Test de conectividad y visualización de IMU.

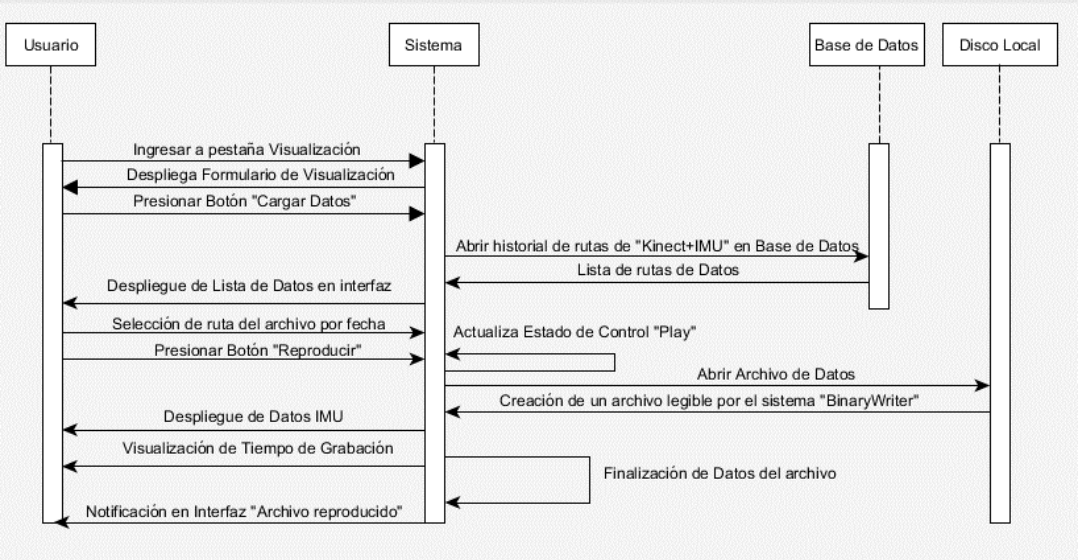


Figura 76. Diagrama de secuencia de control de reproducción de datos de archivo.

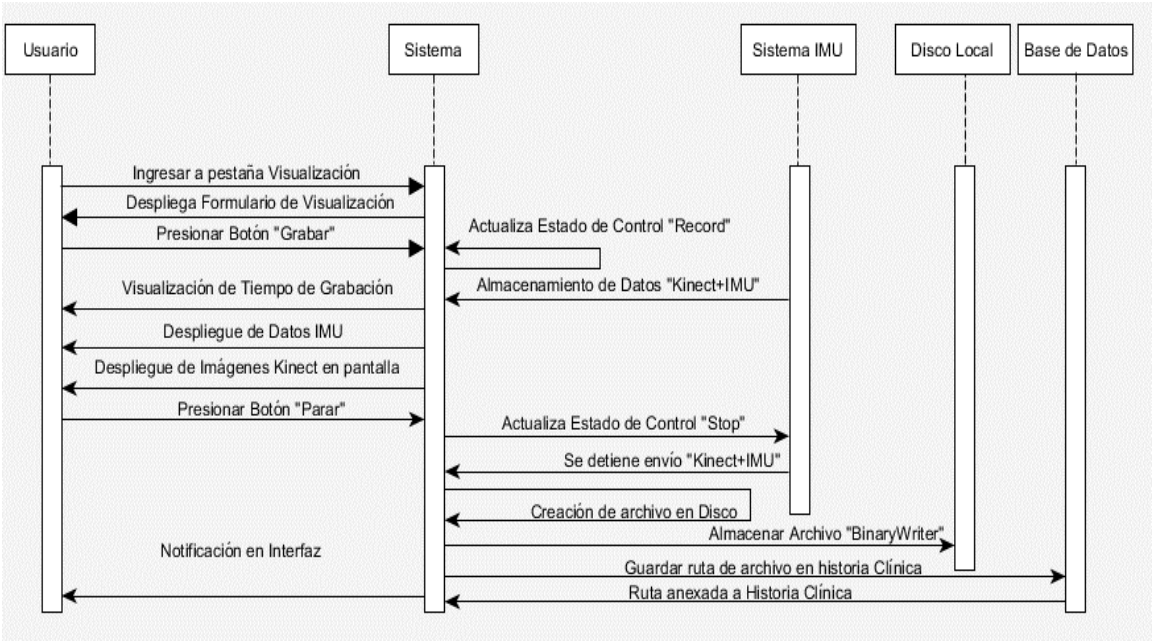


Figura 77. Diagrama de secuencia de almacenamiento de archivo de reproducción.

8.5. **Participación como ponente del II Congreso Internacional de Bioingeniería y Sistemas Inteligentes de Rehabilitación**

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

Certificado N° CD-UTN-EC0000000000001982

II CONGRESO INTERNACIONAL DE BIOINGENIERÍA Y SISTEMAS INTELIGENTES DE REHABILITACIÓN

CONFIEREN EL PRESENTE

CERTIFICADO

A: **DAGOBERTO MAYORCA**

Por haber participado con una duración de 30 horas en el: **"II CONGRESO INTERNACIONAL DE BIOINGENIERÍA Y SISTEMAS INTELIGENTES DE REHABILITACIÓN CIBSIR 2018",** realizado en: Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador del 03 al 05 de diciembre 2018.

Ibarra, 2019-01-18

2019-01-18 15:35 (GMT -5:00)
Firmado digitalmente por NGEL MARCELO CEVALLOS VALLEJOS.

Dr. Marcelo Cevallos, Ph.D.
Rector Universidad Técnica del Norte

8.6. **Participación como organizador del II Congreso Internacional de Bioingeniería y Sistemas Inteligentes de Rehabilitación.**

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

Certificado N° CD-UTN-EC0000000000001982

II CONGRESO INTERNACIONAL DE BIOINGENIERÍA Y SISTEMAS INTELIGENTES DE REHABILITACIÓN

CONFIEREN EL PRESENTE

CERTIFICADO

A: **DAGOBERTO MAYORCA**

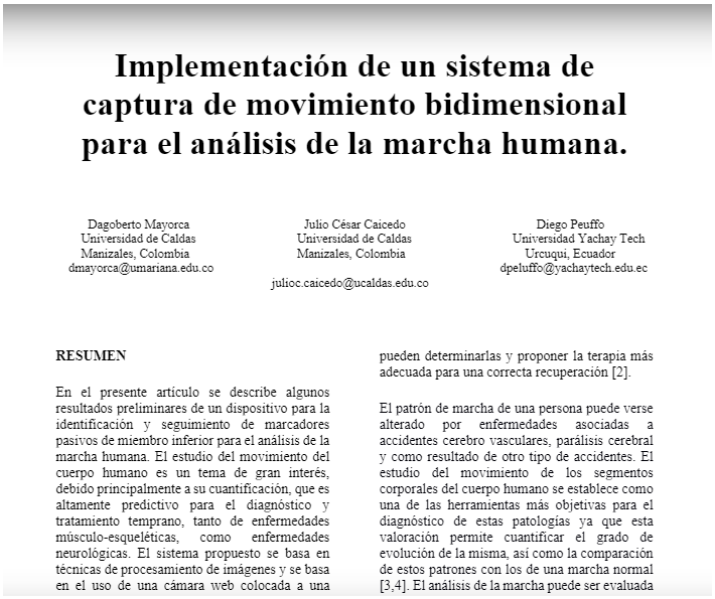
Por formar parte del comité organizador en el: **"II CONGRESO INTERNACIONAL DE BIOINGENIERÍA Y SISTEMAS INTELIGENTES DE REHABILITACIÓN CIBSIR 2018",** realizado en: Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador del 03 al 05 de diciembre 2018.

Ibarra, 2019-01-18

2019-01-18 15:24 (GMT -5:00)
Firmado digitalmente por NGEL MARCELO CEVALLOS VALLEJOS.

Dr. Marcelo Cevallos, Ph.D.
Rector Universidad Técnica del Norte

8.7. **Memoria de resúmenes del II Congreso Internacional de Bioingeniería y Sistemas**



Implementación de un sistema de captura de movimiento bidimensional para el análisis de la marcha humana.

Dagoberto Mayorca
Universidad de Caldas
Manizales, Colombia
dmayorca@umariana.edu.co

Julio César Caicedo
Universidad de Caldas
Manizales, Colombia
julioc.caicedo@ucaldas.edu.co

Diego Peuffo
Universidad Yachay Tech
Urcuqui, Ecador
dpeluffo@yachaytech.edu.ec

RESUMEN

En el presente artículo se describe algunos resultados preliminares de un dispositivo para la identificación y seguimiento de marcadores pasivos de miembro inferior para el análisis de la marcha humana. El estudio del movimiento del cuerpo humano es un tema de gran interés, debido principalmente a su cuantificación, que es altamente predictivo para el diagnóstico y tratamiento temprano, tanto de enfermedades músculo-esqueléticas, como enfermedades neurológicas. El sistema propuesto se basa en técnicas de procesamiento de imágenes y se basa en el uso de una cámara web colocada a una

pueden determinarlas y proponer la terapia más adecuada para una correcta recuperación [2].

El patrón de marcha de una persona puede verse alterado por enfermedades asociadas a accidentes cerebro vasculares, parálisis cerebral y como resultado de otro tipo de accidentes. El estudio del movimiento de los segmentos corporales del cuerpo humano se establece como una de las herramientas más objetivas para el diagnóstico de estas patologías ya que esta valoración permite cuantificar el grado de evolución de la misma, así como la comparación de estos patrones con los de una marcha normal [3,4]. El análisis de la marcha puede ser evaluada

8.8. **Organizador del III Simposio Internacional de ingeniería mecatrónica**

UNIVERSIDAD MARIANA

FACULTAD DE INGENIERIA

la Facultad de Ingeniería a través del programa de Ingeniería Mecatrónica.

CERTIFICA

Que:

Dagoberto Mayorca

1083867119

Participó como organizador de:

3er. Simposio Internacional "La Mecatrónica aplicada a la Bioingeniería"

San Juan de Pasto, 15 de Mayo 2019.

M.SC. GLORIA LUCIA CARDENAS CALVACHI
Decana Facultad de Ingeniería
Universidad Mariana

HERMAN HAMILTON GUERRERO CHAPAL
Director de programa Ingeniería Mecatrónica
Universidad Mariana

IMO201905-02

8.9. **Ponente del III Simposio Internacional de ingeniería mecatrónica**

UNIVERSIDAD MARIANA

FACULTAD DE INGENIERIA

la Facultad de Ingeniería a través del programa de Ingeniería Mecatrónica.

CERTIFICA

Que:

DAGOBERTO MAYORCA TORRES

UNIVERSIDAD MARIANA COLOMBIA

Participó como ponente:

Sistema computacional de apoyo para la identificación de alteraciones de la marcha en rodilla basado en el uso de sensores ópticos y técnicas de procesamiento de señales

3er. Simposio Internacional "La Mecatrónica aplicada a la Bioingeniería"

San Juan de Pasto, 15 de Mayo 2019.

M.Sc. GLORIA LUCIA CARDENAS CALVACHI
Decana Facultad Ingeniería
Universidad Mariana

HERMAN HAMILTON GUERRERO CHAPAL
Director de programa Ingeniería Mecatrónica
Universidad Mariana

IMP201905 -32

8.10. **Participación en evento nacional Galeras Geek**

8.11. **Ponencia para el congreso Latinoamericano de Neurociencia Computacional 2019**

CERTIFICATE

This is to certify that the paper entitled ***"Method for the Improvement of Knee Kinematics Accuracy based on Kinect and Sensors: Preliminary Results"*** *by* ***"Dagoberto Mayorca Torres, Julio César Caicedo-Eraso and Diego Hernán Peluffo-Ordoñez"*** *has been presented orally in the II Latin-American Workshop on Computational Neuroscience, which was held in the city of São João Del-Rei, Brazil, from 18th to 20th September.*

Prof. Dr. Vinicius Rosa Cota
LAWCN Chair
Federal University of São João Del-Rei

Prof. Dr Dante Barone
LAWCN Co-chair
Federal University of Rio Grande do Sul

2nd Latin American Workshop
on Computational Neuroscience
São João del-Rei, MG - Brazil
September, 18-20, 2019

8.12. **Envío de artículo a Revista "Communications in Computer and Information Science (CCIS) Q3" Vol: 18 ISSN: 1865-0929**

Method for the Improvement of Knee Angle Accuracy based on Kinect and IMU: Preliminary Results

D Mayorca-Torres[1]
, Julio C. Caicedo-Eraso[1]
, and Diego H. Peluffo-Ordoñez[2]

[1] Facultad de Ingeniería, Universidad de Caldas, Manizales, Colombia.
[2] Escuela de Ciencias Matemáticas y Tecnología Informática Yachay Tech, San Miguel de Urcuquí, Ecuador.
dagoberto.22017220147@ucaldas.edu.co

Abstract. One way to identify musculoskeletal disorders in the lower limb is through the functional examination where the ranges of normality of the joints are evaluated. Currently, this test can be performed with technological support, with optical sensors and inertial measurement sensors (IMU) being the most used. Kinect has been widely used for the functional evaluation of the human body, however, there are some limits to the movements made in the depth plane and when there is occlusion of the limbs. Inertial measurement sensors (IMU) allow orientation and acceleration measurements to be obtained with a high sampling rate, with

8.13. **Envío de artículo a Revista Iberoamericana de Sistemas y tecnologías de la información (RISTI) ISSN: 1646-9895**

Multi-Target Tracking for sperm motility measurement using the Kalman Filter and JPDAF: Preliminary Results

Dagoberto Mayorca-Torres 12, H Guerrero-Chapal 1, Julio Mejía-Manzano3, Diana Lopez-Mesa3, Diego H. Peluffo-Ordoñez4 , José A. Salazar-Castro5

dmayorca@umariana.edu.co, hhguerrero@umariana.edu.co, jmejia@unicomfacauca.edu.co, dlopez@unicomfacauca.edu.co, dpeluffo@yachaytech.edu.ec, jose.salazar@aunar.edu.co

1 Facultad de Ingeniería, Universidad Mariana, 520001, , Nariño, Colombia.

2 Facultad de Ingeniería, Universidad de Caldas,520001, Manizales, Colombia
3 Ingeniería Mecatrónica, Corporación Universitaria Comfacauca,520001, Colombia

4 Escuela de Ciencias Matemáticas y Tecnología Informática Yachay Tech, 100650, San Miguel de Urcuquí, Ecuador

5 Ingeniería Informática, Corporación Universitaria Autónoma de Nariño, 520001, Nariño, Colombia.

Abstract: The determination of sperm motility characteristics is of great importance for the specification of fertility in men. The semengram is the main diagnostic test to confirm semen quality. Currently, many fertility laboratories use visual assistance techniques to evaluate by using the Makler counting chamber, where motility and sperm count analysis can be performed. This