



"Vigilada Mineducación"

PROTOTIPO BASADO EN SENSORES INERCIALES PARA EL SEGUIMIENTO
DE LA ACTIVIDAD FÍSICA

LAURA MARÍA DEL PILAR SÁNCHEZ GALVIS

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES
FACULTAD DE INGENIERÍAS
MAESTRÍA EN INGENIERÍA
MANIZALES
2019

PROTOTIPO BASADO EN SENSORES INERCIALES PARA EL SEGUIMIENTO DE
LA ACTIVIDAD FÍSICA

LAURA MARÍA DEL PILAR SÁNCHEZ GALVIS

Proyecto de trabajo de grado para optar al título de Magister en Ingeniería

Tutor

Belarmino Segura Giraldo

Co-tutora

Francia Restrepo de Mejía

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

FACULTAD DE INGENIERÍAS

MAESTRÍA EN INGENIERÍA

MANIZALES

2019

**A mi familia
por ser mi fortaleza y mi
motivación constante,
pero más que nada
por su infinito amor.**

AGRADECIMIENTOS

- Antes que todo, a Dios, por haberme permitido llegar hasta este punto y haberme dado salud para lograr mis objetivos, además de su infinita bondad y amor.
- A todos los integrantes del Laboratorio de Movimiento Humano y Laboratorio de Análisis de Movimiento por transmitirme un poco de su experiencia, además de facilitarme el uso de sus instalaciones para el desarrollo de la investigación.
- Al grupo de investigación de Automática por el apoyo permanente en el desarrollo del proyecto de investigación.
- A los investigadores Juan Pablo Ángel y Julialba Castellanos Ruíz, por sus valiosos y grandes aportes en esta investigación. Sin ellos esto no sería posible. De verdad muchísimas gracias.
- A mis amigos y compañeros de la maestría, Luisa Fernanda Echeverry, Wilson Fernando González, Juan Sebastián Rincón, Daniela López Londoño, Carlos Vargas Sánchez, César A. Álvarez, Lisseth Ramírez A., Gissela Duque Cleves, Paola Giraldo, Luis Carlos Correa por las noches de traspasado y por los ánimos mutuos para continuar y culminar este proceso, y lo más importante porque aún seguimos siendo amigos. Y mi gran amigo Hisnel Franco Ruíz, por darme ánimos y voz de aliento cuando más lo necesitaba, por estar siempre ahí, firme, presente en cada una de mis decisiones.
- Finalmente, a todos mis docentes de la maestría, aquellos que marcaron cada etapa con sus enseñanzas y experiencias, y que me ayudaron en asesorías y dudas presentadas en la elaboración de la tesis.

RESUMEN

En el transcurso de esta tesis, se presentará el desarrollo de un prototipo basado en sensores inerciales comerciales de 6DoF, que permite la captura de movimiento y su posterior visualización, como la rotación de algunas articulaciones a partir de la información del acelerómetro y giroscopio. La fase de desarrollo del hardware presenta los componentes de adquisición de las señales inerciales mediante el protocolo I2C entre los sensores y la tarjeta madre, utilizando la tarjeta de desarrollo STM32 Minimo, realizando el filtrado y procesamiento digital de éstas señales; en la fase de visualización, se realiza una interfaz gráfica en Matlab® (GUIDE), que se enlaza por bluetooth al prototipo; lo que permite analizar las señales entregadas por los sensores. Adicionalmente, con el fin de hacer pruebas de funcionamiento del prototipo desarrollado, se realizó una prueba piloto en el Laboratorio de Análisis de Movimiento de la UAM®, en el que se hizo una comparación de las cámaras de OptiTrack y los sensores inerciales. A través de la prueba piloto, se comprueba la fiabilidad del prototipo que está entregando ángulos de rotación (Yaw, Pitch, Roll) en los segmentos corporales.

Palabras clave: Captura de Movimiento, Sensores Inerciales, Protocolo I2C, STM32 Minimo, GUIDE, UAM®

ABSTRACT

In the course of this thesis, the development of a prototype based on commercial inertial sensors of 6DoF will be presented, which allows the capture of movement and its subsequent visualization, such as the rotation of some articulations from the information of the accelerometer and gyroscope. The hardware development phase presents the acquisition components of the inertial signals through the I2C protocol between the sensors and the motherboard, using the STM32 Minimo development card, performing the filtering and digital processing of these signals; in the visualization phase, a graphical interface is made in Matlab® (GUIDE), which is linked by bluetooth to the prototype; what allows to analyze the signals delivered by the sensors. Additionally, in order to test the performance of the developed prototype, a pilot test was carried out in the Motion Analysis Laboratory of the UAM®, in which a comparison was made of the OptiTrack cameras and the inertial sensors. Through the pilot test, the capability of the prototype is verified, which is delivering angles of rotation (Yaw, Pitch, Roll) in the body segments.

Keywords: Motion Capture, Inertial Sensors, I2C Protocol, STM32 Minimum, GUIDE, UAM®

Contenido

1	INTRODUCCIÓN.....	18
2	ÁREA PROBLEMÁTICA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN.....	20
2.1	PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	23
3	JUSTIFICACIÓN.....	24
4	OBJETIVOS.....	25
4.1	OBJETIVO GENERAL	25
4.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	25
5	ANTECEDENTES.....	26
5.1	SISTEMAS CON SENSORES INERCIALES	26
5.2	SISTEMA CON EXERGAMES (VIDEOJUEGOS DE EJERCICIO).....	28
5.3	SISTEMAS CON TRAJES PARA MONITOREO	28
6	REFERENTE TEÓRICO	29
6.1	ACTIVIDAD FÍSICA	29
6.2	GONIOMETRÍA.....	30
6.3	LABORATORIOS DE ANÁLISIS DE MOVIMIENTO	30
6.3.1	Aspectos Que Se Evalúan En Un Laboratorio De Análisis De Movimiento	31
6.4	CAPTURA DE MOVIMIENTO (MOCAP).....	31
6.4.1	Tecnologías Para La Captura De Movimiento Existentes.....	32
7	SISTEMA MEDIANTE ULTRASONIDOS:	36
7.1	APRECIACIONES PARA EL PROCESO DE ADQUISICIÓN	38
7.2	SENSORES INERCIALES -IMU.....	40
7.2.1	Sensores MEMS	40
7.2.2	Giroscopios MEMS.....	40
7.2.3	Acelerómetros MEMS.....	40
7.2.4	Magnetómetros MEMS	41
7.3	DISPOSICIÓN DE LOS SENSORES INERCIALES	41
7.4	ALGORITMOS DE FUSIÓN Y FILTRADO	42
7.4.1	Algoritmo de Madgwick AHRS.....	43
8	METODOLOGÍA	46
8.1	ENFOQUE METODOLÓGICO Y TIPO DE ESTUDIO	46
8.2	DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN.....	46
9	ETAPA I: ADQUISICIÓN: IMPLEMENTACIÓN Y DESARROLLO DEL HARDWARE. 48	

9.1	MATERIALES PARA EL DISEÑO Y DESARROLLO DEL DISPOSITIVO	48
9.2	TARJETA DE DESARROLLO A UTILIZAR.....	50
9.2.1	Especificaciones De La Tarjeta De Desarrollo:	51
9.3	SENSOR INERCIAL.....	52
9.3.1	Protocolo De Comunicaciones I2C	53
10	ETAPA II PROCESAMIENTO. IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE.....	55
11	ETAPA III: VISUALIZACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	56
11.1	BATERÍA DE EJERCICIOS	56
12	RESULTADOS	57
12.1	ETAPA I. ADQUISICIÓN: IMPLEMENTACIÓN Y DESARROLLO DEL HARDWARE.....	57
12.1.1	Módulo Nodo Esclavo.....	58
12.1.2	Módulo Tarjeta De Adquisición Maestro.....	59
12.1.3	Descripción Del Hardware	59
12.2	DISEÑO PARA LA PORTABILIDAD DEL PROTOTIPO	63
12.3	ETAPA II. PROCESAMIENTO. IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE.....	68
12.3.1	Firmware	69
12.4	ADQUISICIÓN DE DATOS TARJETA MAESTRO: ARDUINO™	69
12.4.1	Protocolo Para La Etapa II: Diseño Y Desarrollo Del Software	70
12.4.2	Calibración Y Filtrado De Los Sensores	71
12.4.3	Interfaz Gráfica De Usuario	72
12.5	ETAPA III. VISUALIZACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS: INTEGRACIÓN. 75	
12.5.1	Participantes	76
12.5.2	Pruebas De Valoración Para La Actividad Física	76
12.6	PROTOCOLO PARA LA ETAPA III. VISUALIZACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS: INTEGRACIÓN. ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO	80
12.7	FASES DE EJECUCIÓN DEL EJERCICIO Y PUNTOS DE EVALUACIÓN	81
12.8	PRIMERA TOMA DE DATOS.....	82
12.9	SEGUNDA TOMA DE DATOS	112
12.10	TERCERA TOMA DE DATOS	116
13	CONCLUSIONES.....	121
14	RECOMENDACIONES	123
15	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	124

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Laboratorios de Análisis de Movimiento y de Marcha en Colombia	20
Figura 2. Colocación de Cámaras Optitrack.	22
Figura 3. Sistema de captura de movimiento óptico Laboratorio de Biomecánica de la UAM®	33
Figura 4. Sistema de captura de movimiento inercial de la empresa Xsens.....	34
Figura 5. Traje electromecánico de captura Gypsy 6 de la empresa MetaMotion	34
Figura 6. Sistema de captura electromagnético de la empresa Ascension.	35
Figura 7. Sistema de posicionamiento ultrasónico HX17TK	36
Figura 8. Configuración de marcadores desarrollada y empleada en el Hospital Infantil de Newington.	39
Figura 9. Localización de los sensores y modelo cinemático miembros inferiores	42
Figura 10. Representación del diagrama de bloques del filtro de orientación completo para una implementación de IMU	43
Figura 11. Etapas de la investigación	47
Figura 12. Arquitectura general de hardware	48
Figura 13. Tarjeta de desarrollo STM32 Minimo	51
Figura 14. Módulo GY 521	52
Figura 15. Orientación y Polaridad de rotación de los sensores inerciales	53
Figura 16. Conexión de dispositivos al bus I2C.....	54
Figura 17. División del software por tareas a realizar.....	55
Figura 18. Arquitectura general del sistema propuesto	57

Figura 19. Nodos esclavos.....	58
Figura 20. Unidad de adquisición maestro.....	59
Figura 21. Tarjeta de adquisición Maestro	60
Figura 22. Nodo esclavo.....	61
Figura 23. Boceto soporte universal	64
Figura 24. Soporte universal tipo arnés.....	65
Figura 25. Forro ubicado en la parte anterior y posterior.....	65
Figura 26. Diseño caja nodos esclavos.....	66
Figura 27. Correa-bandas elásticas marca TheraBand®	67
Figura 28. Correa-Bandas en el cuerpo humano	67
Figura 29. Pseudocódigo Tarjeta Maestro.....	70
Figura 30. Pseudocódigo Nodos Esclavos	71
Figura 31. Pantalla de inicio de la interfaz gráfica.....	72
Figura 32. Comando Enlazar.....	73
Figura 33. Comando Importar	74
Figura 34. Pantalla datos del paciente y Fecha de la toma.....	74
Figura 35. Laboratorio de Análisis de Movimiento de la UAM®.	75
Figura 36. Calibración de los sensores	77
Figura 37. Distribución de los sensores en el cuerpo humano	77
Figura 38. Distribución de los marcadores y sensores inerciales.....	78
Figura 39. Etiqueta de los marcadores-Standing Task	79
Figura 40. Sistema de coordenadas de los marcadores – Standing Task	79
Figura 41. Posición anatómica	81

Figura 42. Gráfica de la variación de ángulos en la cadera con OptiTrack, donde se muestran los puntos de evaluación.	82
Figura 43. Gráfica de la variación de ángulos en la cadera con el prototipo, donde se muestran los puntos de evaluación.	83
Figura 44. Variabilidad de la cadera en la posición inicial	85
Figura 45. Variabilidad de la cadera al sentarse.....	85
Figura 46. Variabilidad de la cadera al pararse.	85
Figura 47. Gráfica de la variación de ángulos en el muslo derecho con OptiTrack, donde se muestran los puntos de evaluación.	86
Figura 48. Gráfica de la variación de ángulos en el muslo izquierdo con OptiTrack, donde se muestran los puntos de evaluación.	87
Figura 49. Gráfica de la variación de ángulos en el muslo izquierdo con el prototipo, donde se muestran los puntos de evaluación.	88
Figura 50. Gráfica de la variación de ángulos en el muslo derecho con el prototipo, donde se muestran los puntos de evaluación.	88
Figura 51. Variabilidad del muslo derecho en posición inicial.	90
Figura 52. Variabilidad del muslo derecho al sentarse.....	90
Figura 53. Variabilidad del muslo derecho al pararse.....	91
Figura 54. Variabilidad del muslo izquierdo en posición inicial	91
Figura 55. Variabilidad del muslo izquierdo al sentarse	92
Figura 56. Variabilidad del muslo izquierdo al pararse	92
Figura 57. Gráfica de la variación de ángulos en la pantorrilla derecha con OptiTrack, donde se muestran los puntos de evaluación.	93

Figura 58. Gráfica de la variación de ángulos en la pantorrilla izquierda con OptiTrack, donde se muestran los puntos de evaluación.	94
Figura 59. Gráfica de la variación de ángulos en la pantorrilla derecha con el prototipo, donde se muestran los puntos de evaluación.	95
Figura 60. Gráfica de la variación de ángulos en la pantorrilla izquierda con el prototipo, donde se muestran los puntos de evaluación.	96
Figura 61. Variabilidad en amplitud de la pantorrilla derecha en posición inicial.....	97
Figura 62. Variabilidad en amplitud de la pantorrilla derecha al sentarse	98
Figura 63. Variabilidad en amplitud de la pantorrilla derecha al pararse	98
Figura 64. Variabilidad en amplitud de la pantorrilla izquierda en posición inicial.	99
Figura 65. Variabilidad en amplitud de la pantorrilla izquierda al sentarse.....	99
Figura 66. Variabilidad en amplitud de la pantorrilla izquierda al pararse.	100
Figura 67. Puntos de evaluación para miembros superiores	101
Figura 68. Gráfica de la variación de ángulos en el antebrazo derecho con OptiTrack, donde se muestran los puntos de evaluación.	101
Figura 69. Gráfica de la variación de ángulos en el antebrazo izquierdo con OptiTrack, donde se muestran los puntos de evaluación.	102
Figura 70. Gráfica de la variación de ángulos en el antebrazo derecho con el prototipo, donde se muestran los puntos de evaluación.	103
Figura 71. Gráfica de la variación de ángulos en el antebrazo izquierdo con el prototipo, donde se muestran los puntos de evaluación.	103
Figura 72. Variabilidad en amplitud del antebrazo derecho hacia los lados.	106
Figura 73. Variabilidad en amplitud del antebrazo derecho hacia el frente.	106

Figura 74. Variabilidad en amplitud del antebrazo derecho al sentarse.....	107
Figura 75. Variabilidad en amplitud del antebrazo derecho al flexionarse.....	107
Figura 76. Variabilidad en amplitud del antebrazo derecho al extenderse.....	108
Figura 77. Variabilidad en amplitud del antebrazo derecho al levantarse	108
Figura 78. Variabilidad en amplitud del antebrazo izquierdo hacia los lados	109
Figura 79. Variabilidad en amplitud del antebrazo izquierdo hacia el frente	109
Figura 80. Variabilidad en amplitud del antebrazo izquierdo al sentarse	110
Figura 81. Variabilidad en amplitud del antebrazo izquierdo al flexionar.....	110
Figura 82. Variabilidad en amplitud del antebrazo izquierdo al extenderse.	111
Figura 83. Variabilidad en amplitud del antebrazo izquierdo al pararse.....	111

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Laboratorios de Análisis de Movimiento y Biomecánica en Colombia.....	21
Tabla 2. Cuadro comparativo de las diferentes tecnologías mocaps	36
Tabla 3. Tabla comparativa de IMUs comerciales.	49
Tabla 4. Características Generales del Prototipo.....	63
Tabla 5. Variaciones de los ángulos de la cadera. Optitrack Vs Prototipo.....	84
Tabla 6. Variaciones de los ángulos de los muslos. Optitrack Vs Prototipo	89
Tabla 7. Variaciones de los ángulos de las pantorrillas. Optitrack vs Prototipo	97
Tabla 8. Variaciones de los ángulos de los antebrazos. Optitrack vs Prototipo	104
Tabla 9. Variaciones de los ángulos de la cadera. Optitrack vs Prototipo. Segunda Prueba	112
Tabla 10. Variaciones de los ángulos de los muslos. Optitrack vs Prototipo. Segunda prueba.	113
Tabla 11. Variaciones de los ángulos de las pantorrillas. Optitrack vs Prototipo	114
Tabla 12. Variaciones de los ángulos de los antebrazos. Optitrack vs Prototipo. Segunda prueba	115
Tabla 13. Variaciones de los ángulos de la cadera en la tercera prueba. Optitrack vs Prototipo.	117
Tabla 14. Variaciones de los ángulos de los muslos. Optitrack vs Prototipo en la tercera prueba.	117
Tabla 15. Variaciones de los ángulos de las pantorrillas. Optitrack vs Prototipo	118

Tabla 16. Variaciones de los ángulos de los antebrazos. Optitrack vs Prototipo119

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A Especificaciones técnicas del MPU6050	130
Anexo B Batería Fisio + Vision	132

LISTA DE ABREVIATURAS

Abreviatura Término

<i>AF</i>	Actividad Física
<i>IMU</i>	Unidad de Medida Inercial (Inertial Measurement Unit)
<i>MOCAP</i>	Captura de Movimiento (Motion Capture)
<i>MEMS</i>	Sistemas Microelectromecánicos (Microelectromechanical Systems)
<i>UAM®</i>	Universidad Autónoma de Manizales
<i>TIC</i>	Tecnologías de la Información y La Comunicación

1 INTRODUCCIÓN

En la actualidad muchas disciplinas utilizan sistemas de análisis de movimiento para capturar la postura y el movimiento del cuerpo humano como lo son la medicina, el deporte y la industria, para los puestos de trabajo, ya que requieren el uso de registros goniométricos de diferentes articulaciones que casi siempre son obtenidos durante movimientos dinámicos (Brigante, Abbate, Basile, Faulisi, & Sessa, 2011; Godfrey, Conway, Meagher, & ÓLaighin, 2008). Estos registros proporcionan información primordial que ayudan a una rehabilitación exitosa, al seguimiento de alguna condición patológica o como eficacia de algún tratamiento.

El seguimiento de la actividad física se puede realizar mediante diferentes tecnologías como lo son los sistemas ópticos, mecánicos, magnéticos e inerciales, siendo estos últimos portátiles y menos robustos considerándose la mejor manera de hacer un análisis goniométrico del movimiento humano, ya que estos no requieren de un lugar controlado (Martínez Méndez & Romero Huertas, 2013; Saber-Sheikh, Bryant, Glazzard, Hamel, & Lee, 2010) .

Los sistemas inerciales utilizan unos pequeños sensores (normalmente acelerómetros, giroscopios y magnetómetros en tres ejes ortogonales) que recogen información sobre la aceleración y la velocidad angular del sensor y no se necesitan mecanismos externos ni unidades estacionarias, como receptores o cámaras para la recolección de datos y como en el caso de los sistemas ópticos que están acoplados a unos trajes especiales y son necesarios lugares controlados en donde se ubica también una unidad transmisora.

Gracias a los avances de la tecnología, hoy en día se pueden conseguir en el mercado dispositivos microelectromecánicos (MEMs) que benefician tanto en el precio y en el tamaño a los sensores inerciales siendo la principal ventaja de aplicar este sistema en esta investigación (Callejas Cuervo, Ruiz Olaya, & Gutiérrez Salamanca, 2013).

El trabajo realizado está enfocado al desarrollo de un prototipo para el seguimiento de actividad física de bajo costo y portátil, haciendo uso de sensores inerciales (IMUs) comerciales, el cual se evalúa con el acompañamiento de un profesional en fisioterapia a través de una prueba piloto con un equipo patrón.

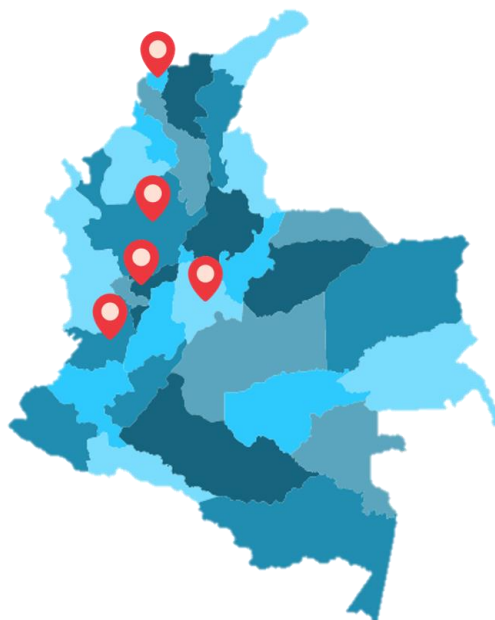
Con el fin de mostrar de una manera más clara el trabajo realizado, esta tesis se dividirá en varios capítulos, los cuales presentarán los conceptos que se abordarán a lo largo del documento y la metodología utilizada junto a cada uno de los resultados obtenidos. El proyecto desarrollado hace parte de los grupos de investigación en Automática, en el área de Instrumentación y Procesamiento Digital de Señales.

2 ÁREA PROBLEMÁTICA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

La captura de movimiento está dirigida a varios campos, entre las que se encuentra la recuperación física, la promoción de la salud y prevención de la enfermedad en áreas como deportología, neurología, gerontología, traumatología y rehabilitación entre otros (Brigante et al., 2011; Avci, Bosch, Marin-Perianu, Marin-Perianu, & Havinga, 2010).

En Colombia el número de estos laboratorios es reducido, ubicados principalmente en grandes ciudades, dificultando el uso de esta tecnología a pacientes ubicados en zonas rurales, relacionadas en **Tabla 1**. La ciudad de Manizales cuenta actualmente con un solo Laboratorio de Análisis de Movimiento de última generación, que se encuentra en la Universidad Autónoma de Manizales (UAM®), siendo el único en el eje cafetero (Ver **Figura 1**).

Figura 1. Laboratorios de Análisis de Movimiento y de Marcha en Colombia



(Fuente: Autor)

Tabla 1. Laboratorios de Análisis de Movimiento y Biomecánica en Colombia

Laboratorios de Análisis de Movimiento y Biomecánica	Ciudad
Centro Integral de Rehabilitación de Colombia CIREC	Bogotá
Instituto Roosevelt	Bogotá
Laboratorio de Biomecánica Digital (Universidad Manuela Beltrán)	Cajicá
Laboratorio de Marcha (Universidad Nacional de Colombia)	Bogotá
Laboratorio de Biomecánica (Universidad del Rosario). Sede Quinta de Mutis	Bogotá
MovyLab- Laboratorio de Análisis de Movimiento (Hospital Infantil Univeristario San José)	Bogotá
Laboratorio de Marcha- ILANS (Instituto Latinoamericano de Neurología y Sistema Nervioso). Sede Calle 134	Bogotá
Laboratorio de Ciencias Aplicadas al Movimiento- CAME (Universidad EIA)	Envigado
Laboratorio de Análisis de Movimiento (Fundación Universitaria María Cano)	Medellín
Laboratorio de Biomecánica y Rehabilitación (Institución Universitaria ITM)	Medellín
Laboratorio de Biomecánica y Análisis de Movimiento (Universidad CES)	Medellín
Laboratorio de Análisis de Movimiento (UAM®)	Manizales
Laboratorio de Biomecánica (UAM®)	Manizales
Laboratorio de Biomecánica- Biomec Ltda.	Barranquilla

(Fuente: Autor)

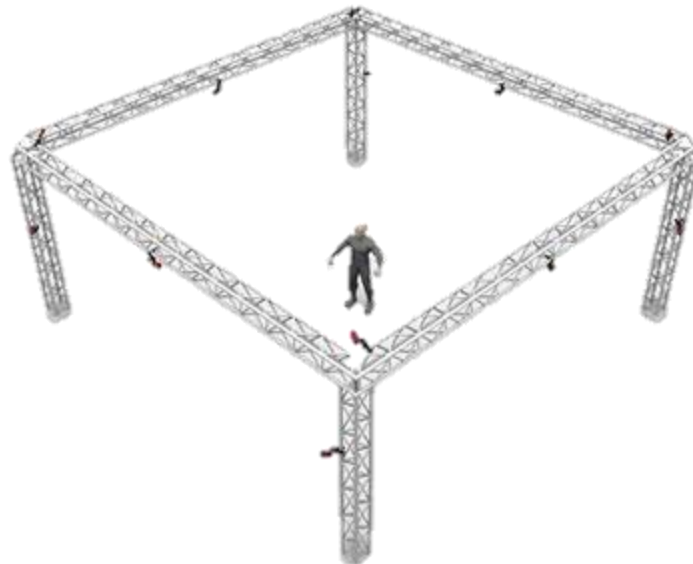
Este tipo de sistemas eliminan subjetividad a la hora de realizar un diagnóstico, permitiendo así una correcta evaluación en procesos de rehabilitación, ayudando a los especialistas en su trabajo. El añadirle portabilidad al sistema, permite llevar estas ventajas a sitios donde antes no se hubiera pensado, mejorando la atención a pacientes distantes.

Uno de los mayores problemas que se encuentra a la hora de realizar un estudio de movimiento humano o actividad física, es el costo que tienen algunos sistemas de medición de variables goniométricas (Bravo, Rengifo, & Agredo, 2016). Dificultando su acceso a ellos y dilatando en algunas ocasiones estudios que son de vital importancia tanto para el especialista como para la población que lo requiera.

En el mercado encontramos varios de estos sistemas que por su elevado costo, es difícil adquirirlos y por lo tanto se ve en la necesidad de acudir a centro especializado para obtener una estimación (Bravo et al., 2016).

Uno de los sistemas de captura de movimiento es el OptiTrack, es un sistema basado en sensores ópticos que contiene una red de cámaras de 6DoF. Una de la desventajas de este sistema a parte de su elevado costo y mantenimiento, es la infraestructura que ésta requiere (Ver **Figura 2**).

Figura 2. Colocación de Cámaras Optitrack.



(Fuente: wiki.optitrack.com)

Otro ejemplo de estos sistemas es la marca Xsens, que tiene una amplia gama de productos relacionados con la medición de movimiento, Animación de personajes 3D y Rastreador inalámbrico de movimiento. Al igual que el anterior sistema, una de las desventajas que tiene es su elevado costo y mantenimiento de software.

Por lo tanto, los principales afectados de la problemática son los usuarios, que no están recibiendo un tratamiento adecuado, ya sea por su ubicación geográfica o por su situación económica, que no les permite acceder a los beneficios de la tecnología de captura de movimiento, por lo cual se incrementan los tiempos de recuperación.

Con base en lo anterior se plantea la siguiente pregunta de investigación de este proyecto:

2.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cómo desarrollar un prototipo basado en sensores inerciales para el seguimiento de la actividad física?

3 JUSTIFICACIÓN

La investigación y el análisis del movimiento del cuerpo humano en diferentes campos de la medicina, el deporte y la industria, como lo son los puestos de trabajo, requieren el uso de registros goniométricos de diferentes articulaciones que casi siempre son obtenidos durante movimientos dinámicos. Estos registros proporcionan información primordial que ayudan a una rehabilitación exitosa, al seguimiento de alguna condición patológica o como eficacia de algún tratamiento.

Gracias a los sensores inerciales, se puede realizar este tipo de registro y análisis en laboratorios no especializados y mediante soluciones de bajo costo. Es por ello que el propósito de este trabajo nace de la necesidad de soluciones más rentables para que estos sistemas puedan llegar a poblaciones más vulnerables minimizando el desplazamiento hacia centros especializados.

Para ello se pretende desarrollar una malla de 10 sensores inerciales comerciales de 6 DoF cada uno, que se situaran estratégicamente en un sujeto participante de una prueba piloto. Para poner el proyecto en práctica se utilizará el software Matlab®, debido que es un lenguaje de programación diseñado para ingenieros y científicos para desarrollo de aplicaciones gráficas, reduciendo significativamente el tiempo y el costo.

La portabilidad, la practicidad y la economía del prototipo, hace que este proyecto tenga una gran ventaja contra otras tecnologías de medición de variables cinemáticas, mostrando una importancia no solo académica, sino que se puede ver como un proyecto de gran impacto económico y social.

4 OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un prototipo basado en sensores inerciales para el seguimiento de la actividad física.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar e implementar un dispositivo electrónico basado en sensores inerciales para el seguimiento de la actividad física.
- Desarrollar un algoritmo computacional para el seguimiento de la actividad física.
- Implementar una interfaz gráfica que permita la visualización de las variables entregadas por el dispositivo electrónico.
- Realizar pruebas de funcionamiento del prototipo electrónico desarrollado para el seguimiento de la actividad física.

5 ANTECEDENTES

El estudio, análisis, validación de posturas y en algunos casos seguimiento de actividad física, se ha beneficiado con la evolución y desarrollo de los sensores. Al inicio los métodos convencionales de captura de movimiento utilizaban podómetros mecánicos, sensores piezo-cerámicos, posteriormente con la creación de acelerómetros integrados con otros sensores (giroscopios y magnetómetros) se abrieron amplias posibilidades como herramienta en diversas aplicaciones entre las que se encuentra las médicas y de rehabilitación.

En este apartado se hará énfasis en algunos sistemas desarrollados a partir de la utilización de los sensores inerciales y cómo éstos han ayudado en los diferentes ámbitos, dando paso a nuevos desarrollos tecnológicos.

5.1 SISTEMAS CON SENSORES INERCIALES

Frisoli et al. (2012) presentaron una herramienta orientada a la terapia y rehabilitación de extremidades superiores y una aplicación de tecnología de sensores inalámbricos en robótica de rehabilitación. El diseño se basó en unidades de medición inercial que comunican el canal de una Red ZigBee que permite obtener las variables biomecánicas del cuerpo humano, haciendo varias pruebas, con sujetos realizando un gesto de alcanzar y agarrar un objeto para obtener sus coordenadas en el espacio 3D, complementando la validación del sistema con videografía de manera simultánea.

Callejas et. al (2013) propusieron un sistema que integra la rehabilitación física con tecnologías de captura de movimiento humano e informático, enmarcado en la telefisioterapia. Además, analizaron el estado de la técnica en la investigación científica relacionada con la prestación de servicios de fisioterapia a través del uso de la tecnología de la información y las comunicaciones. Este sistema, tiene un alto componente social, dado que abordaron un problema real no solo en Colombia, sino en otros países

latinoamericanos, en cuanto al acceso a programas de rehabilitación física de personas con discapacidad motora que se encuentran en áreas remotas de difícil acceso.

Roetenberg et al. (2013) **Xsens MVN** : El traje de captura de movimiento Xsens MVN se basa en sensores inerciales en miniatura, modelos biomecánicos y algoritmos de fusión de sensores de 6 DoF. Este sistema no necesita cámaras, emisores o marcadores externos. Por lo tanto, puede utilizarse tanto en el interior como en el exterior, no hay restricciones para la iluminación, no presenta problemas de oclusión o falta de marcadores. Además, es único para la tecnología de captura de movimiento inercial. Puede capturar cualquier tipo de movimiento, incluyendo correr, saltar, gatear y volteretas.

Marin et al. (2013) Desarrollaron un sistema de captura de movimiento basado en sensores inerciales (MoveHumanSensors®), utilizable en los propios puestos de trabajo, que permite trasladar el movimiento a un modelo biomecánico de antropometría similar al sujeto observado. Incorpora un motor de cálculo de esfuerzos en las articulaciones, que tiene en cuenta las dimensiones antropométricas, las fuerzas externas, las reacciones en los puntos de apoyo, así como las fuerzas de inercia derivadas de las aceleraciones lineales y angulares alcanzadas durante la tarea. El resultado es un método predictivo de riesgo músculo esquelético que, a diferencia de otros métodos que requieren un trabajo muy minucioso a la hora de definir las acciones técnicas y no está influenciado por la subjetividad del evaluador

Zihajehzadeh et al. (2014) presentó un trabajo en el que habla de combinar la tecnología GPS y sensores inerciales para interpretar información más exacta. Además, propone dos etapas de filtros de kalman, que consiste en la orientación independiente y subsistemas de posición velocidad. Los resultados fueron comparados con un sistema de cámaras MoCap de alta precisión, donde los resultados señalan un error de aproximadamente 27 cm en movimiento lento y salto vertical, sin embargo, esto lo hace ideal para mediciones al aire libre utilizando tecnologías portátiles.

5.2 SISTEMA CON EXERGAMES (VIDEOJUEGOS DE EJERCICIO)

Muñoz et al. (2013) implementaron un novedoso sistema para la rehabilitación física de pacientes con múltiples patologías, a través de dinámicas y el análisis de los movimientos de los pacientes usando un software desarrollado. Este sistema está basado en el uso del sensor *Kinect* para ambos fines: divertir al paciente en su terapia a través de exergames y proporcionar al especialista una herramienta para el registro y análisis de datos de MoCap, tomados a través del sensor *Kinect* y procesados utilizando análisis biomecánico mediante la transformación angular de euler.

El sistema final es de interacción natural con el paciente y de fácil implementación por parte del personal médico.

Pessoa et al. (2013) evaluaron las formas en que la Nintendo Wii se ha utilizado para tratar trastornos específicos o para promover las mejoras cognitivas o físicas a través de una revisión de la literatura. En esta revisión, se encontró que el Nintendo Wii ha sido una herramienta versátil para diferentes tratamientos de salud, y por lo tanto se ha distinguido de los enfoques anteriores comúnmente utilizados en el cuidado de la salud. Los profesionales de salud calificaron el Nintendo Wii como interactiva, divertida y útil para diferentes edades.

5.3 SISTEMAS CON TRAJES PARA MONITOREO

Yadav et al. (2010) Diseñaron un sistema ambulatorio y portátil de 6 DoF compuesto por sensores con tecnología mem ultrasónicos e inerciales, interactivo en tiempo real para ayudar a la rehabilitación de pacientes con accidente cerebrovascular. El sistema evalúa la calidad del ejercicio que se realiza y proporciona retroalimentación de asesoramiento al paciente para permitir el entrenamiento específico de la tarea y corregir el reaprendizaje del sistema motor. También captura los parámetros cinemáticos 3D del movimiento del sujeto mientras realiza el ejercicio, habilita las aplicaciones de telemedicina o la revisión posterior por parte de expertos clínicos.

6 REFERENTE TEÓRICO

El presente referente teórico, ha sido construido a partir de la revisión de diferentes teorías en el que están inmersas las temáticas que componen el objeto de estudio. Por consiguiente, para ello se hará referencia en forma general en primera instancia sobre la AF, los beneficios de la misma y la definición de goniometría.

Posterior a ello, se referirá a los laboratorios de captura de movimiento y las tecnologías existentes que esta incluye, haciendo énfasis en los sensores inerciales, variable central en el desarrollo del trabajo, en este tópico se tendrá en cuenta sus características, sus usos y aplicaciones y sus principios tanto físicos como matemáticos.

6.1 ACTIVIDAD FÍSICA

La AF se define como cualquier movimiento del cuerpo humano que se traduce en un gasto energético (Caspersen et al., 1985). Es una importante medida cuantitativa que permite detectar desórdenes de comportamiento como hiperactividad (Bussmann et al., 2009) y/o insomnio (Weiss et al., 2010).

La definición dada de AF, no se debe confundir con los términos “ejercicio” o “deporte” (Caspersen et al., 1985). Estos últimos términos deben interpretarse como movimientos planeados, estructurados y repetitivos del cuerpo humano con el objetivo de mejorar o mantener la forma física.

Así, además de ser una magnitud conocida por la comunidad científica y utilizada en numerosos trabajos científicos, la AF es considerada una de las tres claves más importantes en el envejecimiento activo de la población (Oxley, 2009), y está siendo reconocida como un factor protector de las funciones cognitivas en el envejecimiento (Martín et al., 2013).

Berlin et al. (2006) indican las principales utilidades de la medida de la AF y manifiesta su importancia con dos objetivos principales: monitorización y detección. La AF sirve para la monitorización de planes de ejercicios y de recomendaciones evaluando la adherencia del usuario a indicaciones dadas por expertos. Sin embargo, la medida y evaluación de la AF permite detectar situaciones críticas como periodos de inactividad y sedentarismo.

6.2 GONIOMETRÍA

Goniometría deriva del griego gonion (‘ángulo’) y metrón (‘medida’), es decir, es la ciencia que se encarga de estudiar la medición de los ángulos y, por ende, de su construcción o trazado. La goniometría ha sido utilizada por el hombre desde tiempo atrás en diferentes campos, como la agricultura, la carpintería, la herrería, la matemática, la astronomía, la geometría, la física, la ingeniería, la medicina, el deporte y la arquitectura, entre otras (Taboadela, 2007).

Uno de los objetivos de la goniometría es evaluar la posición de una articulación en el espacio, en este caso se tratará de un procedimiento utilizado para cuantificar y objetivar la ausencia de movilidad de una articulación. Y otro de ellos es evaluar el arco de movimiento de una articulación en los tres planos del espacio, tratándose en este caso de un procedimiento dinámico utilizado para cuantificar la movilidad de una articulación (Taboadela, 2007).

6.3 LABORATORIOS DE ANÁLISIS DE MOVIMIENTO

El análisis del movimiento humano ha interesado a muchos desde tiempos atrás, llevando al desarrollo de diferentes métodos para su estudio. Gracias al cambio tecnológico y la introducción de los sistemas computacionales, se ha logrado obtener novedosos sistemas para análisis del movimiento humano disponibles en la actualidad. Una de las áreas más desarrolladas del estudio del movimiento, corresponde al estudio de la marcha humana

normal y sus alteraciones causadas por ejemplo: por problemas patológicos asociados con el movimiento, lesiones que alteren el aparato locomotor, como afecciones del sistema articular o de origen neurológico, que comprometen el buen funcionamiento de las extremidades (Haro D., 2014). Estos sistemas contribuyen a la investigación, ya que generan grandes cantidades de datos que pueden ser útiles para estudios biomecánicos posteriores.

6.3.1 Aspectos Que Se Evalúan En Un Laboratorio De Análisis De Movimiento

En estos laboratorios se estudian y analizan dos aspectos principales como lo son: la cinemática y la cinética, la primera es análisis del movimiento (cambios de posición), en términos de velocidades, aceleraciones, desplazamientos y tiempos en los que utilizan sistemas optoelectrónicos, goniómetros digitales o acelerómetros. La segunda estudia las fuerzas (de gravedad, de fricción, muscular o de resistencia interna), que se necesita para provocar la aceleración de un cuerpo en estado de reposo, y ponerlo en movimiento, mediante plataformas y tapetes de presión. Y, por último, la actividad eléctrica de los músculos se obtiene por medio de un electromiógrafo (generalmente con electrodos de superficie).

6.4 CAPTURA DE MOVIMIENTO (MOCAP)

En las últimas dos décadas, los sistemas mocap, han sido desarrollados para rastrear y registrar los movimientos humanos a altas resoluciones espaciales y temporales. Los datos de captura de movimiento resultante se utilizan para analizar los movimientos humanos en campos como lo son, la ciencia del deporte y datos biométricos de identificación (persona), y para sintetizar secuencias de movimiento realistas en la animación por computador basadas en datos.

Las tecnologías utilizadas en entornos de la teleasistencia y la telefisioterapia se basan en sistemas de captura de movimiento humano (Moreno et al., 2008; Fook et al., 2008), los

cuales permiten registrar el movimiento de cada fragmento del cuerpo, y posteriormente remitirlo a un procedimiento informático para generar una simulación de los movimientos humanos en el computador (Callejas Cuervo et al., 2013)

6.4.1 Tecnologías Para La Captura De Movimiento Existentes

La captura de movimiento es el proceso de grabación de un evento de movimiento, traducido en términos matemáticos mediante el seguimiento de una serie de puntos en el espacio a través del tiempo y la combinación de ellos para obtener una sola representación de tres dimensiones.

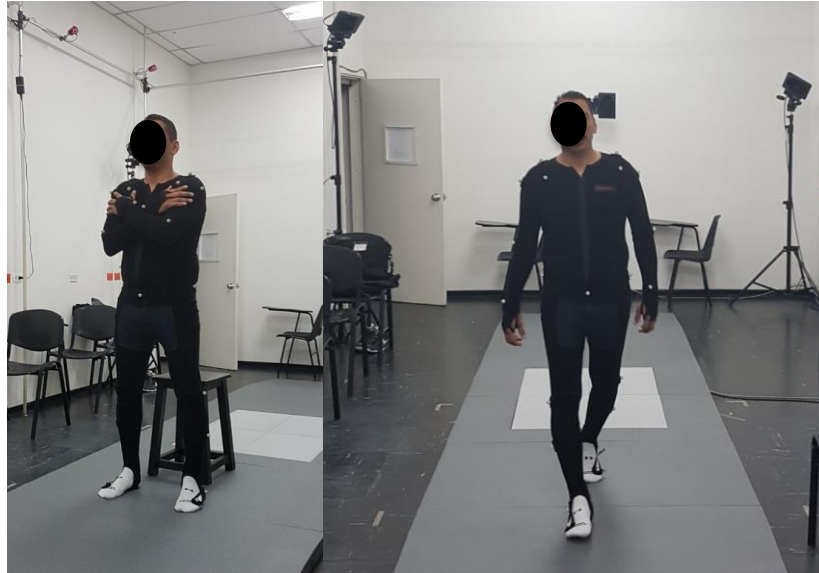
En resumen, es la tecnología que permite el proceso de traducción de una actuación en directo en un espectáculo digital (Menache, 2011). Las principales tecnologías utilizadas hoy en día están representadas en estas categorías: sistemas ópticos y sistemas no ópticos. Los sistemas ópticos capturan el movimiento de los actores por medio de cámaras y se hace uso de la información para triangular la posición del cuerpo.

Estos sistemas ópticos se subdividen a su vez en tres categorías:

- **Los que usan marcadores pasivos:** Los marcadores pasivos son piezas de material retro-reflectivo que se colocan en partes estratégicas del cuerpo del actor, mientras este viste una malla de color oscuro. Al iluminar los marcadores, las cámaras captan una serie de puntos blancos sobre un fondo negro, dando una imagen fácil de tratar mediante técnicas de procesamiento de imagen (Ver Figura 3). Es el sistema más utilizado en capturas de cuerpo completo para animación. (Oliden, 2011).
- **Los que usan marcadores activos:** Los marcadores activos, a diferencia de los pasivos, incluyen su propia fuente de luz (generalmente un LED).
- **Los que no utilizan marcadores:** Los sistemas sin marcadores son una aproximación emergente respaldada por los últimos avances en la investigación en

visión por computador. Microsoft Kinect ofrece un sistema de captura de movimiento sin marcadores (Oliden, 2011).

Figura 3. Sistema de captura de movimiento óptico Laboratorio de Biomecánica de la UAM®



(Fuente: Autor)

Los sistemas no ópticos se dividen en tres grupos:

- **Sistemas inerciales:** Se basan en el uso de sensores de inercia para capturar los cambios en 6 grados de libertad de un objeto. Estos sistemas utilizan unos pequeños sensores (normalmente acelerómetros y giroscopios) que recogen información sobre la aceleración y la velocidad angular. Este tipo de sistemas de captura de movimiento no utiliza mecanismos externos como cámaras; y como en el caso de los sistemas ópticos, cuantos más sensores se utilicen, más real es el movimiento reproducido. Son fáciles de transportar y tienen grandes rangos de captura (Ver **Figura 4**). El sistema Wii utiliza este tipo de tecnología. (Oliden, 2011).

Figura 4. Sistema de captura de movimiento inercial de la empresa Xsens



(Fuente: <https://www.xsens.com/news/xsens-full-body-motion-measurement-now-wireless-motion-trackers/>)

- **Sistemas mecánicos:** Se basan en algún tipo de exoesqueleto que el actor tiene que llevar. Este exoesqueleto tiene sensores en cada articulación que le dicen al sistema su posición exacta. Sin embargo, su alto costo y limitada movilidad lo convierten en una alternativa poco viable (Menache, 2011) (Ver **Figura 5**).

Figura 5. Traje electromecánico de captura Gypsy 6 de la empresa MetaMotion



(Fuente: http://www.metamotion.com/images/gypsy4_standing.jpg)

- **Sistemas magnéticos:** Los sistemas magnéticos utilizan tres bobinas para crear tres campos magnéticos ortogonales y mapean meticulosamente el volumen del objeto que está en el centro. El rastreador magnético también se utiliza en aplicaciones en tiempo real en el que no se requiere una respuesta inmediata en un personaje. Un ejemplo de un sistema de captura electromagnético (Ver **Figura 6**).

Figura 6. Sistema de captura electromagnético de la empresa Ascension.

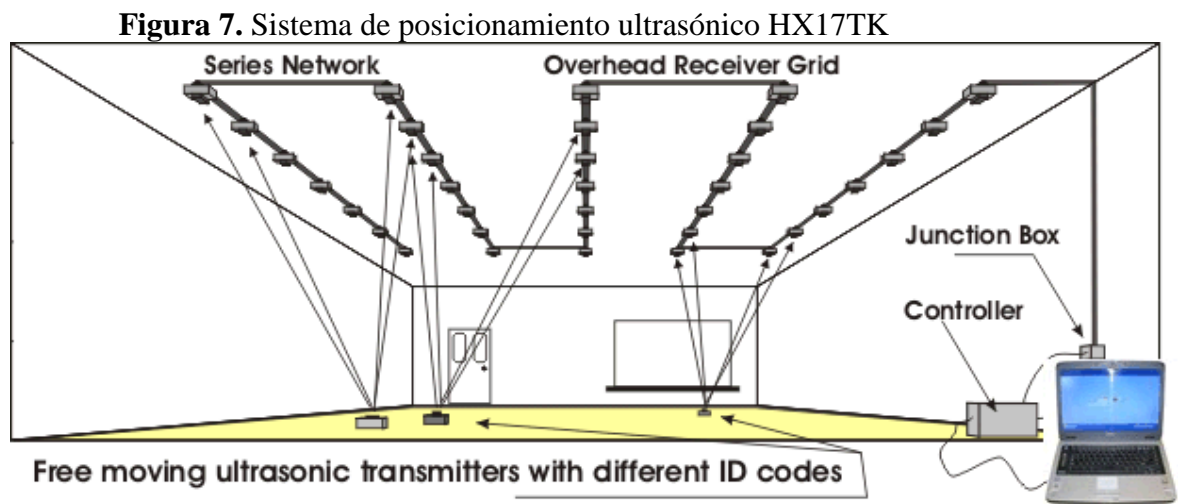


(Fuente: <https://www.ascension-tech.com/products>)

7 SISTEMA MEDIANTE ULTRASONIDOS:

Estos sistemas de captura de movimiento mediante ultrasonidos utilizan emisores que generan pulsos ultrasónicos (que se encuentra por encima de las frecuencias del sonido audible) que son captados por varios receptores, permitiendo averiguar la posición del emisor en el espacio. Dependiendo de la ubicación y el número de receptores que se utilicen, se puede llegar a conocer la orientación de los emisores.

En la actualidad estos sistemas son de gran tamaño, siendo incapaces de trabajar con movimientos bruscos y es necesario tener un ambiente controlado (Ver **Figura 7**).



(Fuente: Hexamite.com)

Tabla 2. Cuadro comparativo de las diferentes tecnologías mocaps

TECNOLOGÍA DE MOCAP	VENTAJAS	DESVENTAJAS
ELECTROMECAÁNICA	<ul style="list-style-type: none"> •Rango de medición ilimitado. •No poseen oclusión. •Portátil. 	<ul style="list-style-type: none"> •Movimientos restringidos por el uso de exoesqueleto. •Sistema mecánico complejo. •No tiene en cuenta rotaciones complejas de las articulaciones humanas. •Se deben usar en conjunto con otras sistemas, para una correcta medición.

ELECTROMAGNÉTICA	<ul style="list-style-type: none"> •Entrega valores de posición y orientación. •Manejo de datos en tiempo real. •No hay oclusiones. 	<ul style="list-style-type: none"> •Exactitud limitada. •Ambiente de trabajo controlado •Sensibilidad a interferencia electromagnética. •Para generar el tiempo real, se necesita un procesador bastante robusto, que en ocasiones puede ser más costoso que el mismo sistema. •Sistema costoso.
MARCADORES ÓPTICOS	<ul style="list-style-type: none"> •Son fiables •Velocidad de captura elevada. 	<ul style="list-style-type: none"> •Sistemas costosos •Requiere recalibración por movimiento de las cámaras. •No es portátil. •Se necesita de un ambiente controlado para la posición de las cámaras. •Los sistemas comerciales, necesitan de fábrica el software y el hardware, para su funcionamiento. •Los marcadores en ocasiones, presentan oclusión.
ÓPTICOS SIN MARCADORES	<ul style="list-style-type: none"> •No invasivos • Instalación y uso más simple • Su costo es mínimo 	<ul style="list-style-type: none"> •Reconstrucción menos completa • Menor precisión
INERCIALES	<ul style="list-style-type: none"> •Determinan velocidad, aceleración, posición y eje de giro. •No usa cámaras ni marcadores. •Costo reducido en comparación a otros sistemas mocap. •Es un sistema portátil. •Fácil de poner y usar. •No genera interferencia en el movimiento del paciente. •Buena respuesta en frecuencia. •No presenta oclusiones. •No es necesario un número elevado de sensores para dar una medición correcta. 	<ul style="list-style-type: none"> •Presenta error de deriva de integración, lo cual quiere decir que los errores se pueden acumular. •No es posible medir traslaciones globales. •Sensibles a cambios en los campos magnéticos. (Aquellos que tienen magnetómetros)

	<ul style="list-style-type: none"> •En cualquier ambiente de trabajo funciona correctamente 	
ULTRASONIDO	<ul style="list-style-type: none"> •No presenta oclusión •Es un sistema económico •Entregan posición y orientación (Dependiendo de la cantidad de emisores y la posición de ellos.) 	<ul style="list-style-type: none"> •Se necesita de un ambiente controlado. •Los emisores robustos. •Normalmente se debe usar con otros sistema mocap.

Fuente: Autor

7.1 APRECIACIONES PARA EL PROCESO DE ADQUISICIÓN

Protocolos para el posicionamiento de marcadores

Uno de los aspectos más importantes durante el proceso de adquisición en los análisis de movimiento, es el protocolo de colocación de los marcadores que utiliza el sistema para detectar los puntos anatómicos de referencia. Para la colocación de los marcadores algunos de los protocolos más conocidos son Davis y Helen Hayes, siendo el protocolo de Davis uno de los más utilizados (Villa Moreno, Gutiérrez Gutiérrez, & Pérez Moreno, 2008).

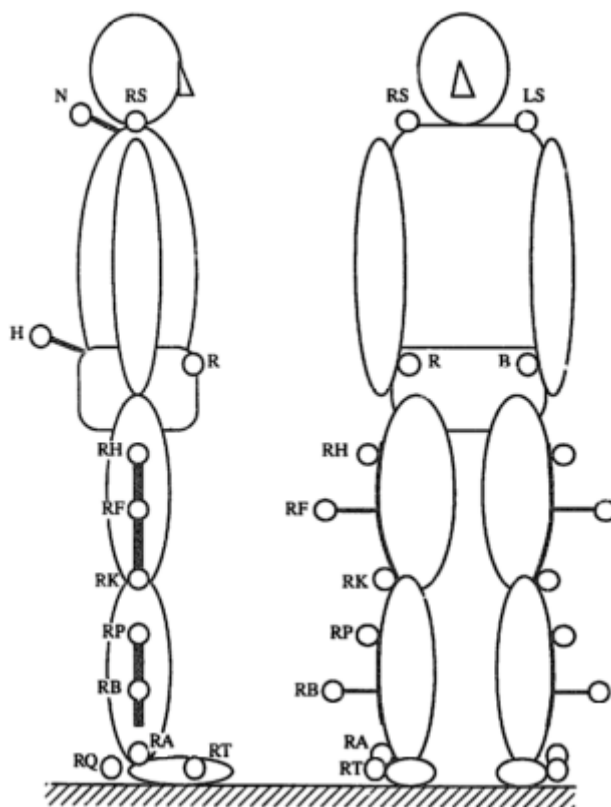
Protocolo Davis

Este protocolo usa como puntos anatómicos de referencia prominencias óseas como el acromion, la espina iliaca antero-superior, el trocánter mayor, el cóndilo femoral lateral, la cabeza del peroné, el maléolo lateral, la cabeza del quinto metatarsiano, la séptima vértebra

cervical, la primera vértebra sacra y los calcáneos (Davis III, Ounpuu, Tyburski, Gage, & Newington Children´s Hospital, 1991).

Utiliza también marcadores proyectados en barras para la mitad del muslo derecho e izquierdo y la mitad de la pierna derecha e izquierda. Estos marcadores reflectivos, que son detectados por las cámaras infrarrojas, son adheridos a la piel o en algunas tecnologías en el traje especial del paciente en los puntos mencionados (Villa Moreno et al., 2008). La configuración de marcadores desarrollada y empleada en el Hospital Infantil de Newington se puede ver en **Figura 8**.

Figura 8. Configuración de marcadores desarrollada y empleada en el Hospital Infantil de Newington.



(Fuente: Davis III et al., 1991)

7.2 SENSORES INERCIALES -IMU

Son dispositivos utilizados para estudio y análisis del movimiento, con base a las variables de aceleración y velocidad angular que son obtenidas mediante acelerómetros, giroscopios y magnetómetros; estos son hecho a base de tecnología micro electromecánicos (MEMS).

7.2.1 Sensores MEMS

Las ventajas en las técnicas de micro fabricación de sistemas microelectromecánicos, ha conducido al desarrollo de dispositivos integrados, capaces de medir distintas variables de interés en un solo chip. Estas ventajas logran que estos pequeños dispositivos sean adecuados para ser implementados en distintas aplicaciones. La miniaturización lograda por estas nuevas técnicas de fabricación hace que estos sean dispositivos atractivos para ser implementados en un sistema de seguimiento y medición de las dinámicas del movimiento (Machado Buriticá, 2013).

7.2.2 Giroscopios MEMS

El giroscopio es un dispositivo que permite conocer como varía un ángulo en el tiempo, mientras este se encuentra rotando (velocidad angular), por lo que hace posible determinar la actitud del móvil en el cual se encuentra articulado. Anteriormente, los giroscopios tenían muy pocas aplicaciones por su tamaño, peso y carácter mecánico, siendo esencialmente utilizados en aplicaciones militares. Gracias a la tecnología MEMS, el tamaño y peso de estos dispositivos ya no es un problema, dando gran versatilidad en cuanto a su uso.

7.2.3 Acelerómetros MEMS

Los acelerómetros son dispositivos que permiten medir la aceleración asociada a la vibración del movimiento de una estructura (Gómez Proaño & Narvárez Mejía, 2008). Estos

dispositivos convierten la aceleración en una señal eléctrica analógica proporcional a la fuerza aplicada al sistema, en este caso la estructura sometida a vibración. Esta señal indica en tiempo real, la aceleración instantánea de la estructura sobre la cual el acelerómetro está ubicado.

Una característica especial que presenta el acelerómetro, es que puede ser utilizado también como un sensor de inclinación, para lo cual se usa la aceleración de la gravedad como un vector para determinar la orientación del objeto en el espacio.

7.2.4 Magnetómetros MEMS

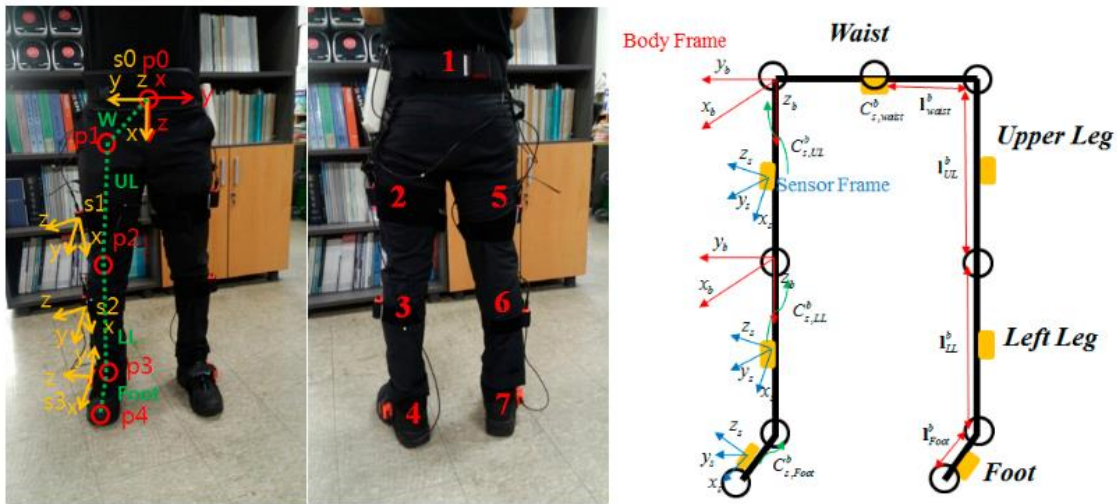
Los magnetómetros miden el campo magnético en un punto determinado. Existen dos tipos básicos de sensores magnetómetros, los que miden el campo magnético absoluto, y los que miden el campo magnético vectorialmente. Este último, se emplea para poder orientarse en un punto en el espacio. Gracias a la base de datos del 'National Ocean and Atmosphere Administration' (NOAA), hoy en día se puede conocer la dirección y amplitud del campo magnético de la tierra desde cualquier punto del planeta, por lo que fácilmente se puede determinar la orientación de un objeto a través de un magnetómetro triaxial (Rodríguez Martín, 2010).

7.3 DISPOSICIÓN DE LOS SENSORES INERCIALES

La disposición de los sensores inerciales se realiza según lo establecido en (Vargas-Valencia, Elias, Rocon, Bastos-Filho, & Frizera, 2016; Lee, Ju, Song, & Park, 2015; Cutti, Giovanardi, Rocchi, Davalli, & Sacchetti, 2008), donde recomiendan que la colocación de los IMUs debe estar alineado a los segmentos corporales de interés (ver

Figura 9).

Figura 9. Localización de los sensores y modelo cinemático miembros inferiores



(Fuente: Lee et al., 2015)

7.4 ALGORITMOS DE FUSIÓN Y FILTRADO

El principal objetivo de los algoritmos de fusión de datos es el de mejorar la calidad de la información de salida en procesos con múltiples sensores, conocidos como procesos sinérgicos. El utilizar más de un sensor no solo aumenta la cobertura espacial y temporal de las variables estudiadas en cuestión, sino que permite aumentar a su vez la eliminación del ruido y la precisión del sistema de medición.

La variedad de algoritmos para fusión y filtrado de datos de sensores inerciales es amplia. En esta investigación nos centraremos en el filtro Madgwick que sirve de base para AHRS (sus siglas en inglés Attitude and Heading Reference Systems o Sistemas de Referencia de

Actitud y Rumbo) comerciales de alto costo, pero de igual manera puede ser implementado también para IMU de costo medio y bajo.

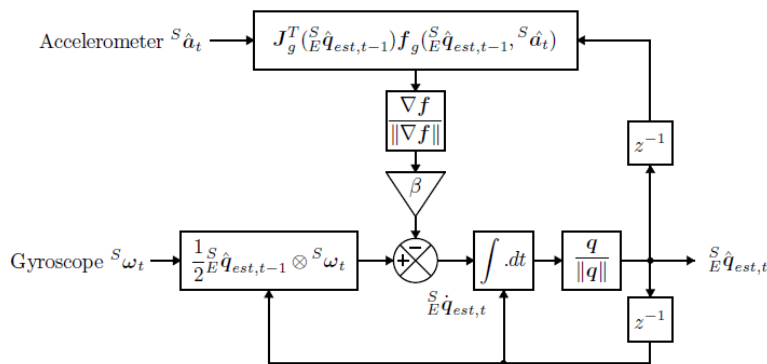
7.4.1 Algoritmo de Madgwick AHRS

El algoritmo de Madgwick está basado en el algoritmo del gradiente descendente para calcular la dirección del error de medición a partir de los datos del giroscopio.

Los sensores son de forma constructiva, posicionados ortogonalmente para que se puedan recibir los datos en las coordenadas x, y e z. El filtro Madgwick procesa las señales utilizando la forma de los cuaterniones.

Un cuaternio es un espacio vectorial de dimensión 4, compuesto por tres números reales y un complejo. Esta transformación es necesaria debido al problema relacionado con la orientación basada en los ángulos de Euler, donde un grado de libertad puede perderse si no se analiza correctamente. Después de la linealización de los datos del acelerómetro y del giroscopio, los resultados se integran para obtener valores como la velocidad (acelerómetro) y el desplazamiento angular (giroscopio). Al finalizar este proceso, los ángulos se convierten nuevamente a la notación de los ángulos de Euler.

Figura 10. Representación del diagrama de bloques del filtro de orientación completo para una implementación de IMU



(Fuente: Madgwick, 2010)

El algoritmo se divide en cuatro partes primordiales que son: cálculo de la orientación a partir de las velocidades angulares medidas por el giroscopio; el cálculo de las orientaciones a partir de los vectores medidos del campo gravitacional y del campo magnético; la fusión de las dos estimaciones anteriores y por último la normalización del cuaternio de la medición. A continuación se especifica cada una de las partes del algoritmo (Chérigo & Rodríguez, 2017).

Un giroscopio ideal contiene el incremento de rotación en cada uno de los ejes los cuales pueden ser representados como el cuaternio mostrado en la **Ecuación 1**.

Ecuación 1. Cuaternio del sensor giroscopio

$$S_{\omega} = [0 \ \omega_x \ \omega_y \ \omega_z]$$

El cambio de orientación de un cuaternio $q_{\omega,k}$ representado como su derivada $\dot{q}_{\omega,k}$ puede ser obtenido mediante la multiplicación del mismo en un tiempo anterior definido como $\frac{1}{2} \hat{q}_{k-1}$ con la razón de incremento dado por el giroscopio S_{ω} como se muestra en la

Ecuación 2.

Ecuación 2. Derivada del cuaternio como razón de cambio

$$\dot{q}_{\omega,k} = \frac{1}{2} \hat{q}_{k-1} \otimes S_{\omega}$$

Esta derivada se integra con respecto al tiempo si se conoce el intervalo de muestreo (Δt).

Se calcula un estimado del cuaternio que da la orientación del sensor, para la cual se alinean la dirección de referencia predefinida del campo (gravitacional o magnético) con la dirección medida del campo en el sistema de coordenadas del sensor. Esto se formula como un problema de optimización en el que se minimiza una función objetivo f por el método de gradiente descendente mostrada en la **Ecuación 3**.

Ecuación 3. Cambio de orientación producida por el acelerómetro o el magnetómetro

$$f(\hat{q}_{k-1}, E_d, B_s) = \hat{q}_{k-1} \otimes E_d \otimes \hat{q}_{k-1} - B_s$$

$$\hat{q}_{\nabla, k-1} = \hat{q}_{k-1} - \mu \frac{\nabla f(\hat{q}_{k-1}, E_d, B_s)}{\|\nabla f(\hat{q}_{k-1}, E_d, B_s)\|}$$

en donde, \hat{q}_{k-1} hace referencia al vector del campo magnético o del campo gravitacional, mientras que μ es el tamaño del paso.

El algoritmo de fusión de las dos estimaciones anteriores está dado por la **Ecuación 4**.

$$\hat{q}_k = \gamma \hat{q}_{\nabla, k} + (1 - \gamma) \hat{q}_{\omega, k} \quad 0 \leq \gamma \leq 1$$

Ecuación 4. Fusión de las dos estimaciones

$$\gamma_t = \frac{\beta}{\Delta t + \beta}$$

En donde γ depende de la constante β , la cual se calcula con la **Ecuación 5**.

Ecuación 5. Parámetro beta

$$\beta = \sqrt{\frac{3}{4} \bar{\omega}_\beta}$$

$\bar{\omega}_\beta$ representa la media del error de las medidas hechas con el giroscopio. Y por último, se normaliza el cuaternio de la medición de orientación, tal como se observa en la **Ecuación 6**.

Ecuación 6. Normalización del cuaternio de medición.

$$\hat{q}_{\omega, k} = \frac{\hat{q}_{\omega, k}}{\|\hat{q}_{\omega, k}\|}$$

8 METODOLOGÍA

8.1 ENFOQUE METODOLÓGICO Y TIPO DE ESTUDIO

Este proyecto plantea una investigación de desarrollo tecnológico con alcance experimental. Se implementa un prototipo que registra los parámetros más relevantes de la actividad física según el protocolo de ejercicios propuesto.

El prototipo permite capturar variables del movimiento de tren superior e inferior como los son los ángulos de rotación de los segmentos corporales por medio de IMUs de 6 DoFy un software para su visualización y posterior análisis.

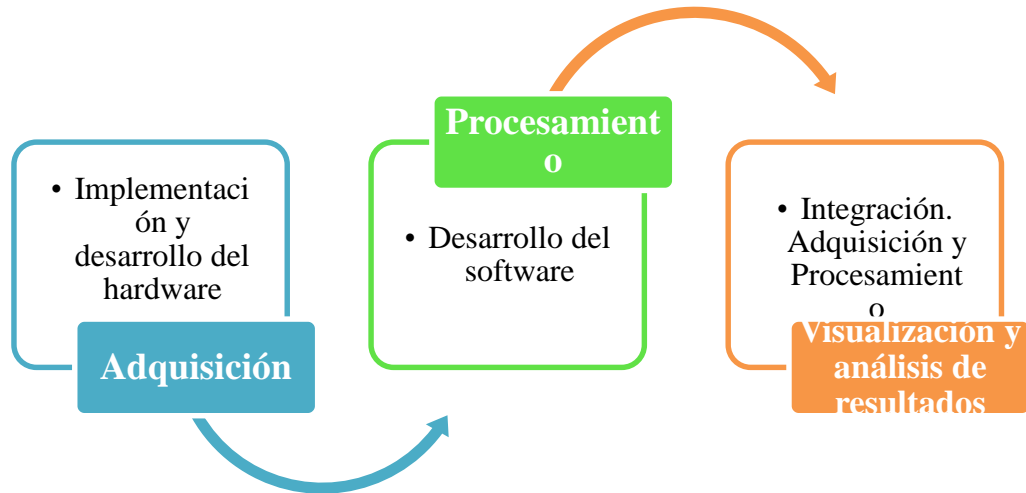
Se realizó una prueba piloto con un participante, comparando sus mediciones con los datos de un equipo patrón (Laboratorio de Análisis de Movimiento Humano de la UAM®), para dar fiabilidad a los datos entregados por el prototipo desarrollado.

8.2 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

Con el fin de dar respuesta a cada uno de los objetivos presentados inicialmente, el proyecto se divide en varias etapas que integran la adquisición, implementación, procesamiento, pruebas de funcionamiento (Ver

Figura 11).

Figura 11. Etapas de la investigación



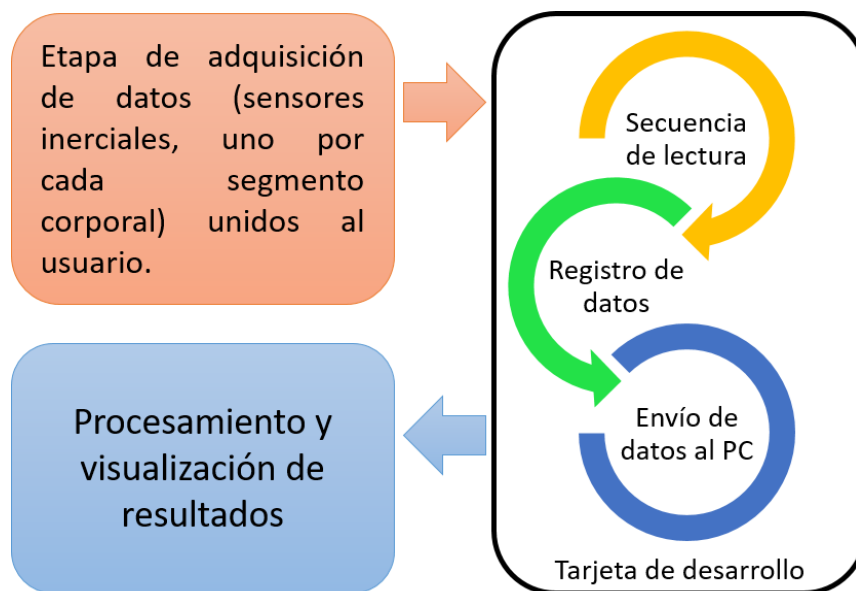
(Fuente: Autor)

A continuación, se describe detalladamente la implementación de cada una de las etapas del proyecto, así como la integración de los mismos y sus configuraciones.

9 ETAPA I: ADQUISICIÓN: IMPLEMENTACIÓN Y DESARROLLO DEL HARDWARE

Esta etapa es la encargada de extraer los datos de cada sensor inercial, enviarlas al computador para su procesamiento y visualización. La arquitectura general de esta etapa se puede observar en (Ver **Figura 12**). Dentro de esta etapa se mencionan las partes que la componen para el desarrollo del hardware.

Figura 12. Arquitectura general de hardware



(Fuente: Autor)

Para el desarrollo del proyecto tanto por el componente de investigación, como el de diseño, es fundamental incluir algunos dispositivos, que fueron añadidos en el prototipo final.

9.1 MATERIALES PARA EL DISEÑO Y DESARROLLO DEL DISPOSITIVO

SELECCIÓN DE LOS SENSORES INERCIALES

En esta parte nos centramos en la selección de los sensores inerciales, ya que en el mercado se encuentran gran variedad de estos sensores. Un estudio más minucioso entre fabricantes de estos sensores permitió encontrar una marcada variación de costos debido a los siguientes factores:

- a) Tratamiento de las señales antes de su envío
- b) Protocolo de comunicaciones

En la **Tabla 3** se muestra un cuadro comparativo realizado como protocolo de selección de los sensores inerciales.

Tabla 3. Tabla comparativa de IMUs comerciales.

TARJETA	PROTOCOLO DE COMUNICACIONES	SENSORES	CARACTERÍSTICAS	COSTO
MPU 9150	I2C	MPU 6050 y un magnetómetro HMC5883L	No posee microcontrolador integrado.	COP 61,000
MPU 6050	I2C	2 Sensores: Acelerómetro Giroscopio	No posee microcontrolador integrado.	COP 9,000
Sparkfun 9 DoF sensor stick	I2C	3 sensores: Acelerómetro ADXL345, Magnetómetro HMC5883L y Giroscopio ITG3200	No posee microcontrolador integrado.	COP 49,716
Adafruit BNO055	I2C	3 sensores: Acelerómetro, Magnetómetro y Giroscopio	Posee microcontrolador ARM Cortex-M0	COP 165,000

Adafruit 10DoF LSM9DSO	SPI e I2C	4 sensores: Giroscopio L3GD20H, Acelerómetro y magnetómetro integrado LSM303 y sensor de presión barométrica BMP180	No posee microcontrolador integrado.	COP 77,760
IMU GY-88 10DOF	I2C	MPU6050 HMC5883L BMP085	No posee microcontrolador integrado.	COP 38,900
IMU GY-86 10DOF	I2C	Sensor de Presión MS5611 Sensor Margnetómetro HMC5883L Módulo MPU6050	No posee microcontrolador integrado.	COP 64,000

(Fuente: Autor)

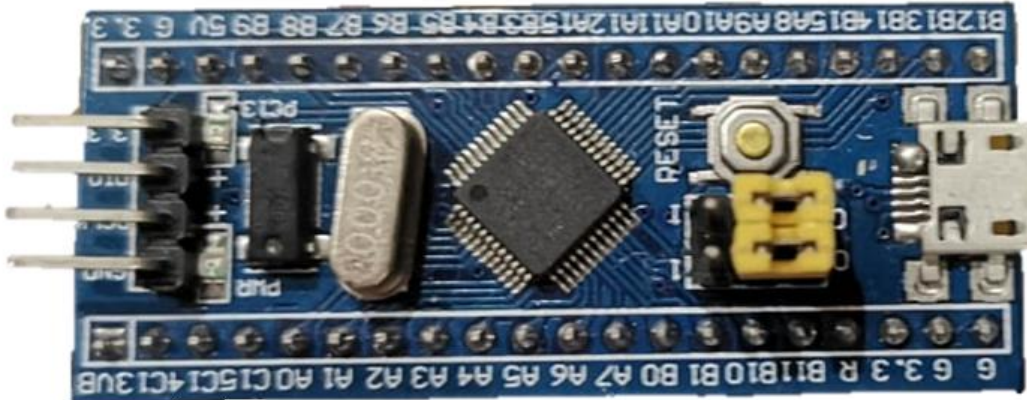
Con base en la **Tabla 3** y teniendo en cuenta las necesidades del prototipo, se escogió la tarjeta MPU6050 (Ver **Figura 14**) principalmente por:

- Costo
- Sensibilidad de los sensores internos (acelerómetro y giroscopio)
- Protocolo de transmisión de datos
- Facilidad de compra.

9.2 TARJETA DE DESARROLLO A UTILIZAR

La tarjeta de desarrollo STM32 (Ver **Figura 13**), posee un microcontrolador STM32F103 y un procesador ARM CORTEX-M3, referenciado como STM32 – Mínimo.

Figura 13. Tarjeta de desarrollo STM32 Minimo



(Fuente: Autor)

Es una herramienta de desarrollo versátil y fácil de utilizar que permite destacar las características del microcontrolador de alto desempeño STM32F103, ARM Cortex-M3 de 32 bits. Contiene dos conversores ADC de 12 bits de 1 μ s (10 canales). Posee un espacio de memoria de código flash de 64kB, que también puede funcionar como EEPROM y en memoria de datos SRAM de 20kB. Tiene interrupciones en todas las I/O. El procesador del STM32F103 opera a 3.3V, al igual que el resto de procesadores ARM. Sin embargo, la placa STM32F103 incorpora un regulador de voltaje, por lo que puede ser alimentada a 5V. Además, la mayoría de las I/O digitales son tolerantes a 5V.

La programación de la tarjeta se realiza mediante el puerto USB integrado, por la UART1, o por el puerto JTAG. Funciona con los entornos de desarrollo ARDUINO, MBED o con las librerías de STMicroelectronics.

9.2.1 Especificaciones De La Tarjeta De Desarrollo:

- Alimentación por puerto USB a 5VDC.
- Suministro externo de 3.3VDC.

Microcontrolador STM32F103C8T6, ARM Cortex-M3 con:

Memoria de código FLASH: 64kB (puede funcionar como EEPROM).

Memoria de datos SRAM: 20kB.

Oscilador interno / externo + PLL hasta 72MHz (1.25 DMIPS / MHz).

Temporizador / Contador de 24 bit + WatchDog: 1.

Temporizadores / Contadores de 16 bit: 4. Permite hasta 11 salidas PWM.

Puerto serie asíncrono UART con buffer FIFO de alta velocidad: 3.

Puerto serie síncrono SPI Maestro / Esclavo: 2.

Puerto serie síncrono I2C: 2.

Convertidor ADC de 12 bits con 1M S/s: 10 canales.

Referencia de voltaje interna de 1.2VDC.

Sensor de temperatura interno.

Puerto USB 2.0.

- 29 - pines de GPIO disponibles en conector SIP dual.
- 1 - Oscilador RTC de 32.768KHz y entrada para batería.
- 1 - Conector de 4 pines para programación por JTAG/SWD.
- 1 - Conector Micro-USB para programación.

9.3 SENSOR INERCIAL

Figura 14. Módulo GY 521



(Fuente: Autor)

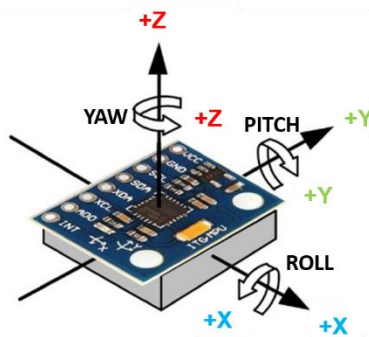
Es un IMU de 6DoF fabricado por la compañía InvenSense de (15x21mm), que combina un acelerómetro MEMs de 3 ejes con el se que puede medir los componentes X, Y, y Z de la aceleración y un giroscopio MEMs de 3 ejes con el que puede medir velocidad angular y un

procesador digital de movimiento (DMP™). Dispone de un sensor de temperatura embebido, un reloj de alta precisión e interrupciones programables.

Comúnmente se encuentran integrados en módulos como el GY-521 que incorporan la electrónica necesaria para conectarla de forma sencilla. Como en la mayoría de los módulos, el GY521 incluye un regulador de voltaje que permite alimentar directamente a 5V. Contiene una conversión hardware de 16 bits de A/D por cada canal, para la digitalización de las salidas del acelerómetro. Para ello capta los canales x, y y z al mismo tiempo (el valor z es fijo). La comunicación del sensor utiliza el protocolo I2C, permitiéndole así trabajar con la mayoría de microcontroladores. Este sensor está diseñado para bajo consumo, bajo coste y un elevado rendimiento.

Las características de este sensor se pueden observar en la siguiente figura con los datos extraídos del fabricante (Ver ¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.).

Figura 15. Orientación y Polaridad de rotación de los sensores inerciales



(Fuente: Autor)

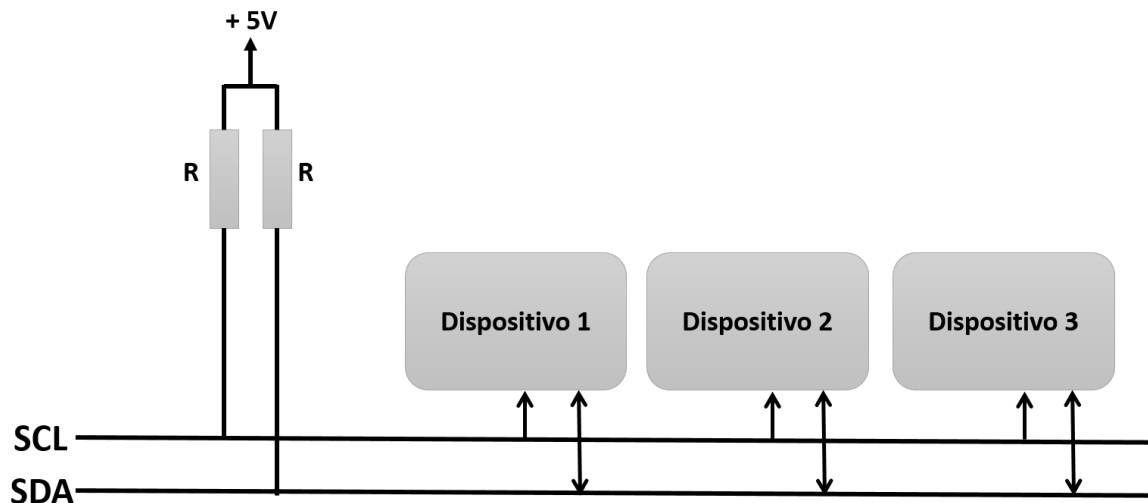
9.3.1 Protocolo De Comunicaciones I2C

El protocolo serie I2C (Inter-Integrated Circuit) (Ver

Figura 16) fue desarrollado por la compañía Philips para la interconexión de circuitos integrados, que posteriormente ha sido adoptado dispositivos, especialmente los microcontroladores, y adaptado a determinadas aplicaciones donde se necesita una intercomunicación tipo serial entre los diferentes dispositivos.

Este protocolo utiliza dos líneas para la comunicación y manejo de señales, una bidireccional para intercambiar datos denominada SDA y otra como reloj para sincronizar el sistema denominado SCL y una tercera línea como nivel de referencia o tierra. El protocolo maneja la transmisión de datos con un periférico maestro en este caso es la tarjeta maestro, y periféricos esclavos, es este caso son los IMU. Cada IMU posee una dirección y el maestro es siempre el que maneja la comunicación entre los IMU, indicando quién está ocupando la línea de transmisión y así evitar colapsos de las señales (Vesga Ferreira et al., 2008).

Figura 16. Conexión de dispositivos al bus I2C.

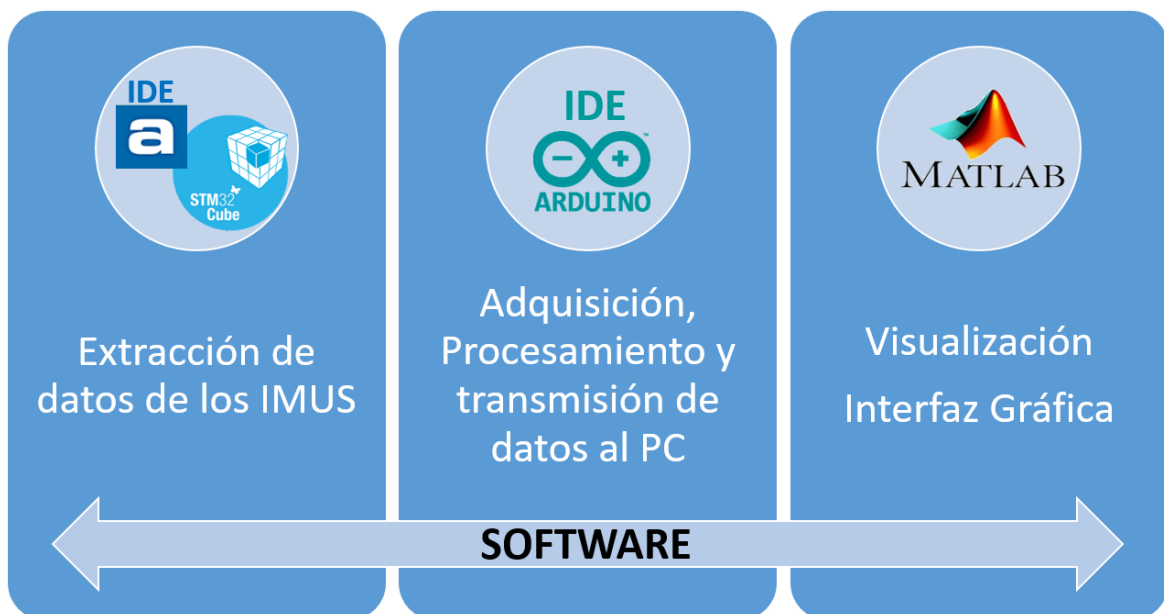


(Fuente: Autor)

10 ETAPA II PROCESAMIENTO. IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE

En la parte de procesamiento, se hizo una ramificación del software para la extracción y procesamiento de datos (Ver **Figura 17**), esta ramificación, está definida por la plataforma en donde se desarrollará el software.

Figura 17. División del software por tareas a realizar



(Fuente: Autor)

Para el desarrollo del proyecto se realizarán en diferentes aplicaciones software utilizando sus lenguajes de programación propios, para aprovechar las ventajas de cada uno de ellos en cada una de las plataformas de ejecución.

- Software PC/Servidor: Matlab + GUIDE
- Firmware Tarjetas esclavos: CubeMX + TrueStudio
- Adquisición de datos Tarjeta Maestro: Eclipse IDE + Librerías Arduino

11 ETAPA III: VISUALIZACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS.

En esta última etapa, se realizará pruebas de funcionamiento del prototipo desarrollado, con el cual se realizará comparaciones con equipo patrón, es nuestro caso se realizará con el Laboratorio de Análisis de Movimiento Humano de la UAM®.

Es importante resaltar que, en esta etapa, las pruebas realizadas serán de laboratorio, dejando las pruebas clínicas a futuras investigaciones y con mejoras en el prototipo y el software.

11.1 BATERÍA DE EJERCICIOS

En el Departamento de Movimiento Humano de la UAM® desarrollaron una batería de ejercicios, por lo tanto escogeremos uno de los ejercicios del protocolo Fisio + Visión (Ver **Anexo B**), el que integre la mayor cantidad de sensores en el cuerpo.

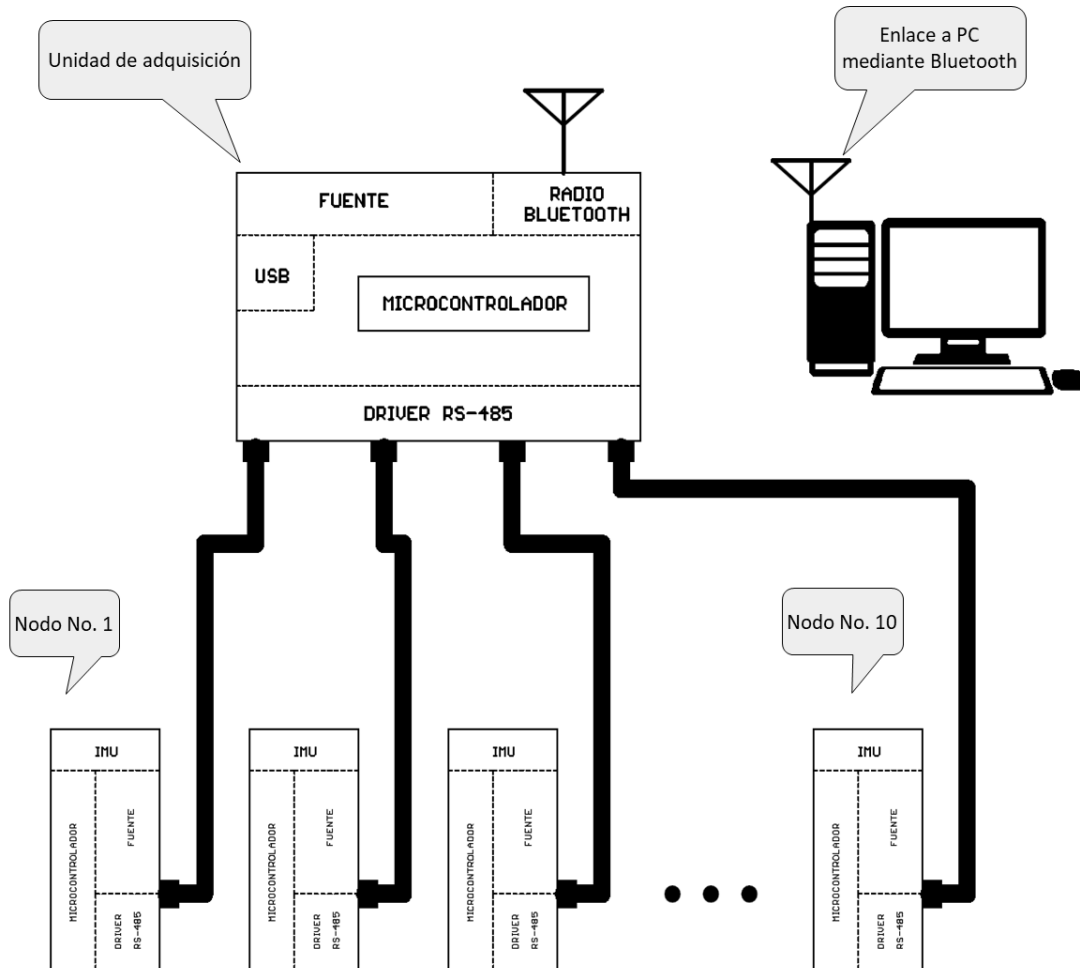
12 RESULTADOS

12.1 ETAPA I. ADQUISICIÓN: IMPLEMENTACIÓN Y DESARROLLO DEL HARDWARE

Esta etapa fue la encargada de extraer los datos de cada IMU, enviarlas a la tarjeta maestro y esta a su vez enviarlas al computador por enlace bluetooth. La arquitectura del prototipo en forma general se puede observar en

Figura 18.

Figura 18. Arquitectura general del sistema propuesto



(Fuente: Autor)

Se implementó una malla de 10 sensores inerciales, en los que fue necesario diseñar un módulo de adaptación, para que cada uno enviara los datos según la secuencia de llamado de la tarjeta de adquisición.

12.1.1 Módulo Nodo Esclavo

Los sensores de la tarjeta GY 521 poseen una única dirección que no puede ser modificada, imposibilitando conectar más de 2 IMUs al bus de transmisión de datos I2C, ya que se produciría un colapso de información. Por lo tanto, en cada sensor inercial se le incorporó una placa electrónica auxiliar a la que llamaremos nodo esclavo.

Esta placa es la encargada de contener el sensor, y también un microcontrolador, el cual trabaja como esclavo I2C con dirección variable, por lo tanto, esta placa contiene todos los componentes necesarios para realizar la medición de posición e inercia en el entorno. Los datos extraídos son enviados por protocolo I2C a la unidad de adquisición maestro, quien los transmite por protocolo serial o bluetooth al computador, donde por software se realiza la integración, procesamiento y su posterior visualización.

En la fase de diseño de los nodos y la tarjeta de adquisición, se definieron las entradas y salidas con el que cuenta el prototipo que nos permite tener una primera visión del objeto de diseño (Ver

Figura 19; Ver **Figura 20).**

Figura 19. Nodos esclavos



12.1.2 Módulo Tarjeta De Adquisición Maestro

El módulo tarjeta de adquisición maestro es el encargado recibir los datos de los nodos esclavos. Contiene una fuente de alimentación, un microcontrolador (componente principal del sistema) y es el encargado de generar la secuencia de lectura a cada uno de los nodos esclavos y permitir el registro de datos que serán enviados al computador.

Figura 20. Unidad de adquisición maestro.

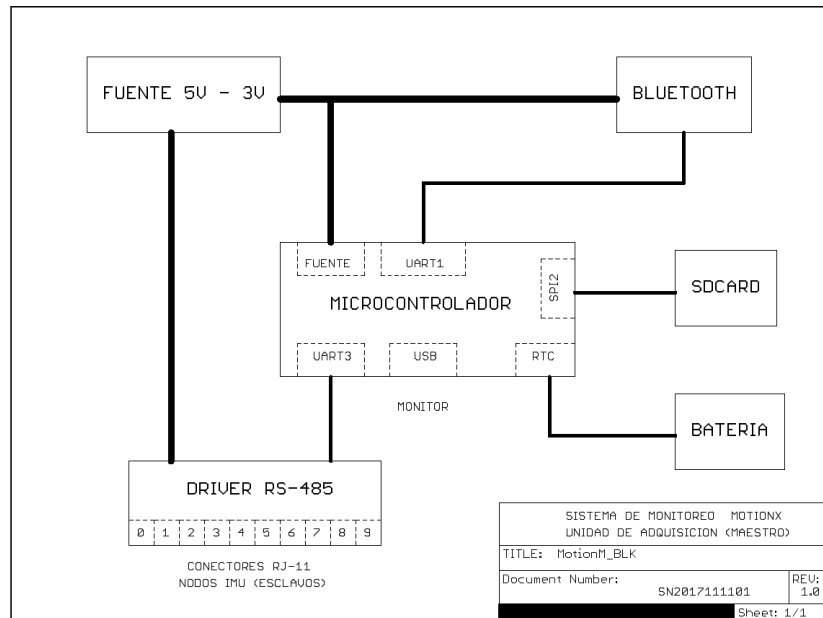


12.1.3 Descripción Del Hardware

En la figura

Figura 21 se puede observar el prototipo final según la metodología descrita anteriormente.

Figura 21. Tarjeta de adquisición Maestro



(Fuente: Autor)

El módulo de fuente permite la alimentación externa del sistema (puede ser mediante batería) desde 9VDC hasta 12VDC, para entregar una salida regulada de 5VDC hacia los nodos esclavos y de 3.3VDC hacia los componentes internos del sistema.

El microcontrolador (STM32F103), es el componente principal del sistema y es el encargado de generar la secuencia de lectura para todos los nodos esclavos y permitir el registro de datos que serán enviados por el enlace Bluetooth hacia un computador remoto.

El modulo Bluetooth (HC-06) permite la transformación de los datos suministrados por el microcontrolador en forma serial (UART1) en un enlace por radiofrecuencia, lo que permite el registro y monitoreo remoto de los datos.

El “driver” RS-485 permite conformar un bus de comunicaciones serie (par diferencial) para realizar el enlace de comunicaciones con cada nodo esclavo y de esta forma poder direccionar hasta diez esclavos. Las conexiones con cada nodo esclavo se realizan con un conector RJ-11 de cuatro pines utilizando dos pines para la alimentación (5VDC) y dos pines para las comunicaciones RS-485, así:

PIN1: RS-485, RT+

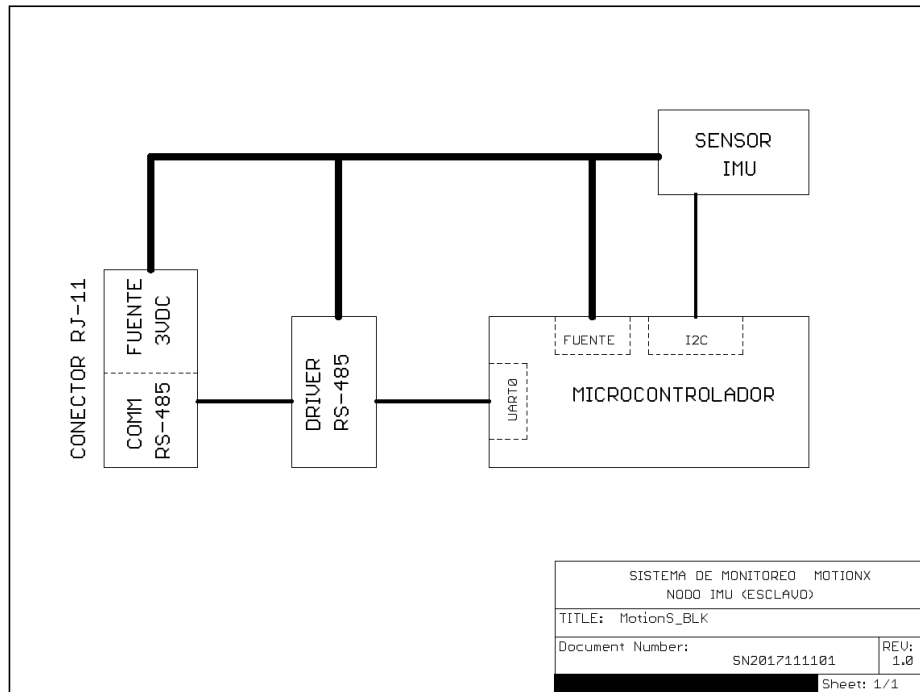
PIN2: RS-485, RT-

PIN3: GND

PIN4: VCC (5VDC)

El módulo de SDCARD permite almacenar de forma local los datos registrados. Y por último el módulo de Batería (CR2032), que permite almacenar de forma local los parámetros de ajuste del sistema y la acción del reloj calendario de tiempo real.

Figura 22. Nodo esclavo



(Fuente: Autor)

El módulo de fuente permite la alimentación externa del sistema (5VDC), para entregar una salida regulada de 3.3VDC hacia los componentes internos del sistema.

El microcontrolador (STM32F334), es el componente principal del sistema y es el encargado realizar la lectura del IMU y transformar los datos en variables de tipo “pitch”, “yaw” y “roll”, que serán entregadas a la unidad de adquisición.

El “driver” RS-485 permite conformar un bus de comunicaciones serie (par diferencial) para realizar el enlace de comunicaciones con la unidad de adquisición, utilizando un conector RJ-11 de cuatro pines:

PIN1: RS-485, RT+

PIN2: RS-485, RT-

PIN3: GND

PIN4: VCC (5VDC)

El módulo de sensor IMU (MPU6050), contiene todos los componentes necesarios para realizar la medición de posición e inercia en el entorno; cuenta con 3 ejes de aceleración y tres ejes de rotación.

Tabla 4. Características Generales del Prototipo

Bloque	Características
Alimentación	Alimentación a través de batería recargable de 9VDC - 12VDC
	Módulo de Batería CR2032: Almacena de forma local los parámetros de ajuste del sistema y la acción del reloj calendario de tiempo real.
	Imax = 500 mA
Microcontrolador	STM32F103
Memoria externa	SDCARD
Entradas/Salidas	<p>Contiene:</p> <p>10 conectores RJ-11 de cuatro pines</p> <p>Dos pines para la alimentación (5VDC) y dos pines para las comunicaciones RS-485</p> <ul style="list-style-type: none"> • PIN1: RS-485, RT+ • PIN2: RS-485, RT- • PIN3: GND • PIN4: VCC (5VDC)
Comunicaciones	Comunicación mediante Bluetooth
	Comunicación mediante Puerto Serial utilizando un módulo FT232RL
Sensor	<p>Acelerómetro de 3 ejes</p> <p>Giroscopio de 3 ejes</p>

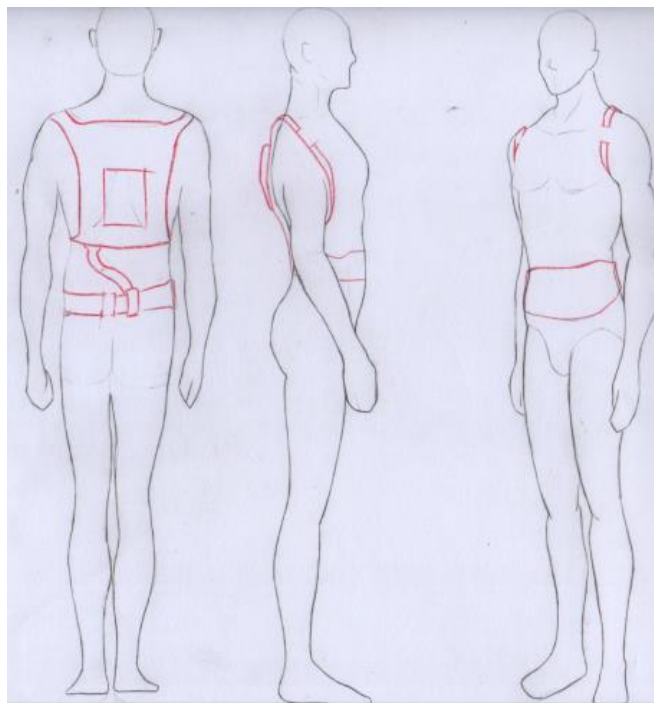
(Fuente: Autor)

12.2 DISEÑO PARA LA PORTABILIDAD DEL PROTOTIPO

Partiendo de la necesidad de realizar un diseño ajustable y estético para la tarjeta de adquisición de datos, se diseñó una caja en acrílico cortada a láser, para que tuviera mayor estabilidad y así evitar posibles cortos en el circuito.

En cuanto a las alternativas del diseño para la portabilidad de los dispositivos en especial para la tarjeta de adquisición, en primer lugar, se contempló la opción de colocar la tarjeta de adquisición en un cinturón canguro, pero esta opción limitaba el movimiento en determinados ejercicios. Por lo tanto se optó por un forro con un soporte universal tipo arnés (Ver **Figura 24**) que se pudiera colocar fácilmente tanto en la espalda como en el pecho del usuario (Ver **Figura 25**).

Figura 23. Boceto soporte universal



(Fuente: Autor)

Figura 24. Soporte universal tipo arnés



(Fuente: Autor)

Figura 25. Forro ubicado en la parte anterior y posterior



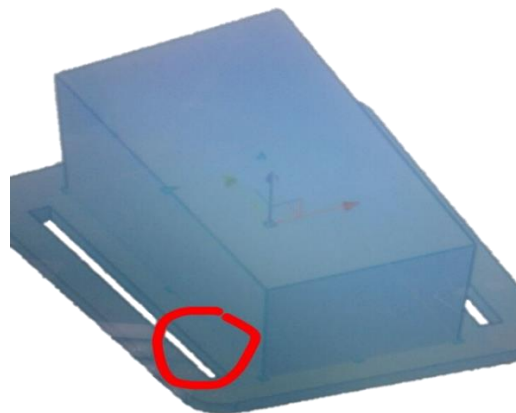
(Fuente: Autor)

Por otro lado, la malla de sensores, al principio se situaron con correas velcro, pero este material limitaba la opción de ajuste de forma considerable y en algunas se observó un desplazamiento de los sensores, por lo que se optó en realizar unas cajas cortadas láser de material acrílico y con unas ranuras (Ver

Figura 26) para la introducción de unas correas hechas con unas bandas de alta resistencia marca TheraBand® (Ver **Figura 27)**).

Cada módulo de adaptación con su respectivo sensor se colocó dentro de la caja diseñada. De esta forma cada sensor (esclavo) se mantiene independiente del resto. Además, la superficie de la caja permite adherir mejor el sensor a la piel del usuario.

Figura 26. Diseño caja nodos esclavos



(Fuente: Autor)

Figura 27. Correa-bandas elásticas marca TheraBand®



(Fuente: Autor)

Fue una solución satisfactoria a la hora de sujetar la malla de sensores. Al ser las bandas de material elástico, minimizó mucho el problema de masa corporal del usuario (Ver **Figura 28**).

Figura 28. Correa-Bandas en el cuerpo humano



(Fuente: Autor)

12.3 ETAPA II. PROCESAMIENTO. IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE

Software PC/Servidor

El software del servidor se desarrolló para la ejecución en múltiples sistemas operativos siendo la máxima prioridad su ejecución en Microsoft Windows. Contará con un interfaz gráfica y sencilla de utilizar (GUIDE de Matlab®). La aplicación se ejecutará de forma autónoma sobre una máquina virtual propia y sin necesidad de instalación en el sistema operativo. De esta forma, puede ser transportable a través de medios físicos como memoria flash USB y ejecutable en diferentes máquinas.

El software servidor dispone de las siguientes funcionalidades:

- Creación y configuración de los usuarios, dispositivos e interfaces del sistema.
- Scan de los dispositivos disponibles por bluetooth.
- Conexión con los dispositivos y configuración de su funcionalidad: Nodos esclavos
- Almacenamiento y gestión de la base de datos de valores recogidos por los sensores.

Matlab® recibe los datos en ángulos Euler proveniente de los nodos esclavos y se distribuye los 3 ángulos (Yaw, Pitch y Roll) de cada sensor en una posición de una matriz, para un total de 40 datos. La matriz de almacenamiento posee un tamaño de: 10 filas x 4 columnas, facilitando la lectura y visualización de cada sensor individualmente, para su posterior análisis numérico.

12.3.1 Firmware

El firmware de las tarjetas esclavos, se desarrolló en lenguaje C sobre plataforma CubeMX, entrega las siguientes funcionalidades:

- Desarrollo de perfiles propietarios para la transmisión de los datos de los sensores.
- Comunicación con la tarjeta de adquisición maestro.
- Control de las entradas/salidas del microcontrolador para la excitación de los sensores y la lectura de medidas.
- Envío de los datos de forma periódica con tasas de transmisión por encima de las 10 muestras/segundo por cada sensor.

12.4 ADQUISICIÓN DE DATOS TARJETA MAESTRO: ARDUINO™

Las pruebas iniciales de los IMU se realizaron utilizando la librería MadgwickAHRS, la cual trae un demo para la lectura de los IMU utilizando Arduino™.

Para la tarjeta de adquisición maestro, se utilizaron las librerías de Arduino™ y el entorno de desarrollo es Eclipse IDE, que es el encargado de:

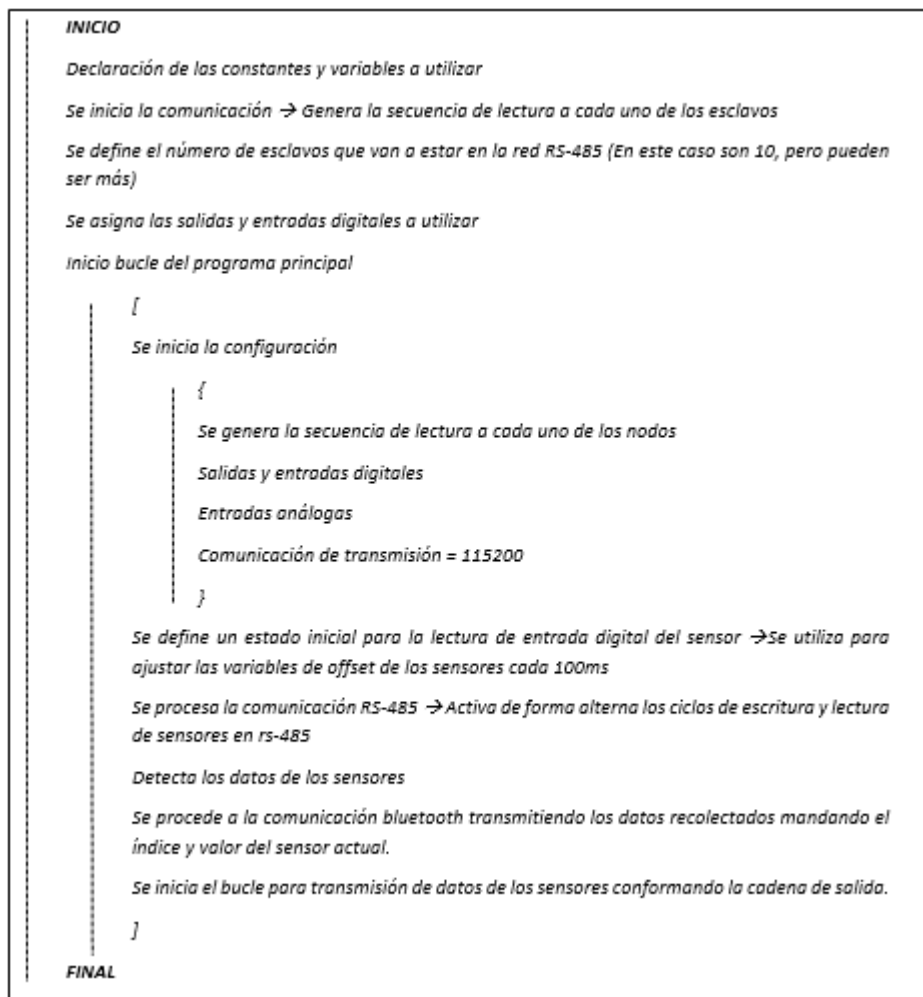
- Organizar los datos provenientes de los nodos esclavos.
- Transmitir los datos provenientes de los nodos esclavos al computador por comunicación serial o bluetooth.

12.4.1 Protocolo Para La Etapa II: Diseño Y Desarrollo Del Software

Adquisición de los datos. tarjeta maestro

Para la configuración de la tarjeta de adquisición maestro, se realizó un código, donde el objetivo principal es generar las secuencias de lectura y escritura de cada uno de los sensores, quien los transmite por medio de comunicación serial o bluetooth al computador para su posterior visualización (Ver **Figura 29**).

Figura 29. Pseudocódigo Tarjeta Maestro



(Fuente: Autor)

12.4.2 Calibración Y Filtrado De Los Sensores

La calibración y el filtrado de los sensores se encuentran comprendidos en el microcontrolador de cada nodo esclavo. Por medio del filtro Madgwick se realizó primero una autoevaluación de los sensores, luego se reestablece los registros por defecto para su calibración del giroscopio y el acelerómetro (se cargan los bias) y por último se calcula el filtro resultante que entregará los datos integrados de aceleración y giroscopio (a_x , a_y , a_z , g_x , g_y , g_z) a la tarjeta de adquisición maestro (**Figura 30**).

Figura 30. Pseudocódigo Nodos Esclavos

```
INICIO
//Declaración de constantes
Dirección del esclavo RS-485
Medida del error del Giroscopio
Medida de la deriva del Giroscopio
    Inicio del paquete de transmisión → '<'
    Fin del paquete de transmisión → '>'
//Declaración de macros
//Declaración de variables

//BUCLE PROGRAMA PRINCIPAL
    //Configura I2C
    Se comienza a realizar valores de autoevaluación y reportes
    // Se reestablecen los registros por defecto para la calibración del dispositivo
    // Se calibran el giroscopio y acelerómetro, se cargan los bias
    // Se inicializa el dispositivo para el modo activo lectura del acelerómetro, el giroscopio y la
    temperatura
    //Se ajusta el factor de filtro inicial
//BUCLE PROGRAMA PRINCIPAL

// Lectura del sensor IMU
// Se ajusta las variables actuales
// Se calcula filtro resultante
    // Se calcula el valor de la aceleración actual en g's
    // Se obtiene el valor g real, esto depende de la escala que se establece
    // Se calcula el valor giroscopio en grados actuales por segundo
    // Se obtiene el valor giroscopio real, esto depende de la escala que se establece
    //filtro → (ax, ay, az, gx, gy, gz)
FINAL
```

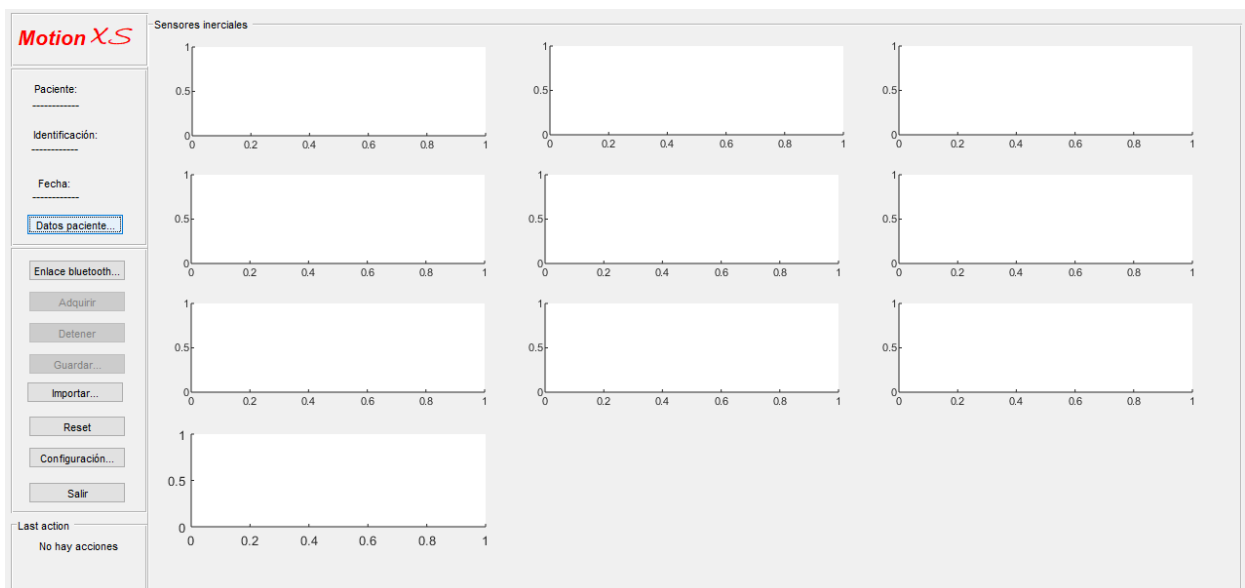
(Fuente: Autor)

12.4.3 Interfaz Gráfica De Usuario

En la herramienta Guide de Matlab®, se recibirá la trama con la información proveniente de la tarjeta de adquisición maestro, que facilitará la lectura y visualización de las variables entregadas de cada sensor, para su posterior análisis.

La interfaz gráfica se basa principalmente en 3 páginas (Ver **Figura 31**). La primera página es el menú principal que permite interactuar y visualizar las señales obtenidas de los nodos esclavos.

Figura 31. Pantalla de inicio de la interfaz gráfica



(Fuente: Autor)

En ésta estarán los siguientes comandos:

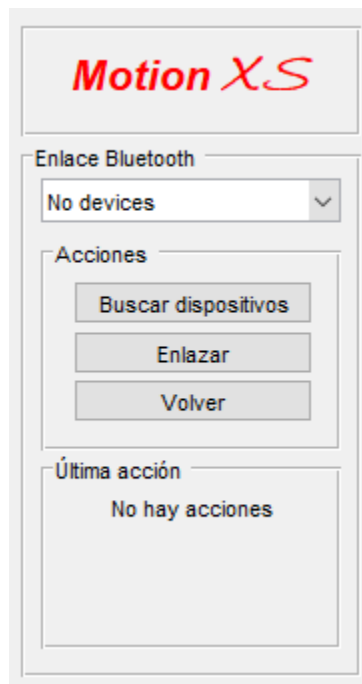
- *Enlazar*: establece la comunicación bluetooth (Ver **Figura 32**).
- *Adquirir*: comienza el proceso de adquisición de los datos provenientes de los sensores y los va almacenando en matrices (una por cada sensor).
- *Detener*: detiene la adquisición de los datos y muestra las gráficas.
- *Guardar*: permite guardar los datos actuales en un archivo .m

- *Importar*: permite importar datos guardados en sesiones anteriores en formato *. m. Dentro de este comando, se deberán cargar las pruebas realizadas. Al hacer click en el botón “Importar”, aparecerá una pantalla en la que se deberá seleccionar la prueba que se desea. Inicialmente se debe elegir el archivo de formato *.m, el cual corresponde a la prueba realizada (Ver **Figura 33**).
- *Reset*: resetea el sistema por si en algún momento hay algún bloqueo o algo similar.

Adicional:

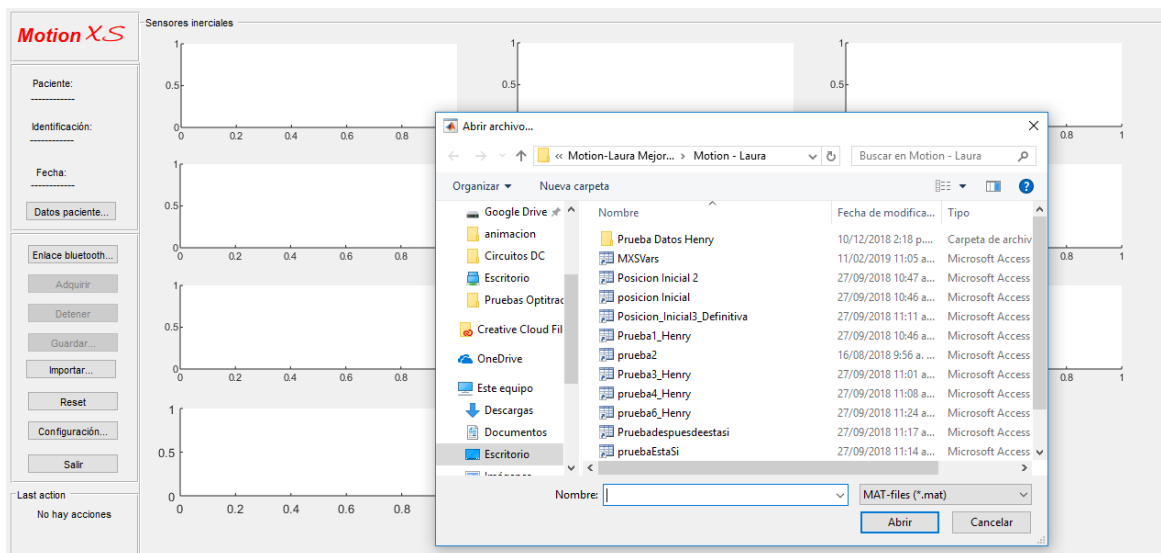
- Dando click en cada una de las gráficas, éstas aumentarán de tamaño a pantalla completa.

Figura 32. Comando Enlazar



(Fuente: Autor)

Figura 33. Comando Importar



(Fuente: Autor)

La segunda página (Ver

Figura 34) se encuentra los datos del paciente, como son el nombre y su número de identificación. También está la fecha en la que se realiza la actividad física.

Figura 34. Pantalla datos del paciente y Fecha de la toma



(Fuente: Autor)

12.5 ETAPA III. VISUALIZACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS: INTEGRACIÓN.

Adquisición y procesamiento

Para confirmar los datos transmitidos por el prototipo desarrollado, se hicieron pruebas de funcionamiento por medio de comparación directa utilizando las cámaras OptiTrack del Laboratorio de Análisis de Movimiento de la UAM® (Ver **Figura 35**).

Figura 35. Laboratorio de Análisis de Movimiento de la UAM®.



(Fuente: Autor)

Para esto, se desarrolló un código en MatLab® para poder extraer la información de las cámaras OptiTrack, extraer la cantidad de marcadores colocados (Ver **Figura 39**) y poder determinar un sistema de coordenadas fijas acorde al sistema de coordenadas del laboratorio para luego determinar sus respectivos ángulos en cada segmento corporal y poder compararlos con los datos entregados por el prototipo implementado (Ver **Figura 40**).

12.5.1 Participantes

Se hizo una prueba piloto con 1 sujeto (hombre) de edad 18 años de edad y una masa de 58.25 kg. El participante es estudiante de Tecnología en Control y Automatización de la Universidad Autónoma de Manizales.

En el momento en que llega el participante, se le explica que la prueba piloto en la cual va a participar es de riesgo mínimo, se le explica los sensores que debe colocarse y cómo éstos están conectados con la batería y la tarjeta madre para darle seguridad al participante y así evitar un posible fallo; se le realiza la lectura del protocolo que indica paso a paso el procedimiento que se le realizará, además de los posibles riesgos que tiene en el mismo.

Para realizar correctamente las pruebas de funcionamiento, el participante debía realizar antes el protocolo de Fisio + Visión (Ver ~~¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.~~). Una vez que demostraban ser capaz de hacerlo correctamente, se procedió a colocar los sensores y los marcadores.

12.5.2 Pruebas De Valoración Para La Actividad Física

Primero se ubicaron los marcadores en los miembros inferiores siguiendo el protocolo Davis, después en los miembros superiores siguiendo las recomendaciones del ISB (International Society of Biomechanics).

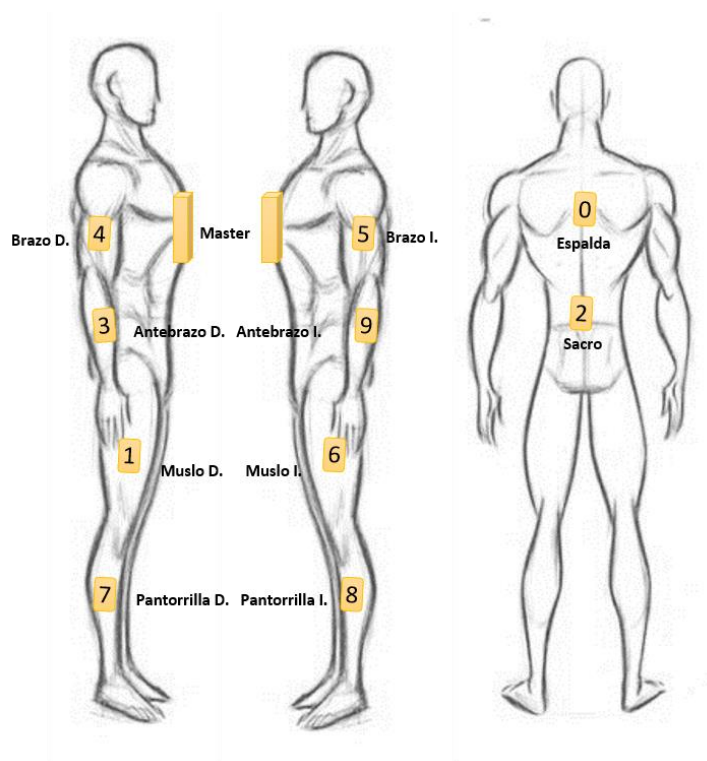
Antes de colocar la malla de sensores al participante, se procedió a calibrar todos los sensores para que estos tuvieran el mismo eje (Ver **Figura 36**). Después de la calibración, se procedió a colocar la malla de sensores en los puntos medios de los segmentos corporales (Ver **Figura 38**) descrito anteriormente en el marco teórico.

Figura 36. Calibración de los sensores



(Fuente: Autor)

Figura 37. Distribución de los sensores en el cuerpo humano



(Fuente: Autor)

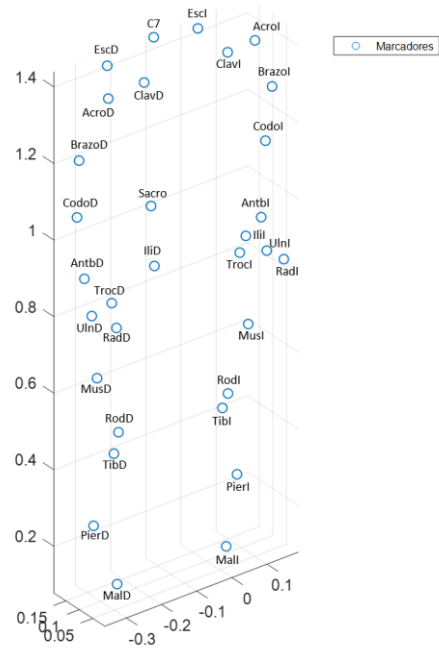
Se hizo la prueba con las cámaras OptiTrack del Laboratorio de Análisis de Movimiento de la UAM® y con los sensores inerciales al mismo tiempo, esto con el fin de hacer una comparación en ambos sistemas y tener fiabilidad en los datos entregados por el dispositivo electrónico desarrollado (Ver **Figura 38**).

Figura 38. Distribución de los marcadores y sensores inerciales



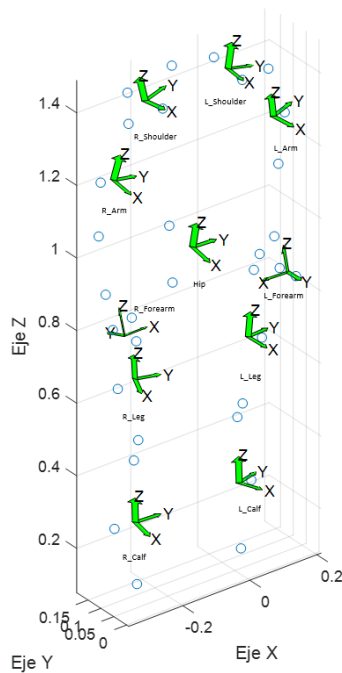
(Fuente: Autor)

Figura 39. Etiqueta de los marcadores-Standing Task



(Fuente: Autor)

Figura 40. Sistema de coordenadas de los marcadores – Standing Task



(Fuente: Autor)

Se le pide al sujeto que realice el Standing Task (Tarea permanente). El sujeto debe mantener una posición ortostática durante al menos 3 - 5 segundos. Esto con el fin que los pies del sujeto deben estar alineados para evitar tener un pie en una posición más anterior o posterior con respecto al otro. El protocolo requiere una sola adquisición para el standing task y al menos una adquisición durante una secuencia del ejercicio a realizar.

12.6 PROTOCOLO PARA LA ETAPA III. VISUALIZACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS: INTEGRACIÓN. ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO

El protocolo usado para comparar los valores entregados por el prototipo, contra los valores del OptiTrack es el siguiente:

Se le pide al participante que adopte la posición anatómica que se describe como *“El sujeto se encuentra parado con la mirada hacia delante, los brazos colgando al costado del cuerpo, las palmas de la mano miran hacia delante y los miembros inferiores uno al lado del otro con las rodillas en extensión completa, con los ejes de los pies paralelos y*

separados por un espacio igual a la distancia entre ambas caderas” (Taboadela, 2007)
(Ver **Figura 41**).

Figura 41. Posición anatómica



(Fuente: Autor)

Después de la toma de la posición anatómica, se procede a la ejecución del ejercicio. Que se dividió en varias fases y en distintos tiempos.

12.7 FASES DE EJECUCIÓN DEL EJERCICIO Y PUNTOS DE EVALUACIÓN

Posición Inicial (Anatómica)

Brazos extendidos hacia los lados

Brazos extendidos hacia el frente

Sentarse

Flexión de brazos

Extensión de brazos

Pararse

Brazos extendidos hacia los lados

Posición Inicial

- Se realizaron tres comparaciones del mismo movimiento en intervalos de tiempo diferentes, para observar la respuesta del prototipo desarrollado.

- Los datos extraídos se comparan a partir de las variaciones en amplitud en ambos sistemas.
- Se concluyó con base en los resultados obtenidos.

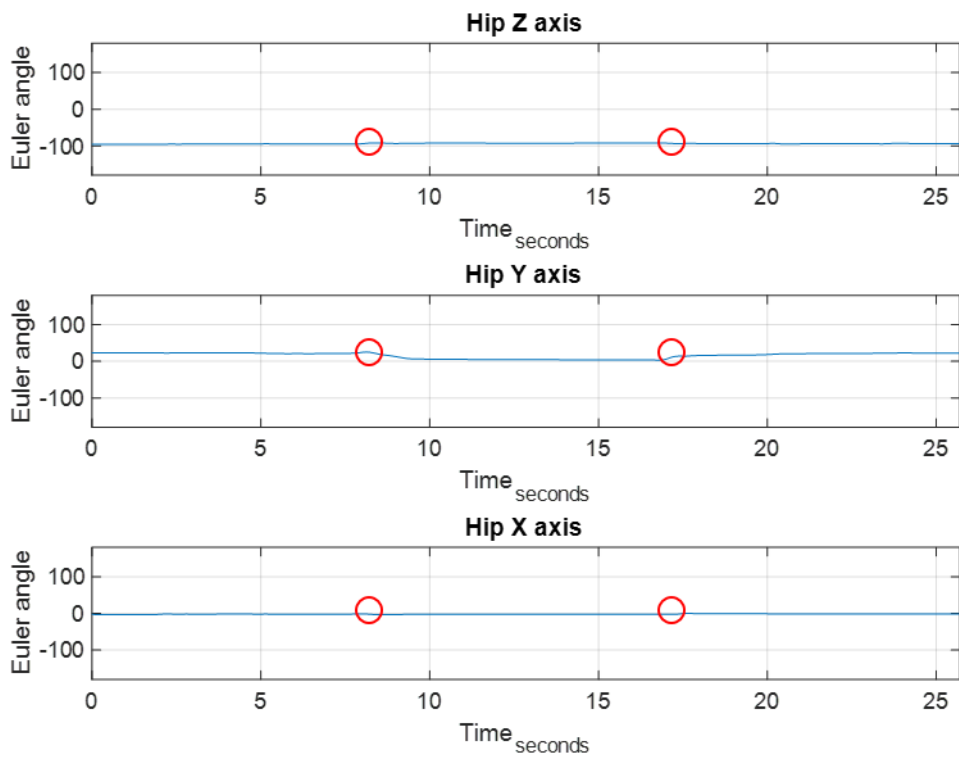
Las pruebas se desarrollaron con un portátil marca Acer con las siguientes características:

- Procesador Intel(R) Core(TM) i3-6100U CPU de 2.30GHz
- RAM de 4 GB
- Sistema operativo de 64 bits.

12.8 PRIMERA TOMA DE DATOS

En la **Figura 42** se muestran las variaciones de los ángulos de la cadera. Los puntos de evaluación que aparecen resaltados con un círculo rojo, son los movimientos en que el participante se sienta y se levanta. Ya que son éstas las fases más importantes a evaluar en la cadera.

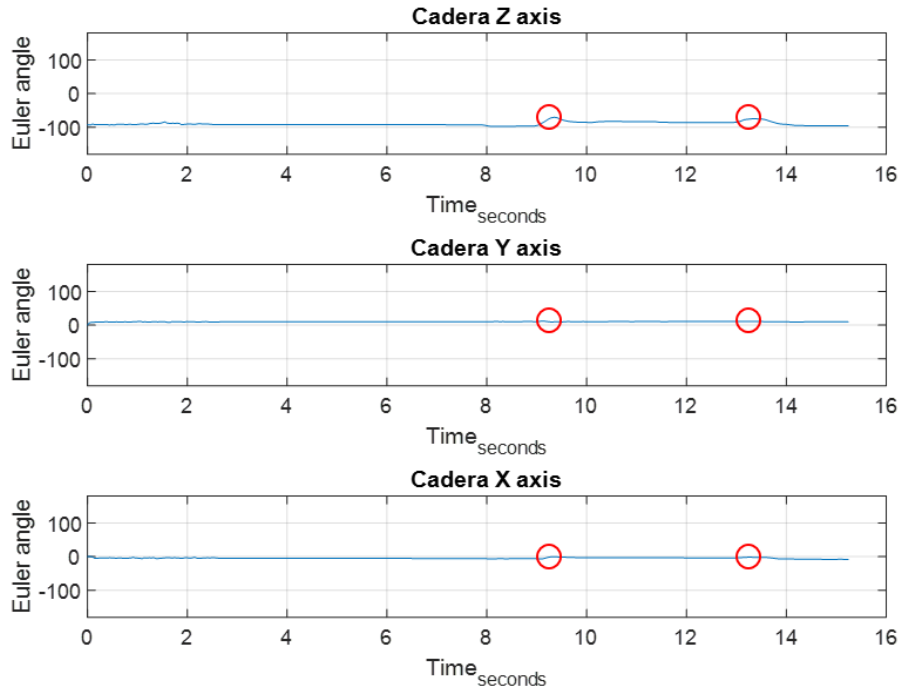
Figura 42. Gráfica de la variación de ángulos en la cadera con OptiTrack, donde se muestran los puntos de evaluación.



(Fuente: Autor)

En la **Figura 43** se muestran las variaciones de los ángulos de la cadera, tomados con el prototipo desarrollado (sensor 2) que se encuentra en dicho punto. Como se puede observar, las frecuencias de muestreo difieren bastante ya que la tecnología de OptiTrack tiene una frecuencia de muestreo de 100Hz. El prototipo, cada sensor realiza una lectura cada 10ms y la tarjeta maestro realiza lectura para los 10 sensores cada 100ms.

Figura 43. Gráfica de la variación de ángulos en la cadera con el prototipo, donde se muestran los puntos de evaluación.



(Fuente: Autor)

En la **Tabla 5** se puede observar las variaciones en cada una de las fases del ejercicio que afectaron directamente a la cadera.

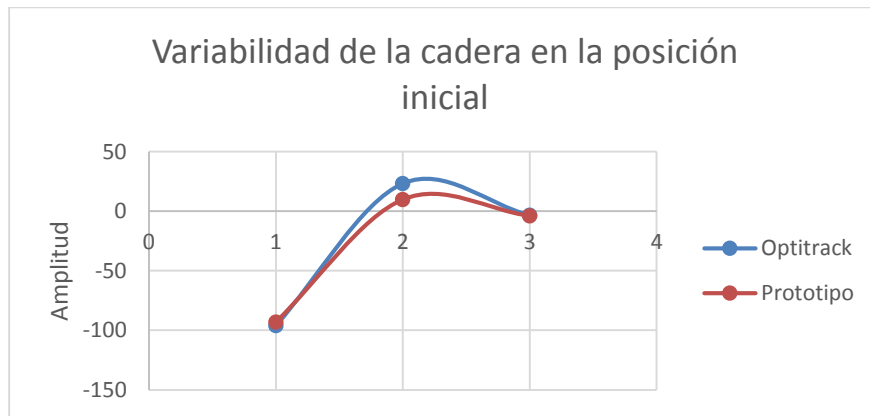
Tabla 5. Variaciones de los ángulos de la cadera. Optitrack Vs Prototipo

Cadera						
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición Inicial</i>	-96,03	23,21	-3,428	-93,11	9,796	-3,889
<i>Sentarse</i>	-91,95	19,26	-3,774	-71,19	9,607	-0,288
<i>Pararse</i>	-92,72	13,98	-2,584	-74,45	10,98	-1,943
<i>Posición Final</i>	-93,67	21,84	-1,85	-95,59	9,585	-4,476

(Fuente: Autor)

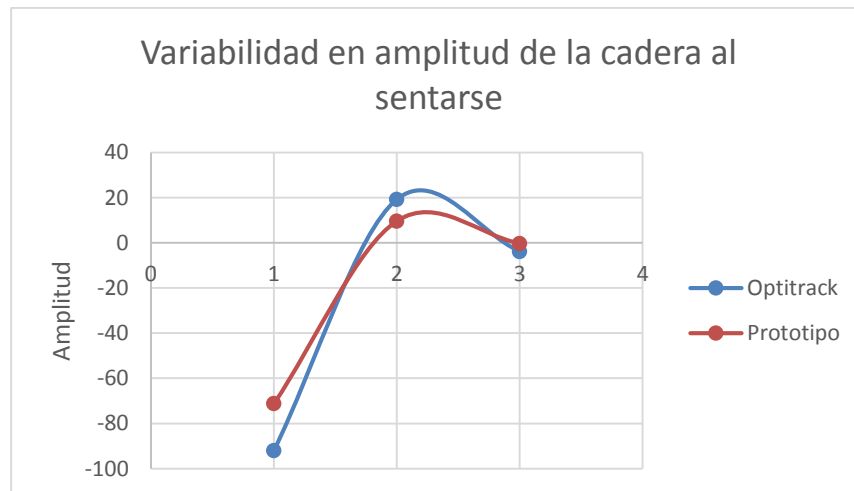
Desde la **Figura 44** hasta la **Figura 46** se observa la variabilidad en amplitud de la cadera en cada una de la posciones de ambas tecnologías.

Figura 44. Variabilidad de la cadera en la posición inicial



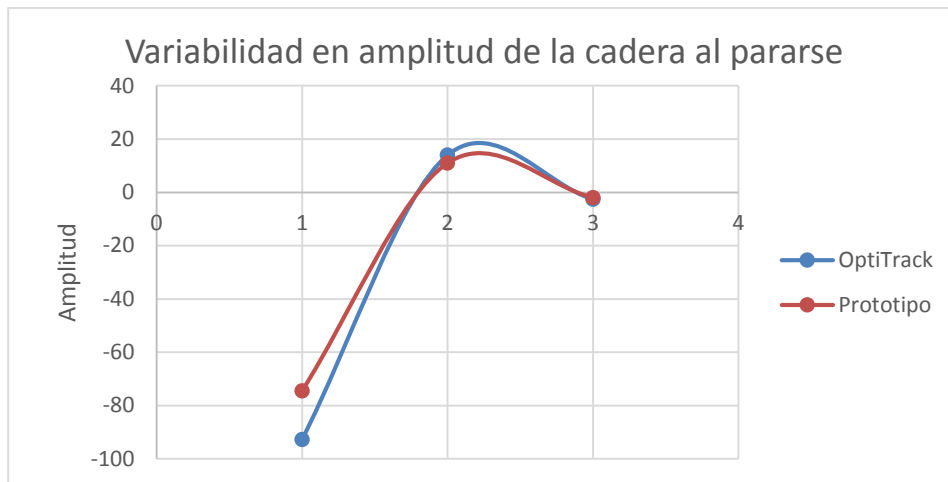
(Fuente: Autor)

Figura 45. Variabilidad de la cadera al sentarse



(Fuente: Autor)

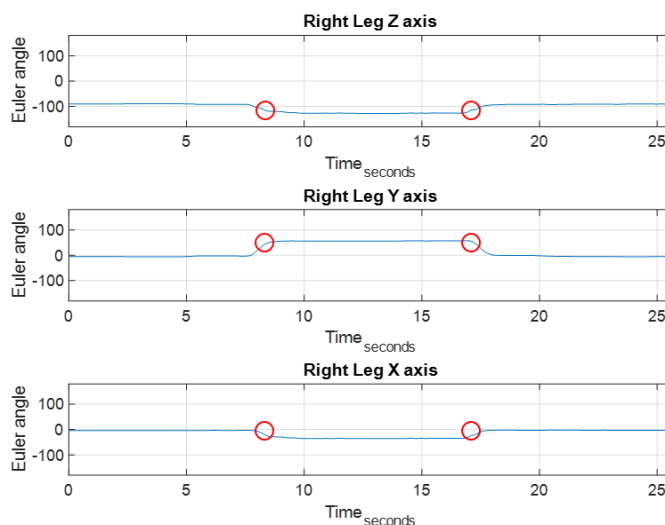
Figura 46. Variabilidad de la cadera al pararse.



(Fuente: Autor)

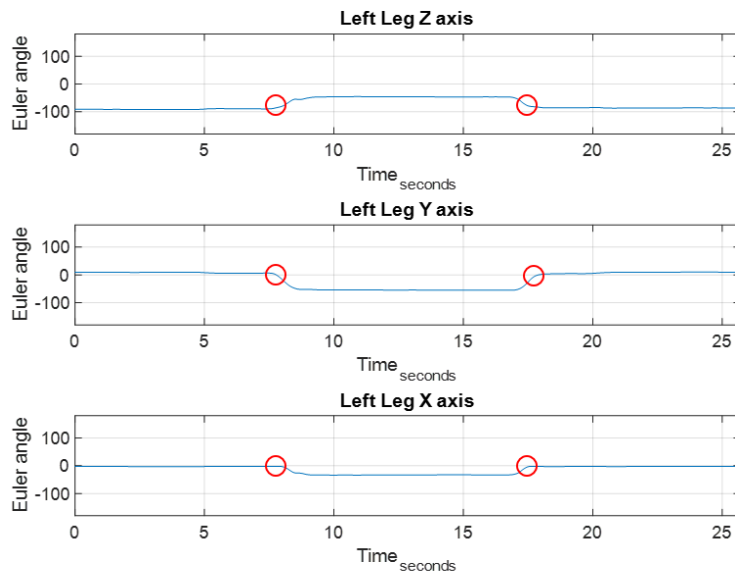
En la **Figura 47** y la **Figura 48**, se muestran las variaciones de los ángulos de los muslos tanto derecho como izquierdo tomado con OptiTrack. Los puntos de evaluación que aparecen resaltados con un círculo rojo son los movimientos en que el participante se sienta y se levanta. Ya que son éstas las fases más importantes a evaluar en cada muslo.

Figura 47. Gráfica de la variación de ángulos en el muslo derecho con OptiTrack, donde se muestran los puntos de evaluación.



(Fuente: Autor)

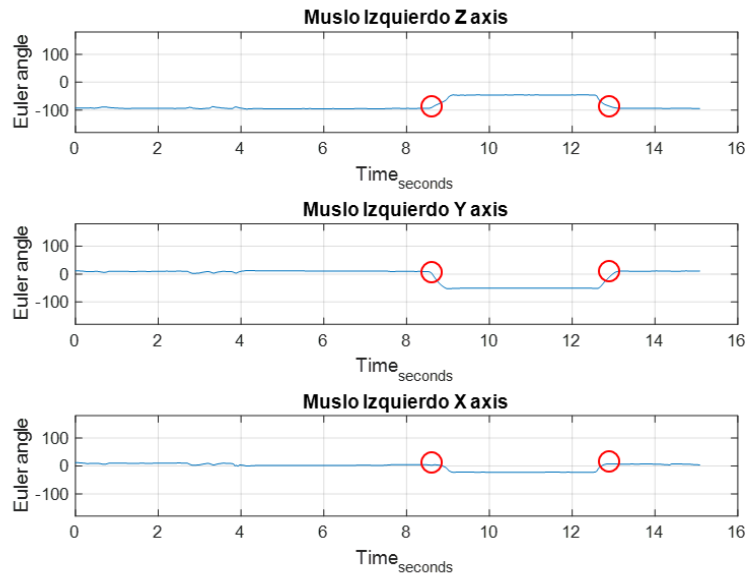
Figura 48. Gráfica de la variación de ángulos en el muslo izquierdo con OptiTrack, donde se muestran los puntos de evaluación.



(Fuente: Autor)

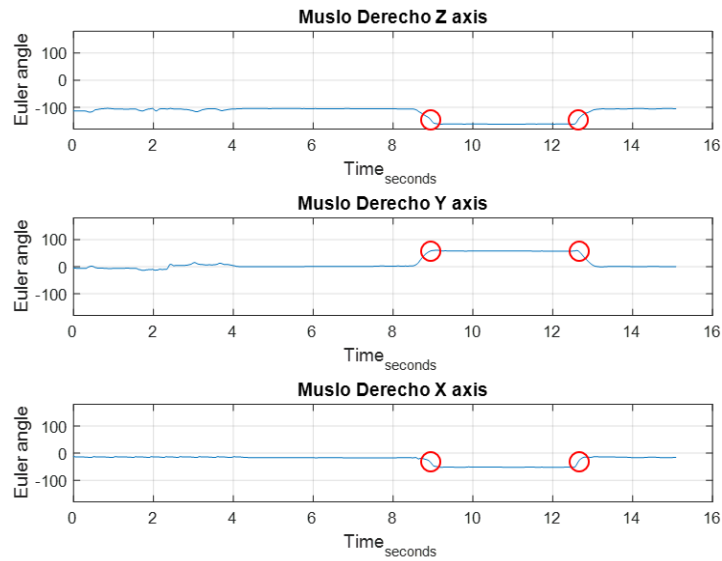
En la **Figura 49** y la **Figura 50**, se muestran las variaciones de los ángulos de los muslos izquierdo como el derecho respectivamente registrados con el prototipo. Los puntos de evaluación que aparecen resaltados con un círculo rojo son los movimientos en que el participante se sienta y se levanta. Ya que son éstas las fases más importantes a evaluar en cada muslo.

Figura 49. Gráfica de la variación de ángulos en el muslo izquierdo con el prototipo, donde se muestran los puntos de evaluación.



(Fuente: Autor)

Figura 50. Gráfica de la variación de ángulos en el muslo derecho con el prototipo, donde se muestran los puntos de evaluación.



(Fuente: Autor)

Tabla 6. Variaciones de los ángulos de los muslos. Optitrack Vs Prototipo

	Muslo Derecho					
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición Inicial</i>	-89,82	-5,548	-3,909	-97,03	-5,231	-12,82
<i>Sentarse</i>	-116,1	45,3	-22,68	-135,3	40,86	-17,12
<i>Pararse</i>	-94,38	3,067	-3,097	-106,7	0,106	-14,07
<i>Posición Final</i>	-90,64	-5,265	-2,804	-99,43	-0,377	-15,86

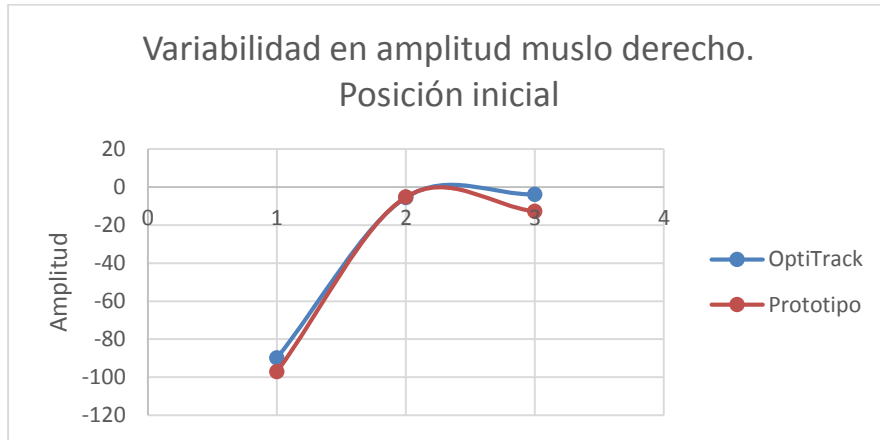
	Muslo Izquierdo					
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición Inicial</i>	-90,44	-2,648	-3,828	-91,89	3,524	2,299
<i>Sentarse</i>	-58,8	-43,65	-20,75	-59,15	-52,22	-19,16
<i>Pararse</i>	-83,63	0,7064	-2,036	-83,88	1,25	-2,885
<i>Posición Final</i>	-90,84	-4,851	-2,746	-94,26	4,879	4,051

(Fuente: Autor)

Desde la

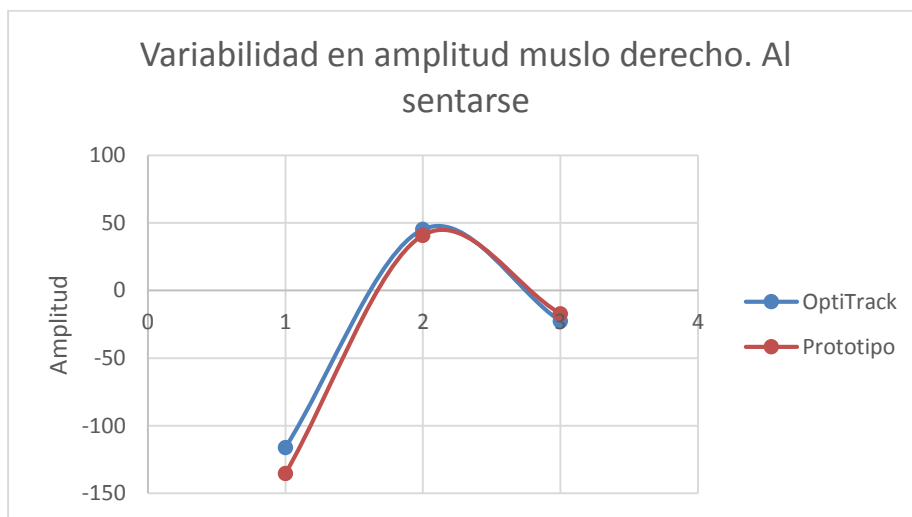
Figura 51 hasta la **Figura 56** observamos la variabilidad en amplitud en los ángulos de los muslos derecho e izquierdo respectivamente con ambas tecnologías.

Figura 51. Variabilidad del muslo derecho en posición inicial.



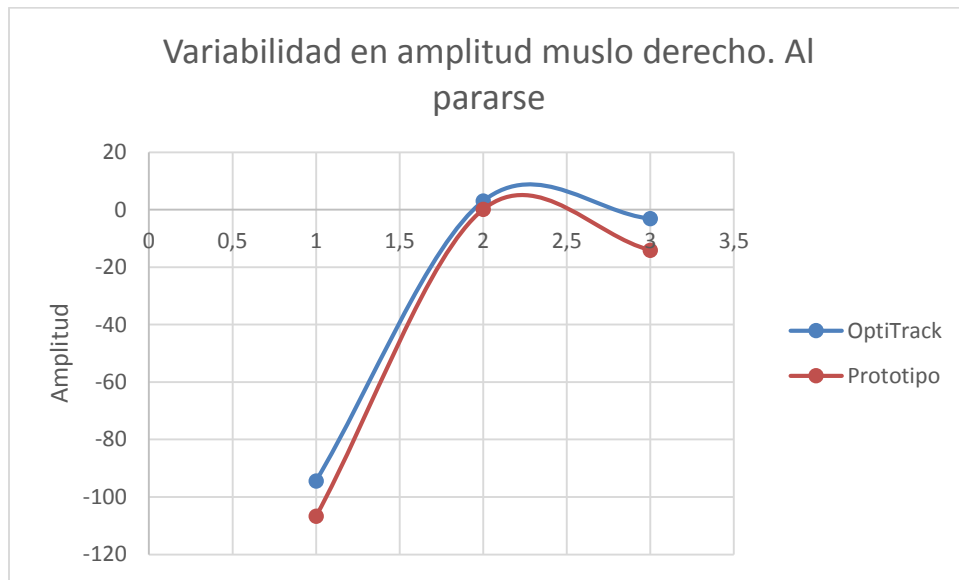
(Fuente: Autor)

Figura 52. Variabilidad del muslo derecho al sentarse.



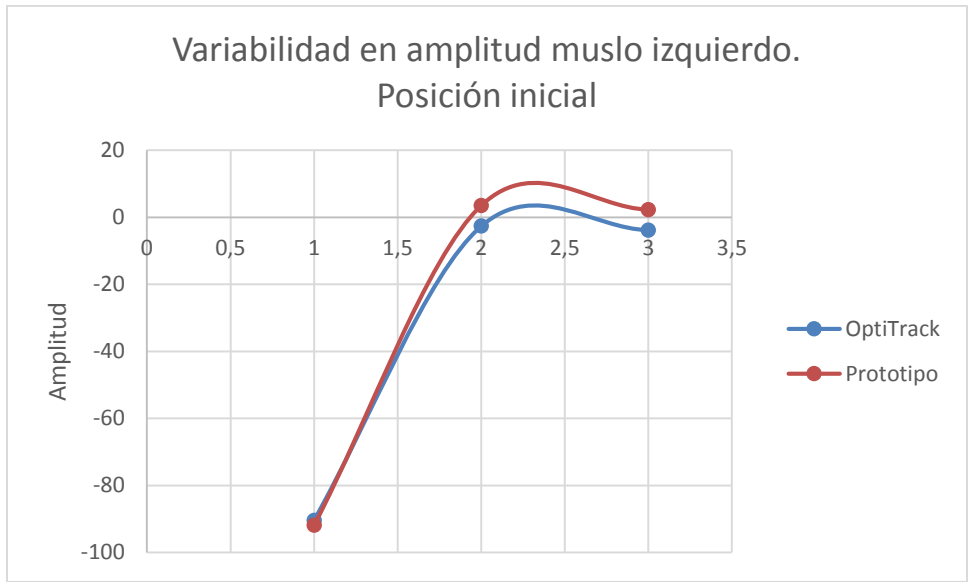
(Fuente: Autor)

Figura 53. Variabilidad del muslo derecho al pararse.



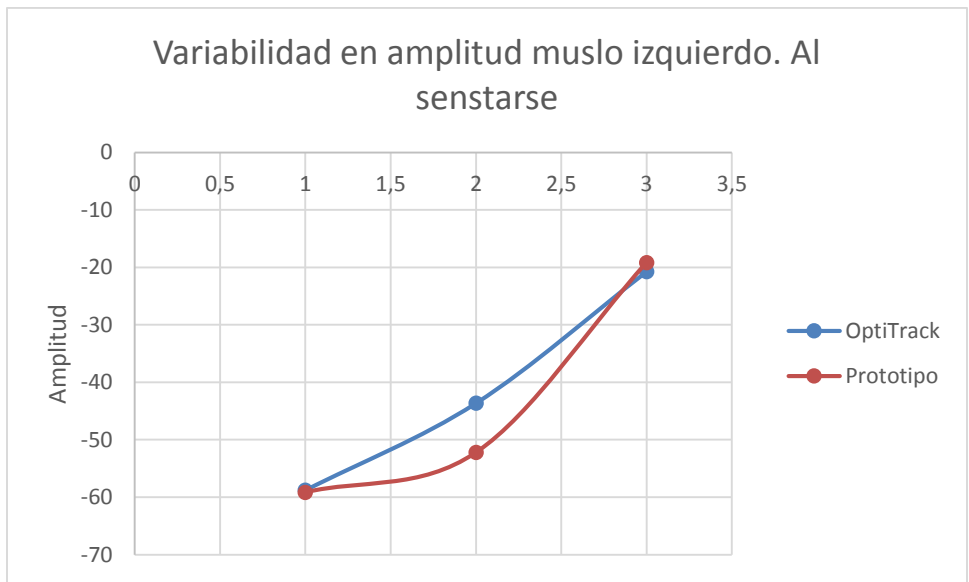
(Fuente: Autor)

Figura 54. Variabilidad del muslo izquierdo en posición inicial



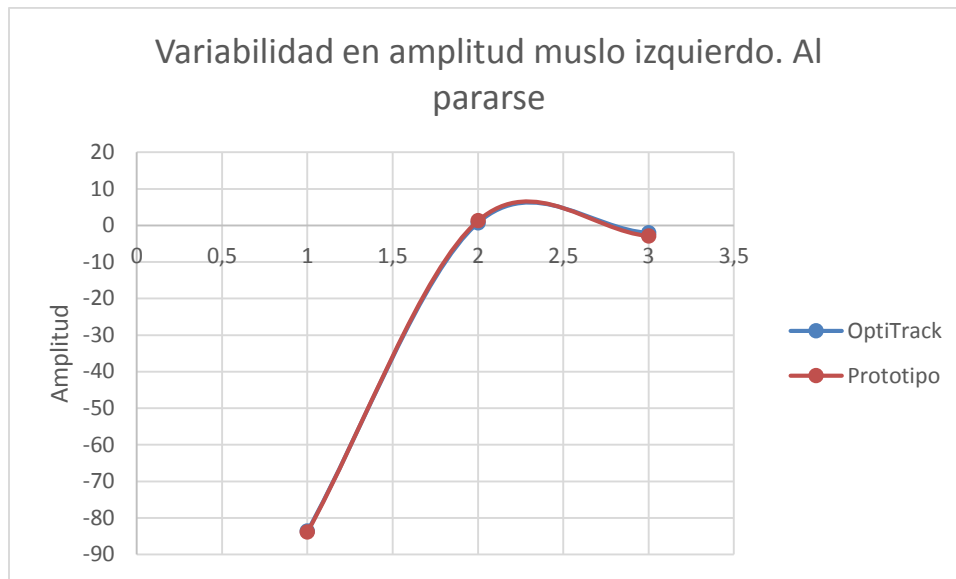
(Fuente: Autor)

Figura 55. Variabilidad del muslo izquierdo al sentarse



(Fuente: Autor)

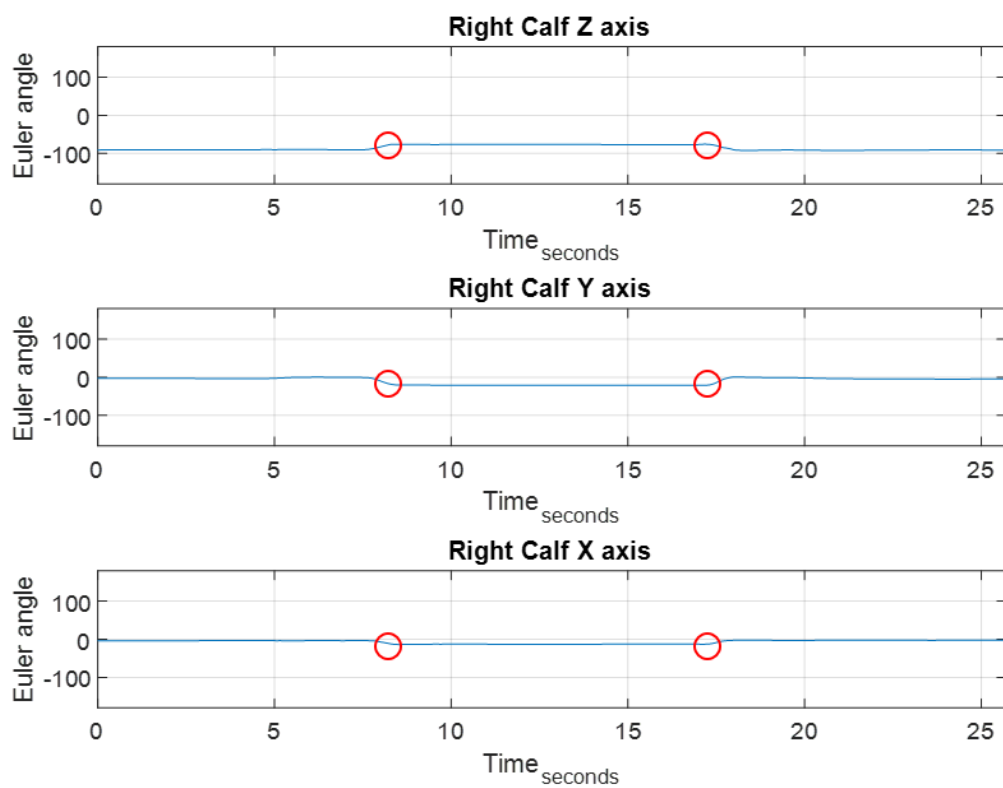
Figura 56. Variabilidad del muslo izquierdo al pararse



(Fuente: Autor)

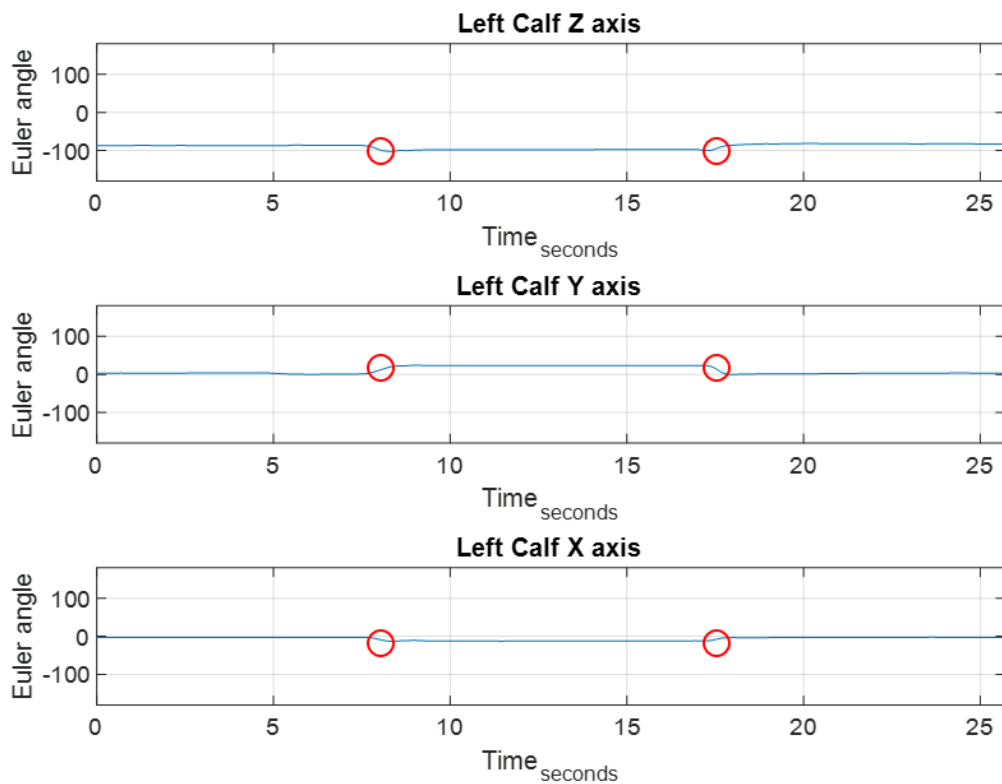
En la **Figura 57** y la **Figura 58**, se muestran las variaciones de los ángulos en las pantorrillas derecha e izquierda, tomado con OptiTrack. Los puntos de evaluación que aparecen resaltados con un círculo rojo, son los movimientos en que el participante se sienta y se levanta. Ya que son éstas las fases más importantes a evaluar en este segmento corporal.

Figura 57. Gráfica de la variación de ángulos en la pantorrilla derecha con OptiTrack, donde se muestran los puntos de evaluación.



(Fuente: Autor)

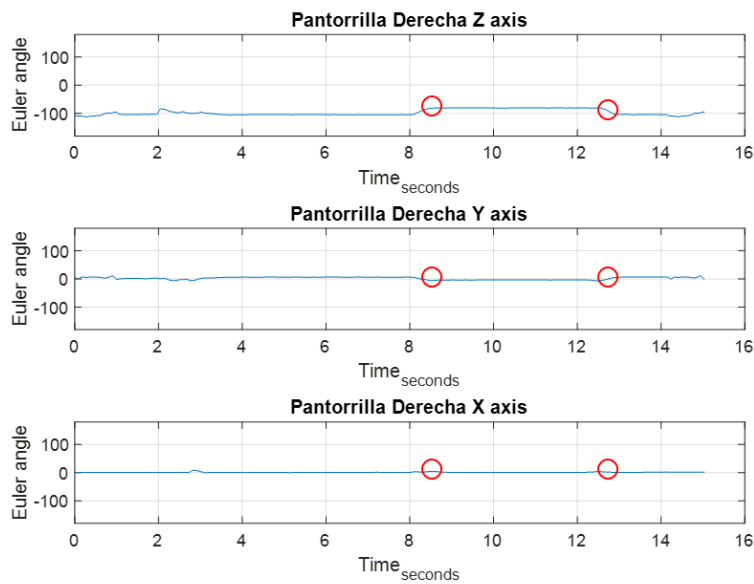
Figura 58. Gráfica de la variación de ángulos en la pantorrilla izquierda con OptiTrack, donde se muestran los puntos de evaluación.



(Fuente: Autor)

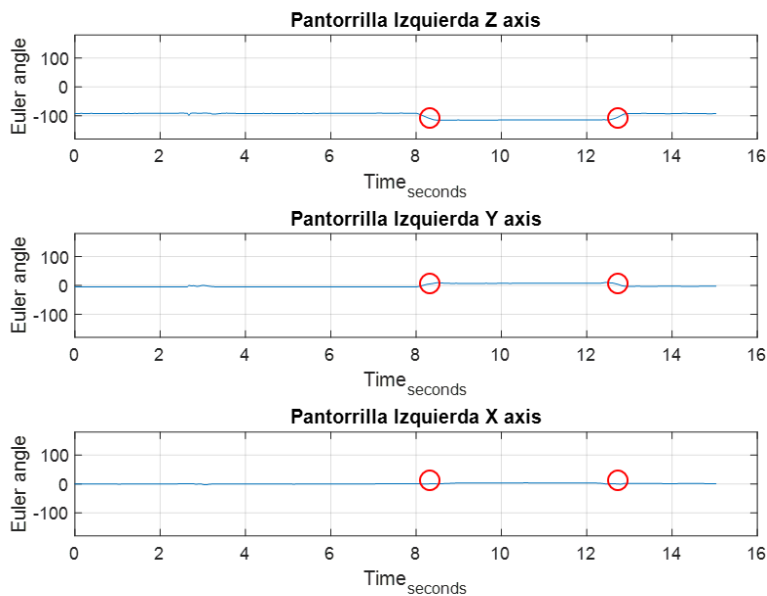
En la **Figura 59** y la **Figura 60**, se muestran las variaciones de los ángulos en las pantorrillas derecha e izquierda respectivamente, registrados con el prototipo. Los puntos de evaluación que aparecen resaltados con un círculo rojo, son los movimientos en que el participante se sienta y se levanta. Ya que son éstas las fases más importantes a evaluar en este segmento corporal.

Figura 59. Gráfica de la variación de ángulos en la pantorrilla derecha con el prototipo, donde se muestran los puntos de evaluación.



(Fuente: Autor)

Figura 60. Gráfica de la variación de ángulos en la pantorrilla izquierda con el prototipo, donde se muestran los puntos de evaluación.



(Fuente: Autor)

En la **Tabla 7** se puede observar las variaciones en cada una de las fases del ejercicio que afectaron directamente a las pantorrillas.

Tabla 7. Variaciones de los ángulos de las pantorrillas. Optitrack vs Prototipo

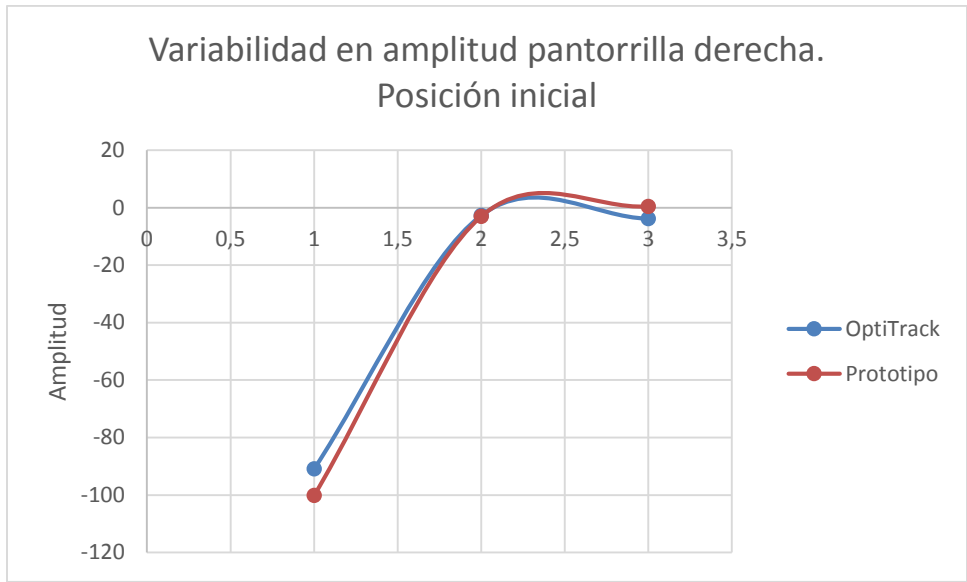
Pantorrilla Derecha						
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición Inicial</i>	-90,97	-2,667	-3,796	-100,21	-3,017	0,465
<i>Sentarse</i>	-79,56	-14,61	-9,383	-89,39	-5,926	3,362
<i>Pararse</i>	-85,9	-2,869	-3,676	-99,1	3,769	0,553
<i>Posición Final</i>	-90,95	-4,742	-2,852	-99,31	-2,182	1,509

Pantorrilla Izquierda						
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición Inicial</i>	-87,01	3,331	-2,704	-91,85	-4,742	-0,349
<i>Sentarse</i>	-101,2	15,6	-11,32	-109,1	7,747	1,13
<i>Pararse</i>	-87,95	1,598	-3,984	-93,14	1,057	-0,202
<i>Posición Final</i>	-82,75	3,036	-2,796	-92,06	-2,626	1,529

(Fuente: Autor)

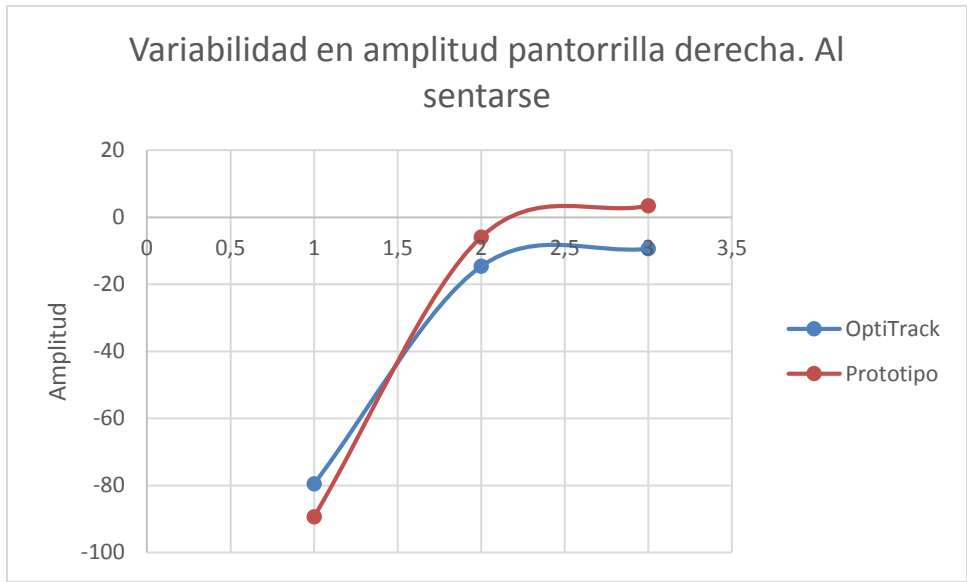
Desde la **Figura 61** hasta la **Figura 66** observamos la variabilidad en amplitud de las pantorrillas derecha e izquierda respectivamente en cada una de las fases del ejercicio en ambas tecnologías.

Figura 61. Variabilidad en amplitud de la pantorrilla derecha en posición inicial.



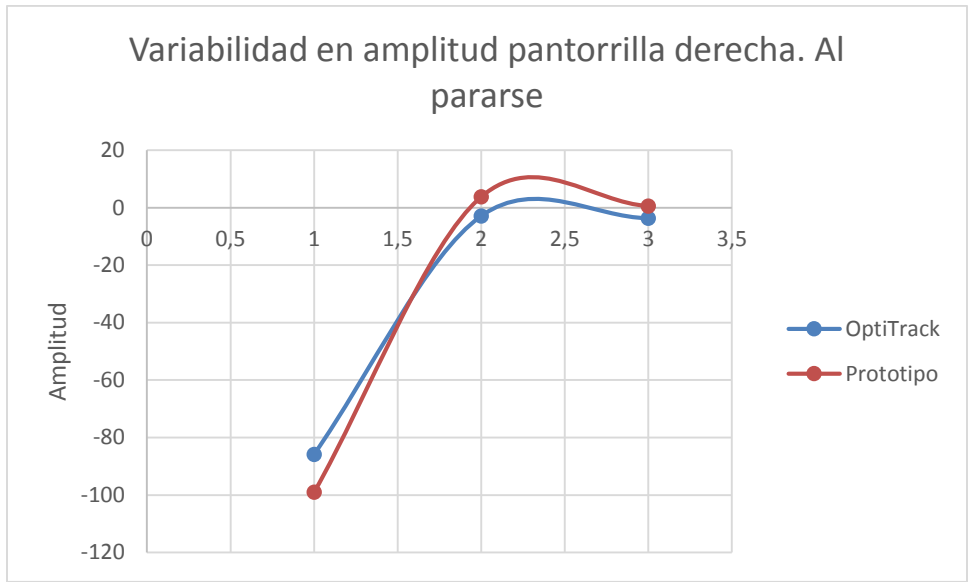
(Fuente: Autor)

Figura 62. Variabilidad en amplitud de la pantorrilla derecha al sentarse



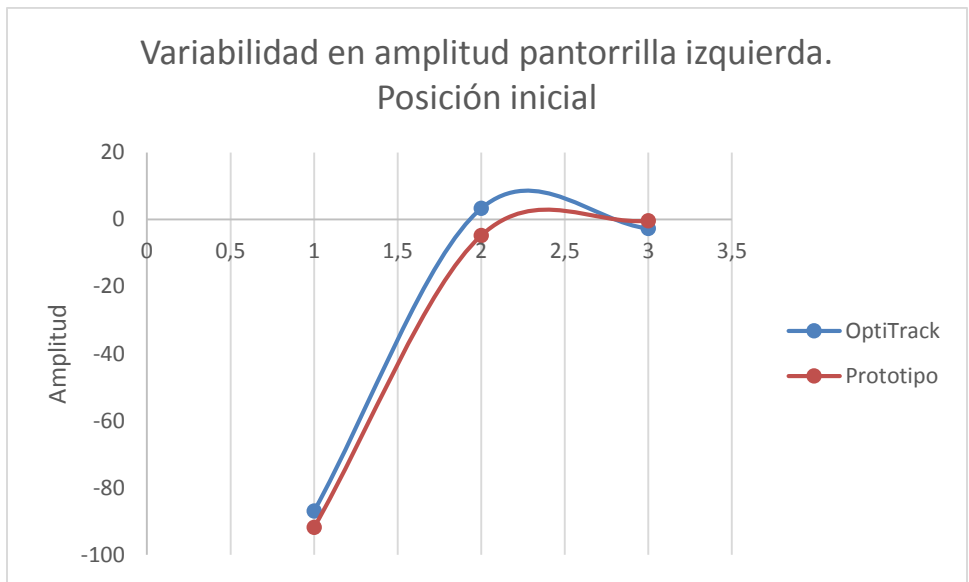
(Fuente: Autor)

Figura 63. Variabilidad en amplitud de la pantorrilla derecha al pararse



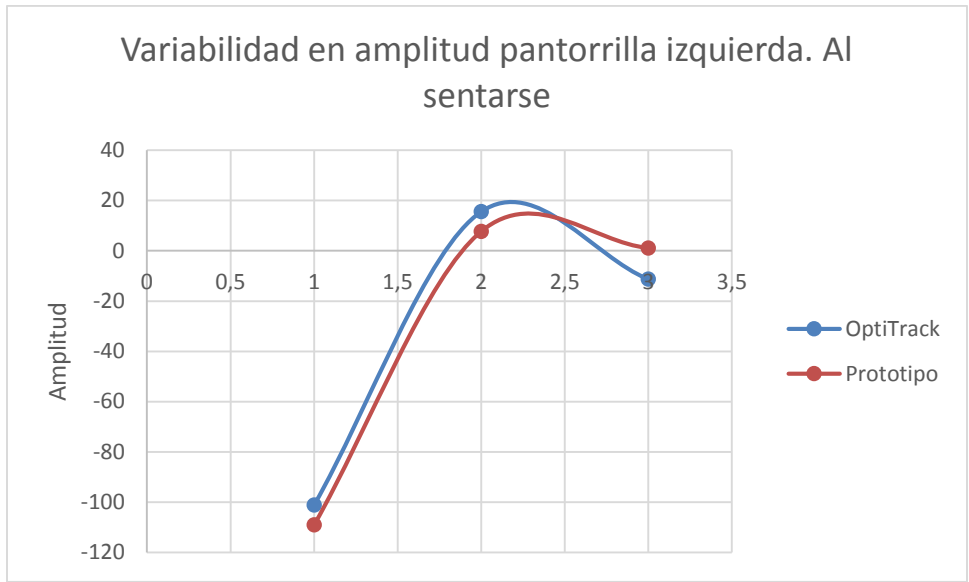
(Fuente: Autor)

Figura 64. Variabilidad en amplitud de la pantorrilla izquierda en posición inicial.



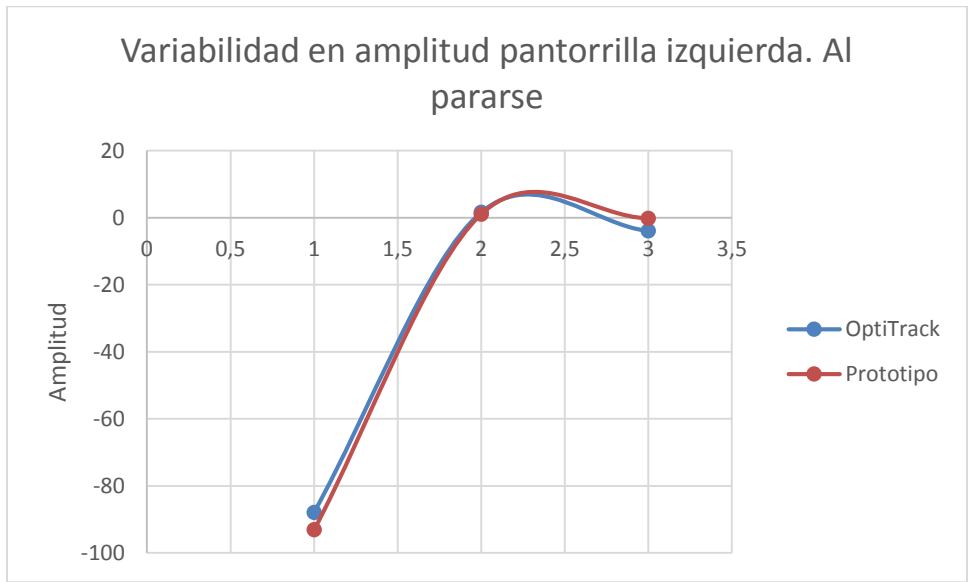
(Fuente: Autor)

Figura 65. Variabilidad en amplitud de la pantorrilla izquierda al sentarse



(Fuente: Autor)

Figura 66. Variabilidad en amplitud de la pantorrilla izquierda al pararse.



(Fuente: Autor)

En cuanto a los miembros superiores, los puntos de evaluación incrementan, debido al protocolo de ejercicios que afectan más a estos segmentos. Los puntos de evaluación para los miembros superiores son los que se observan en la **Figura 67**.

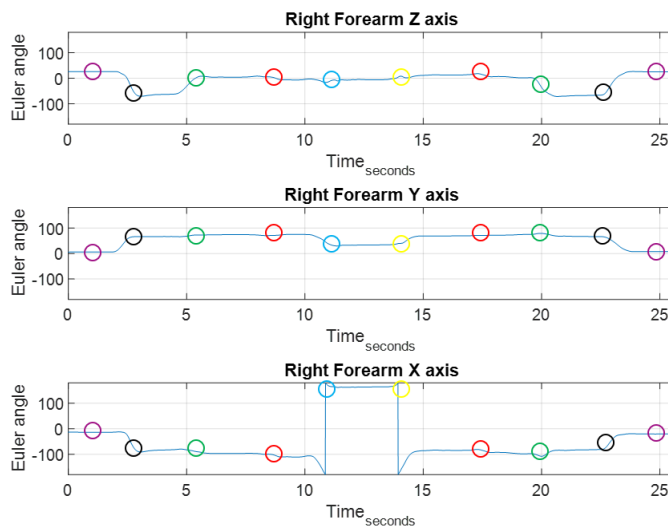
Figura 67. Puntos de evaluación para miembros superiores

- Posición inicial
- Miembros superiores hacia el frente
- Miembros superiores hacia los lados
- Sentarse - Pararse
- Flexión de Miembros superiores
- Extensión de Miembros superiores

(Fuente: Autor)

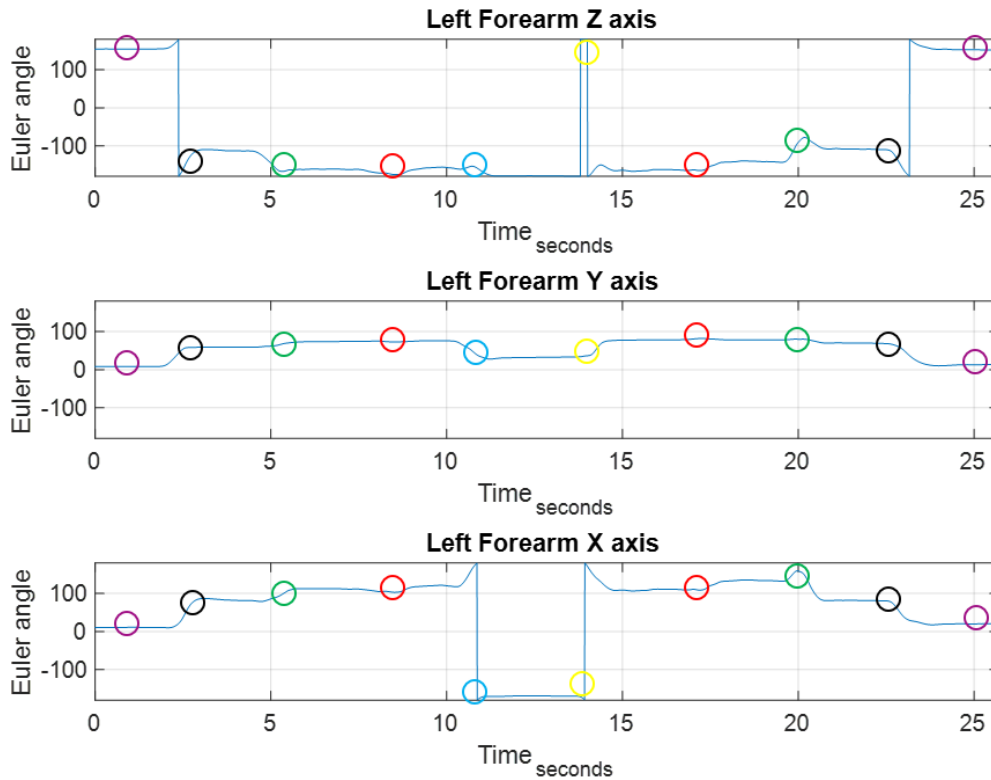
En las **Figura 68**; **Figura 69** se muestran las variaciones de los ángulos en el antebrazo derecho e izquierdo respectivamente registrados con OptiTrack.

Figura 68. Gráfica de la variación de ángulos en el antebrazo derecho con OptiTrack, donde se muestran los puntos de evaluación.



(Fuente: Autor)

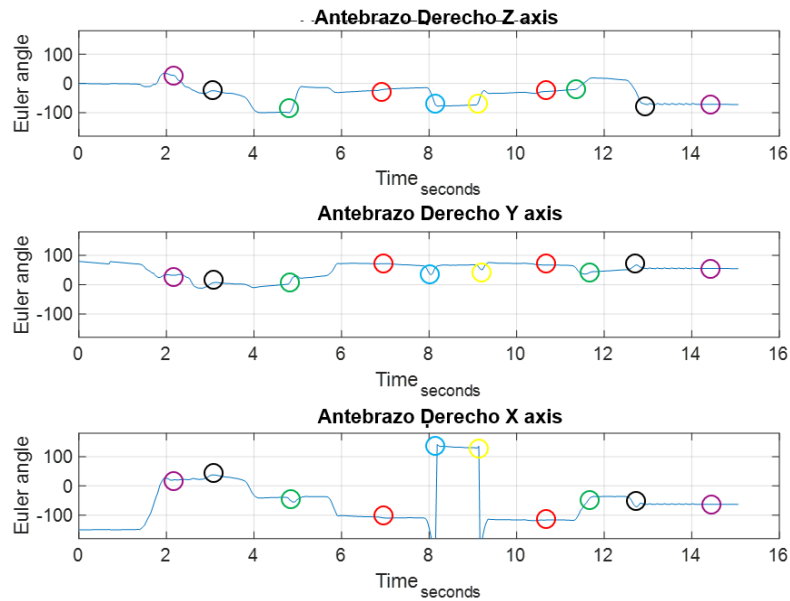
Figura 69. Gráfica de la variación de ángulos en el antebrazo izquierdo con OptiTrack, donde se muestran los puntos de evaluación.



(Fuente: Autor)

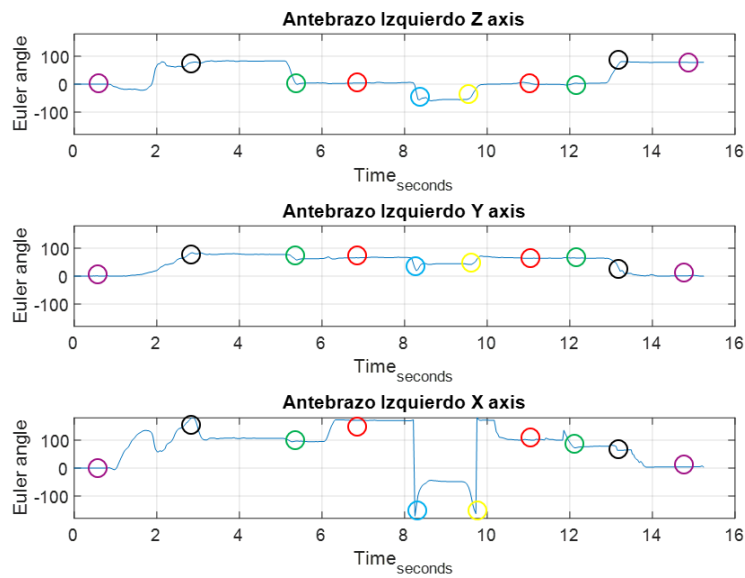
En la **Figura 70** y la **Figura 71**, se muestran las variaciones de los ángulos en los antebrazos derecho e izquierdo respectivamente, registrados con el prototipo. Los puntos de evaluación son los mismos para miembros superiores (ver **Figura 67**).

Figura 70. Gráfica de la variación de ángulos en el antebrazo derecho con el prototipo, donde se muestran los puntos de evaluación.



(Fuente: Autor)

Figura 71. Gráfica de la variación de ángulos en el antebrazo izquierdo con el prototipo, donde se muestran los puntos de evaluación.



(Fuente: Autor)

En la **Tabla 8** se puede observar las variaciones en las amplitudes de los ángulos en cada una de las fases del ejercicio que afectaron directamente a los antebrazos.

Tabla 8. Variaciones de los ángulos de los antebrazos. Optitrack vs Prototipo

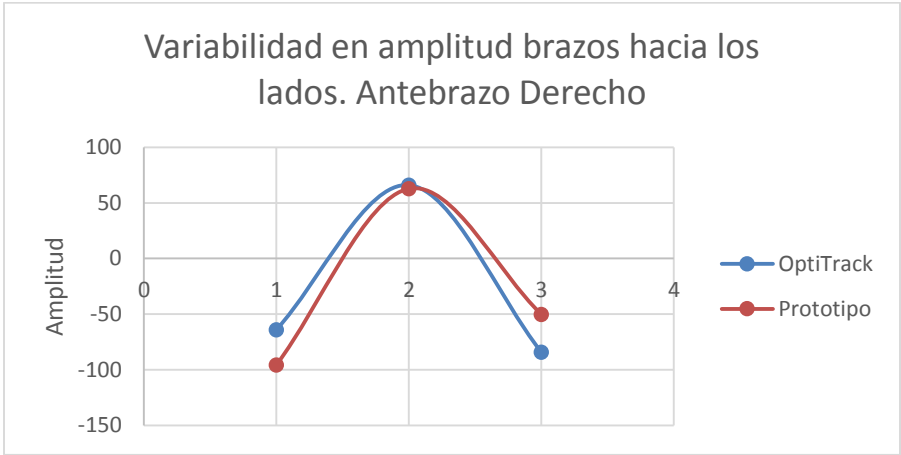
	Antebrazo Derecho					
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición</i>						
<i>Inicial</i>	25,96	-5,729	-13,7	-74,05	-7,241	-15,54
<i>Brazos</i>						
<i>Lados</i>	-63,86	66,01	-84,18	-95,5	62,76	-50,17
<i>Brazos al</i>						
<i>frente</i>	6,648	72,32	-90,81	-15,19	33,64	-38,7
<i>Sentarse</i>	5,284	70,5	-99,63	-21,05	71,75	-108,5
<i>Flexión</i>						
<i>Brazos</i>	-16,03	41,36	-173	-48,38	39,49	-177,5
<i>Extensión</i>						
<i>Brazos</i>	2,318	38,34	-175,8	-24,16	57,64	-157,2
<i>Pararse</i>	17,83	71,01	-81,14	-25,73	66,8	-115,9
<i>Brazos al</i>						
<i>frente</i>	-47,01	78,02	-105,2	9,129	37,01	-55,37
<i>Brazos</i>						
<i>Lados</i>	-59,92	64,45	-76,18	-96,67	65,13	-67,32
<i>Posición</i>						
<i>Inicial</i>	24,78	7,29	-20,43	-70,93	5,45	-12,68

Antebrazo Izquierdo						
	Prototipo			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición</i>						
<i>Inicial</i>	154,4	8,28	10,72	0,009	1,622	-0,142
<i>Brazos</i>						
<i>Lados</i>	-179,8	43,89	21,41	76,32	83,12	109,1
<i>Brazos al</i>						
<i>frente</i>	-158,7	63,22	89,6	2,542	58,99	96,44
<i>Sentarse</i>	-169,7	73,69	109,6	4,829	67,57	170,5
<i>Flexión</i>						
<i>Brazos</i>	-157,3	39,73	-178,7	-30,26	19,61	-137
<i>Extensión</i>						
<i>Brazos</i>	178,9	36,09	-177,8	-35,13	44,68	-129,7
<i>Pararse</i>	-162,8	81,7	110,7	6,498	64	102,2
<i>Brazos al</i>						
<i>frente</i>	-85,75	79,9	157,1	3,023	65,75	73,41
<i>Brazos</i>						
<i>Lados</i>	-112,7	67,36	78,31	73,45	28,14	63,51
<i>Posición</i>						
<i>Inicial</i>	152,1	13,06	11,12	78,34	1,198	3,961

(Fuente: Autor)

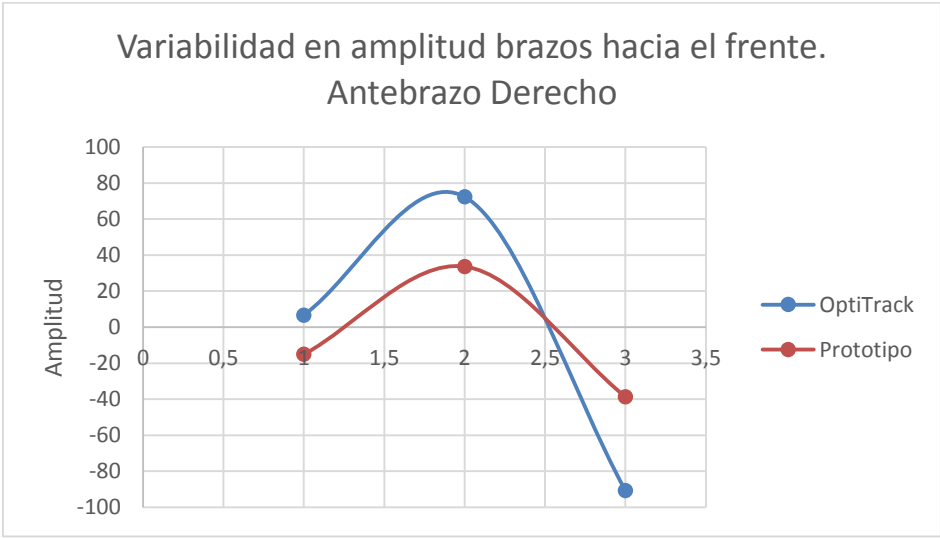
Desde la **Figura 72** hasta la **Figura 77**, se observan las variaciones que tuvieron los ángulos en cada una de las fases del ejercicio tanto del sistema Optitrack como el prototipo. Se observa el seguimiento del movimiento del sistema inercial contrastado con el movimiento seguido con OptiTrack.

Figura 72. Variabilidad en amplitud del antebrazo derecho hacia los lados.



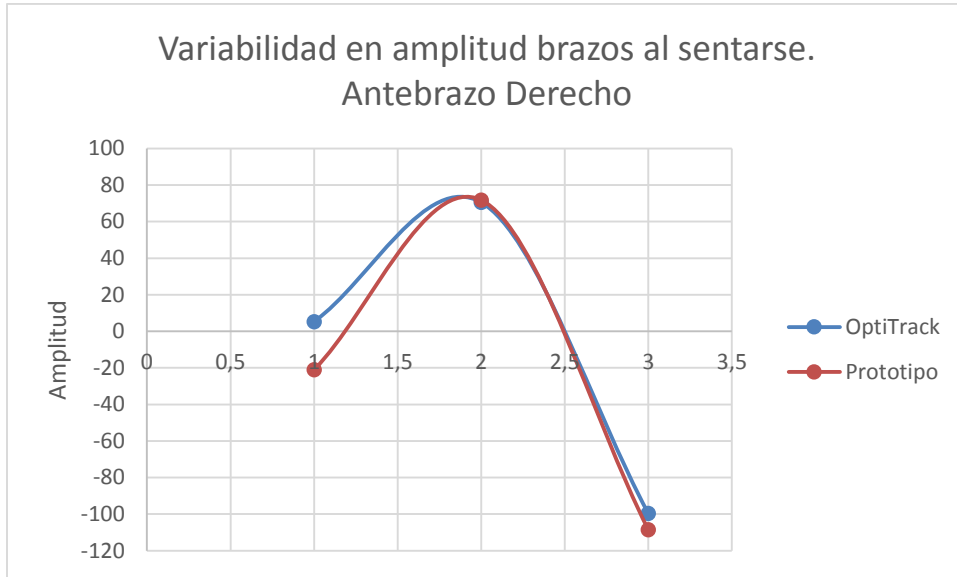
(Fuente: Autor)

Figura 73. Variabilidad en amplitud del antebrazo derecho hacia el frente.



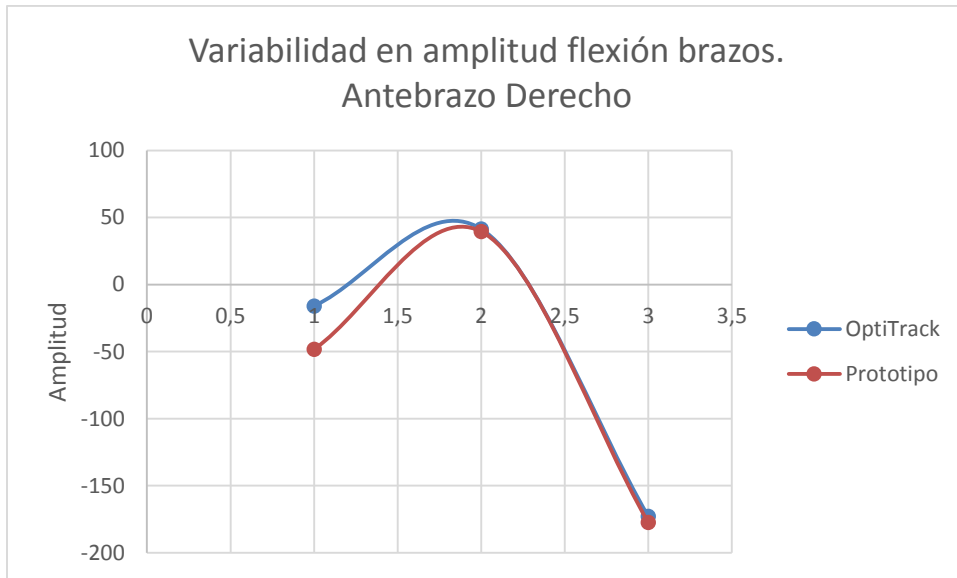
(Fuente: Autor)

Figura 74. Variabilidad en amplitud del antebrazo derecho al sentarse



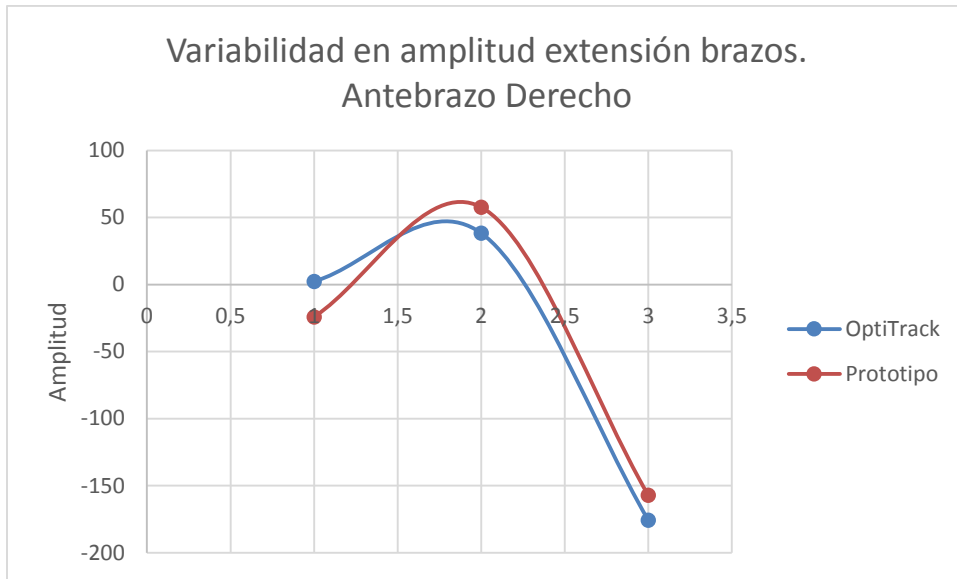
(Fuente: Autor)

Figura 75. Variabilidad en amplitud del antebrazo derecho al flexionarse



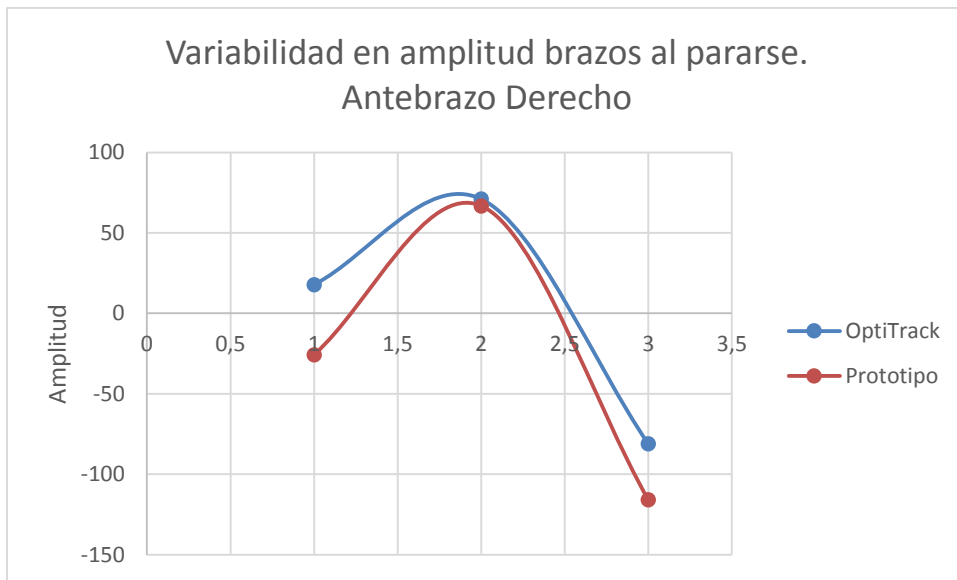
(Fuente: Autor)

Figura 76. Variabilidad en amplitud del antebrazo derecho al extenderse



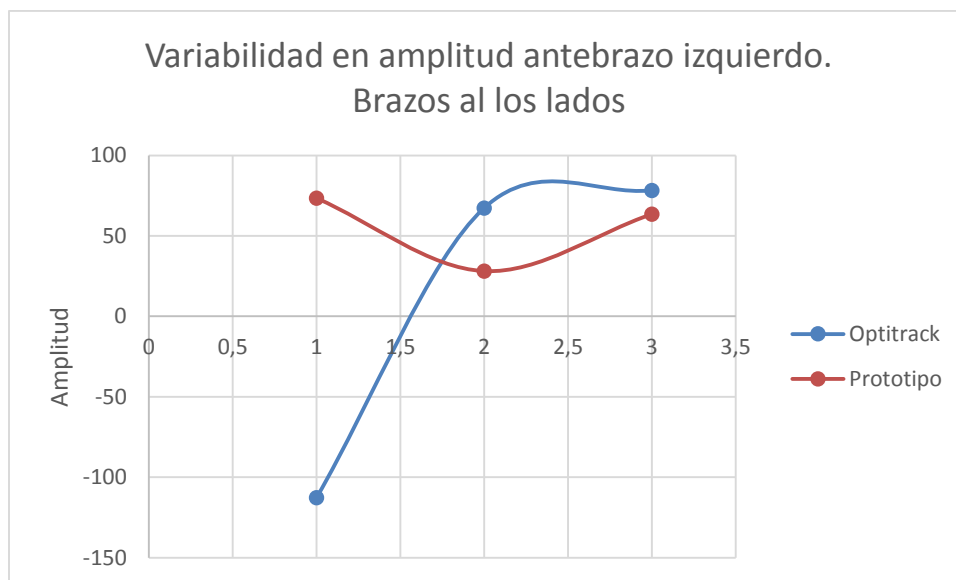
(Fuente: Autor)

Figura 77. Variabilidad en amplitud del antebrazo derecho al levantarse



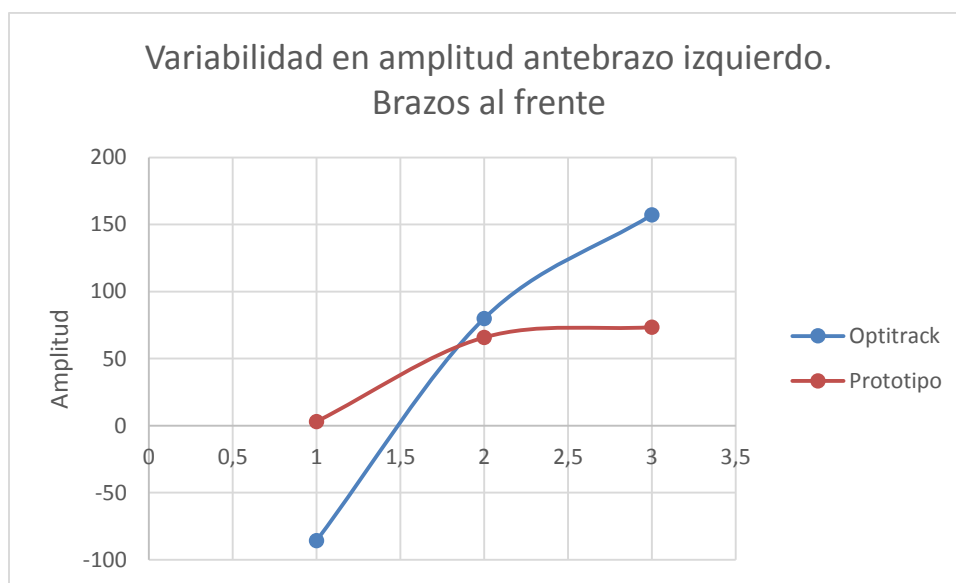
(Fuente: Autor)

Figura 78. Variabilidad en amplitud del antebrazo izquierdo hacia los lados



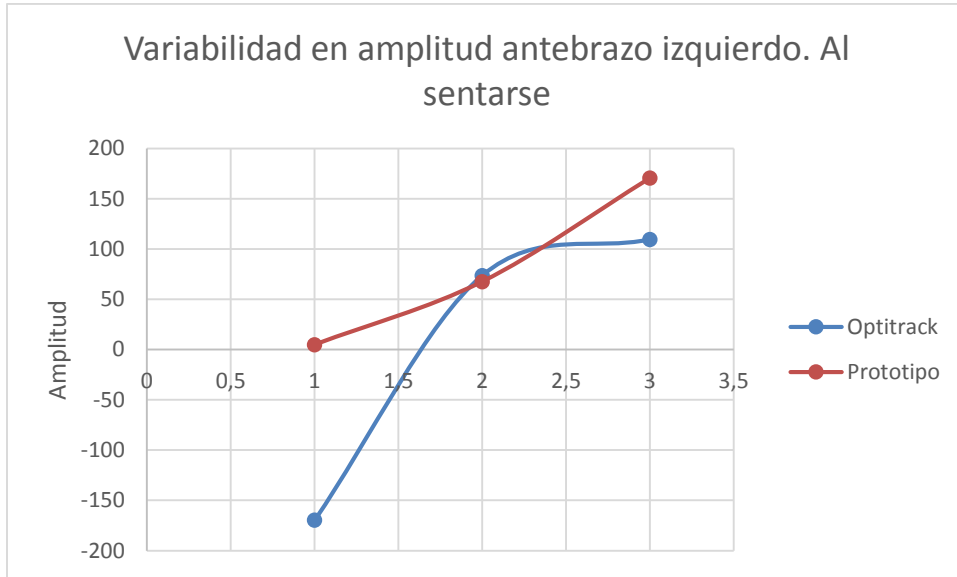
(Fuente: Autor)

Figura 79. Variabilidad en amplitud del antebrazo izquierdo hacia el frente



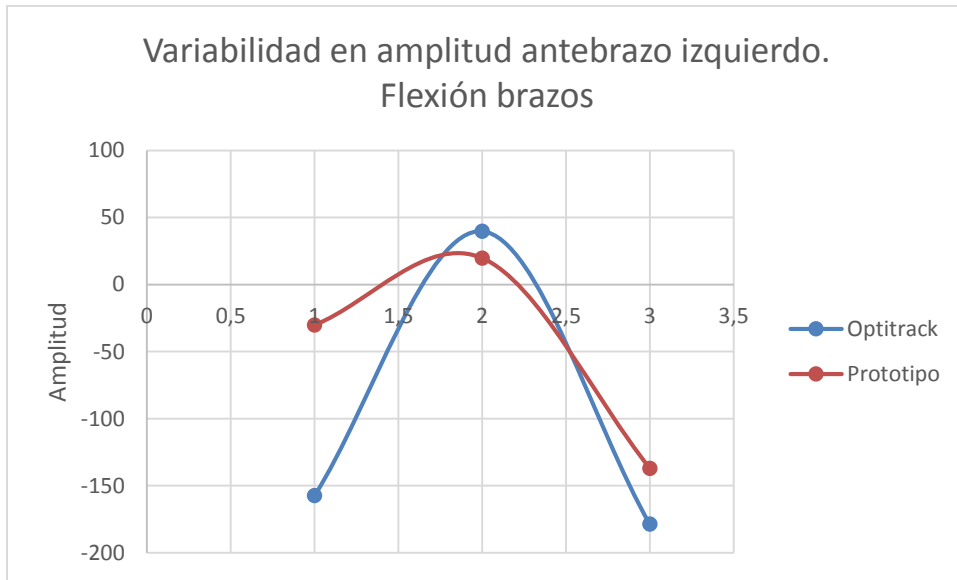
(Fuente: Autor)

Figura 80. Variabilidad en amplitud del antebrazo izquierdo al sentarse



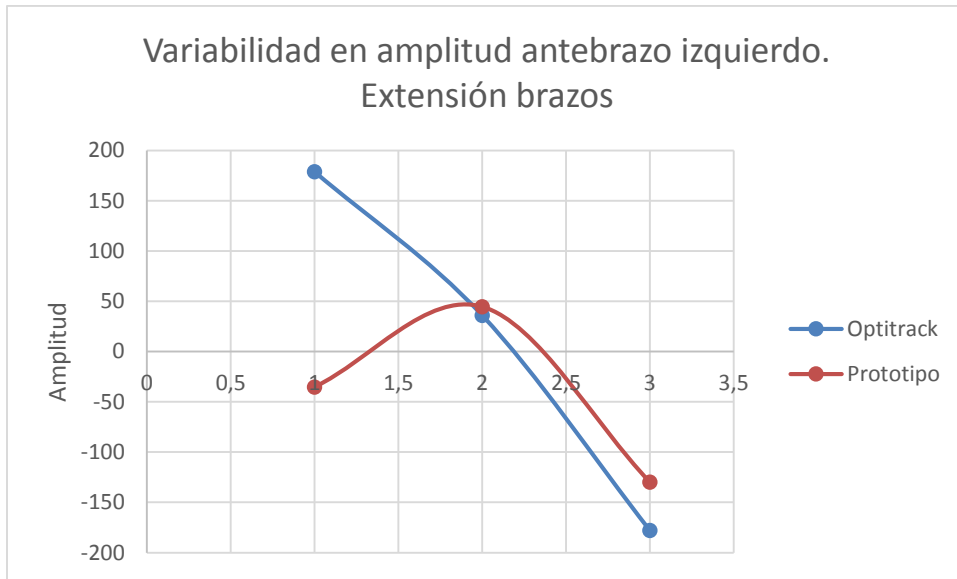
(Fuente: Autor)

Figura 81. Variabilidad en amplitud del antebrazo izquierdo al flexionar



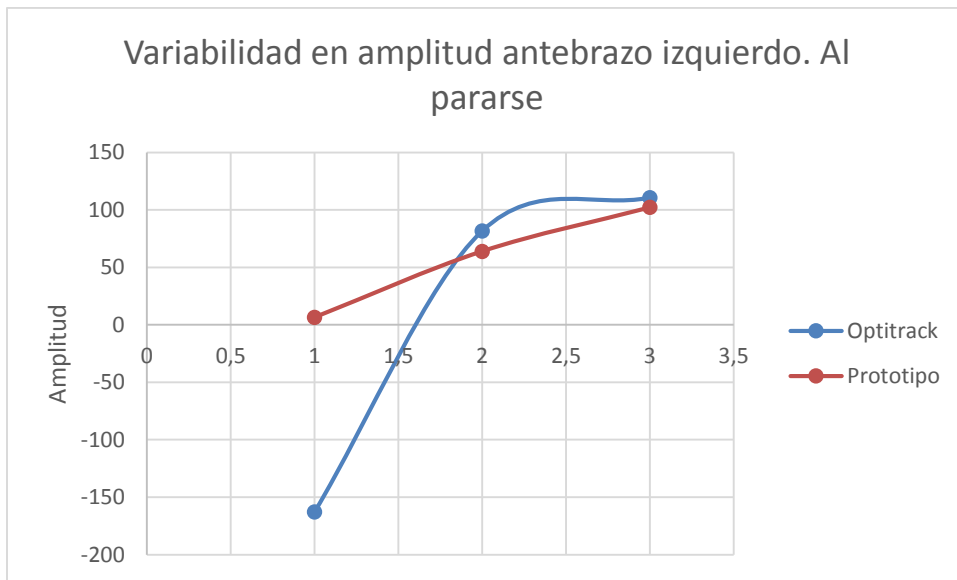
(Fuente: Autor)

Figura 82. Variabilidad en amplitud del antebrazo izquierdo al extenderse.



(Fuente: Autor)

Figura 83. Variabilidad en amplitud del antebrazo izquierdo al pararse.



(Fuente: Autor)

Se observa un cambio grande en la variabilidad del antebrazo izquierdo, ya que esta parte del cuerpo no se pudo adquirir bien con las cámaras de optitrack debido a que la ubicación de los marcadores en el segmento corporal generó una variación en la medición en las 3 pruebas realizadas.

12.9 SEGUNDA TOMA DE DATOS

En la **Tabla 9** se puede observar las variaciones en cada una de las fases del ejercicio que afectaron directamente a la cadera en la segunda prueba.

Tabla 9. Variaciones de los ángulos de la cadera. Optitrack vs Prototipo. Segunda Prueba

	Cadera					
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición Inicial</i>	-95,93	21,71	-3,475	-94,71	10,36	-3,119
<i>Sentarse</i>	-91,45	19,76	-3,114	-71,89	10,59	-1,084
<i>Pararse</i>	-91,87	13,68	-2,116	-75,73	11,21	-1,958
<i>Posición Final</i>	-93,14	20,94	-1,39	-95,1	11,35	-2,993

(Fuente: Autor)

En la **Tabla 10** se puede observar las variaciones en cada una de las fases del ejercicio que afectaron directamente a los muslos en la segunda prueba.

Tabla 10. Variaciones de los ángulos de los muslos. Optitrack vs Prototipo. Segunda prueba.

	Muslo Derecho					
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición Inicial</i>	-91,82	-5,378	-3,909	-92,03	-5,671	-8,82
<i>Sentarse</i>	-109,1	43,2	-21,48	-112,3	41,16	-14,12
<i>Pararse</i>	-92,38	2,057	-3,009	-95,7	-1,206	-9,57
<i>Posición Final</i>	-88,64	-3,375	-2,804	-92,43	-1,937	-6,86

	Muslo Izquierdo					
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición Inicial</i>	-91,34	-2,648	-3,828	-91,89	1,114	3,129
<i>Sentarse</i>	-59,3	-43,65	-18,75	-58,15	-50,12	-19,36
<i>Pararse</i>	-81,78	0,7064	-2,126	-82,38	1,005	-2,835
<i>Posición Final</i>	-91,74	-4,851	-3,146	-92,16	1,289	2,031

(Fuente: Autor)

En la **Tabla 11** se puede observar las variaciones en cada una de las fases del ejercicio que afectaron directamente a las pantorrillas en la segunda prueba.

Tabla 11. Variaciones de los ángulos de las pantorrillas. Optitrack vs Prototipo

	Pantorrilla Derecha					
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición Inicial</i>	-93,77	-2,637	-3,446	-99,17	-3,517	1,165
<i>Sentarse</i>	-78,46	-14,99	-9,333	-86,19	-9,386	0,342
<i>Pararse</i>	-87,8	-2,839	-3,626	-93,42	2,349	-0,533
<i>Posición Final</i>	-89,95	-4,716	-2,543	-95,61	-3,002	1,679

	Pantorrilla Izquierda					
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición Inicial</i>	-88,19	3,331	-2,704	-91,25	-5,122	-0,531
<i>Sentarse</i>	-98,7	14,9	-11,32	-106,1	8,968	-2,135
<i>Pararse</i>	-87,85	1,348	-3,984	-92,94	1,499	-0,212
<i>Posición Final</i>	-82,95	4,136	-2,496	-91,43	-1,626	1,239

(Fuente: Autor)

En la **Tabla 12** se puede observar las variaciones en cada una de las fases del ejercicio que afectaron directamente a los antebrazos en la tercera prueba.

Tabla 12. Variaciones de los ángulos de los antebrazos. Optitrack vs Prototipo. Segunda prueba

		Antebrazo Derecho					
		OptiTrack			Prototipo		
		Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición</i>							
<i>Inicial</i>		24,66	-5,519	-14,17	-74,45	-7,141	-15
<i>Brazos</i>							
<i>Lados</i>		-64,02	65,91	-84,08	-96,02	62,46	-50,07
<i>Brazos al</i>							
<i>frente</i>		6,528	72,02	-91,01	-15,49	33,94	-38
<i>Sentarse</i>		5,104	70,15	-99,73	-21,15	71,35	-109,01
<i>Flexión</i>							
<i>Brazos</i>		-16,93	41,96	-173,32	-48,48	39,99	-176,05
<i>Extensión</i>							
<i>Brazos</i>		2,214	37,04	-174,9	-24,96	58,04	-157
<i>Pararse</i>		18,03	70,91	-81,04	-25,63	67,3	-116,22
<i>Brazos al</i>							
<i>frente</i>		-46,94	77,92	-105,22	9,119	37	-55,47
<i>Brazos</i>							
<i>Lados</i>		-60,12	64,95	-77,08	-47,07	65	-67,72
<i>Posición</i>							
<i>Inicial</i>		25,08	7,92	-20,33	-71,13	5,75	-12,78
		Antebrazo Izquierdo					
		Prototipo			Prototipo		
		Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición</i>							
<i>Inicial</i>		154	8,128	11,11	0,19	1,22	-0,172

<i>Brazos</i>						
<i>Lados</i>	-181,8	44,39	21,11	76,52	83,012	109
<i>Brazos al frente</i>	-160	63,12	89,16	2,732	59	96,24
<i>Sentarse</i>	-169,02	73,069	112	4,329	67,27	168
<i>Flexión</i>						
<i>Brazos</i>	-156,8	40	-178,07	-30,06	19,41	-137,45
<i>Extensión</i>						
<i>Brazos</i>	179	36,19	-177,08	-35,03	44,98	-130
<i>Pararse</i>	-163,2	82	110,17	6,5	64,034	103
<i>Brazos al frente</i>	-85,55	80	155	3,03	65,45	74
<i>Brazos</i>						
<i>Lados</i>	-112,17	67,66	78,131	73,5	28,11	64,01
<i>Posición</i>						
<i>Inicial</i>	153,1	13,16	10	78,4	1,158	4

(Fuente: Autor)

12.10 TERCERA TOMA DE DATOS

En la **Tabla 13** se puede observar las variaciones en cada una de las fases del ejercicio que afectaron directamente a la cadera en la tercera prueba.

Tabla 13. Variaciones de los ángulos de la cadera en la tercera prueba. Optitrack vs Prototipo.

	Cadera					
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición Inicial</i>	-94,91	20,97	-3,885	-93,91	11,12	-3,149
<i>Sentarse</i>	-92,15	19,89	-3,324	-73,65	10,59	-1,012
<i>Pararse</i>	-92,16	12,18	-2,332	-76,19	12,71	-2,004
<i>Posición Final</i>	-92,76	19,94	-1,94	-94,29	12,12	-2,453

(Fuente: Autor)

En la **Tabla 14.** Variaciones de los ángulos de los muslos. Optitrack vs Prototipo se puede observar las variaciones en cada una de las fases del ejercicio que afectaron directamente a los muslos en la tercera prueba.

Tabla 14. Variaciones de los ángulos de los muslos. Optitrack vs Prototipo en la tercera prueba.

	Muslo Derecho					
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición Inicial</i>	-90,98	-5,178	-4,009	-91,13	-5,391	-9,12
<i>Sentarse</i>	-108,5	43,02	-22,44	-111,7	41,25	-15,72
<i>Pararse</i>	-91,98	2,373	-3,309	-95,05	-1,518	-8,27
<i>Posición Final</i>	-88,14	-3,305	-3,004	-91,93	-1,897	-5,96

	Muslo Izquierdo					
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición Inicial</i>	-91,04	-2,82	-3,998	-91,19	1,196	3,009
<i>Sentarse</i>	-58,73	-44,24	-19,05	-59,05	-49,82	-20,16
<i>Pararse</i>	-81,08	0,5063	-2,226	-81,38	1,115	-2,995

(Fuente: Autor)

En la **Tabla 15** se puede observar las variaciones en cada una de las fases del ejercicio que afectaron directamente a las pantorrillas en la tercera prueba.

Tabla 15. Variaciones de los ángulos de las pantorrillas. Optitrack vs Prototipo

	Pantorrilla Derecha					
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición Inicial</i>	-93,17	-2,824	-3,986	-99,07	-3,567	1,005
<i>Sentarse</i>	-77,76	-15,05	-9,303	-85,09	-9,582	1,142
<i>Pararse</i>	-88,09	-2,799	-3,226	-92,22	2,325	-1,433
<i>Posición Final</i>	-90,25	-4,754	-2,678	-96,51	-3,123	2,019

	Pantorrilla Izquierda					
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición Inicial</i>	-89,79	3,333	-2,934	-91,05	-4,992	-0,731

<i>Sentarse</i>	-97,93	15,03	-11,032	-105,01	9,994	-2,015
<i>Pararse</i>	-88,45	1,338	-4,904	-91,84	1,723	-0,712
<i>Posición Final</i>	-83,75	4,239	-2,786	-91,03	-1,598	1,139

(Fuente: Autor)

En la **Tabla 16** se puede observar las variaciones en cada una de las fases del ejercicio que afectaron directamente a los antebrazos en la tercera prueba.

Tabla 16. Variaciones de los ángulos de los antebrazos. Optitrack vs Prototipo

	Antebrazo Derecho					
	OptiTrack			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición Inicial</i>	25,06	-5,523	-14,006	-74,25	-7,151	-15,006
<i>Brazos Lados</i>	-64,32	66,002	-84,38	-96,22	62,26	-50,007
<i>Brazos al frente</i>	6,028	71,92	-90,91	-15,79	34,04	-38,043
<i>Sentarse</i>	5,004	69,95	-100,03	-21,55	71,55	-109
<i>Flexión Brazos</i>	-16,13	42,002	-173,032	-48,78	40,009	-176,005
<i>Extensión Brazos</i>	2,208	37,004	-175,009	-25,06	57,94	-157,003
<i>Pararse</i>	18,32	70,48	-81,004	-25,73	67,03	-116,12
<i>Brazos al frente</i>	-45,06	78,002	-105,72	9,19	37,005	-55,27

<i>Brazos</i>						
<i>Lados</i>	-59,02	65,005	-76,98	-46,97	65,1	-67,22
<i>Posición</i>						
<i>Inicial</i>	25,48	8,001	-20,53	-71,43	5,7	-12,38

Antebrazo Izquierdo						
	Prototipo			Prototipo		
	Z	Y	X	Z	Y	X
<i>Posición</i>						
<i>Inicial</i>	154,076	7,78	10,81	0,309	1,72	-0,472
<i>Brazos</i>						
<i>Lados</i>	-182,08	45,59	22,001	76,72	82,82	69,005
<i>Brazos al frente</i>	-160,203	63,92	89,26	2,836	59,08	96,004
<i>Sentarse</i>	-169	73	112,006	4,319	67,17	167,006
<i>Flexión</i>						
<i>Brazos</i>	-157,06	40,54	-178,37	-30	19,81	-137,75
<i>Extensión</i>						
<i>Brazos</i>	179,07	36,56	-177,18	-35	45,03	-130,07
<i>Pararse</i>	-163,03	82,34	110,33	6,509	64,05	103,09
<i>Brazos al frente</i>	-85,43	80,42	155,2	3,003	65,95	74,1
<i>Brazos</i>						
<i>Lados</i>	-112,07	67,26	78,201	73,509	28,01	64,12
<i>Posición</i>						
<i>Inicial</i>	153,107	13,06	10,043	78,65	1,359	4,3

(Fuente: Autor)

13 CONCLUSIONES

El prototipo cumple perfectamente con lo que se esperaba de él, seguimiento de la actividad física, pero como todo prototipo precisa de su etapa realimentada de depuración y mejora, actualizando algunos componentes electrónicos y computacionales.

En cuanto a la parte ergonómica para la colocación de los sensores inerciales en el cuerpo, se comprobó que es necesario que cada sensor tenga un compartimiento individual que impida que este se mueva en la ejecución del ejercicio, para así evitar desplazamientos no deseados que conllevan a lecturas erróneas.

Los materiales, componentes electrónicos y códigos desarrollados para el diseño y desarrollo del prototipo final, fueron seleccionados utilizando tecnología de bajo costo y software libre (excepto la interfaz gráfica), todo con el fin de resaltar la fácil adquisición y el alto impacto que podría generar el prototipo a lugares dónde es difícil llevar sistemas complejos.

El sistema OptiTrack posee un proceso para adquisición de datos con el uso de cámaras especiales y marcadores pasivos que se sitúan sobre el sujeto, y por lo general deben cumplir ciertos protocolos de ubicación de referencia como es el caso del protocolo Davis que utiliza al menos 15 marcadores pasivos para miembros inferiores. Sin embargo, el proceso adecuado de ubicarlos puede llegar a tardar cerca de una hora. A diferencia del sistema inercial, la ubicación se realiza sobre el segmento corporal y no sobre la articulación que puede tardar entre 15 minutos y 20 minutos.

Las pruebas se pueden realizar sin necesidad de una ubicación por parte de un especialista, simplemente poniendo los sensores sobre el paciente en cualquier segmento del cuerpo humano a evaluar, el paciente puede desarrollar la prueba en cualquier parte gracias su pequeño tamaño y cuenta con la ventaja de no necesitar un espacio controlado, mostrando así la practicidad y portabilidad total del sistema.

El sistema inercial entrega variables de ángulos de rotación articular sin necesidad de utilizar otro software paralelo. En el caso de los sistemas optoelectrónicos, después de la toma de datos, es necesario contar con un software plus para encontrar los valores de ángulos de rotación articular.

14 RECOMENDACIONES

Una de las limitaciones observadas durante el período de las pruebas de funcionamiento fue la capacidad del procesador con el que se realizó dichas pruebas, ya que en varias ocasiones se detuvo la interfaz gráfica al no poder ejecutar todos los datos enviados por la tarjeta de adquisición. Se recomienda contar con un equipo con mayor capacidad de procesador. Esta característica técnica es primordial para la obtención de buenos resultados.

Como una mejora al equipo a futuro, se puede desarrollar en software libre la interfaz gráfica, de tal manera que no sería necesario el uso de licencias para el manejo de la interfaz del prototipo inercial. Lo cual sería beneficioso para que esté al alcance de más personas.

15 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Ott, A. E., Pate, R. R., Trost, S. G., Ward, D. S., & Saunders, R. (2000). The use of uniaxial and triaxial accelerometers to measure children's "free-play" physical activity. *Pediatric Exercise Science, 12*(4), 360–370.
- Ainsworth, B. E., Haskell, W. L., Leon, A. S., Jacobs, D. R. J., Montoye, H. J., Sallis, J. F., & Paffenbarger, R. S. J. (1993). Compendium of Physical Activities: classification of energy costs of human physical activities. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 25*(1), 71–80.
- Arregui Eraña, J.A. & Martínez de Haro, V., Mazza, J. C., Articular, C. V., Espada, D. R., Montesinos, J. L. G., Vicente, J. M., ... Deporte, G. D. E. L. (2013). Flexitest: an innovative flexibility assessment method. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de La Actividad Física y El Deporte, 1*(I), 127–135.
- Avci, A., Bosch, S., Marin-Perianu, M., Marin-Perianu, R., & Havinga, P. (2010). Activity Recognition Using Inertial Sensing for Healthcare, Wellbeing and Sports Applications: A Survey. *Architecture of Computing Systems (ARCS), 2010 23rd International Conference On, (January 2015)*, 1–10.
- Bassett, D., Ainsworth, B., Swartz, A., Strath, S., O'Brien, W., & King, G. (2000). Validity of four motion sensors in measuring moderate intensity physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 32*(9 Suppl), S471-80.
- Berlin, J. E., Storti, K. L., & Brach, J. S. (2006). Using activity monitors to measure physical activity in free-living conditions. *Physical Therapy, 86*(8), 1137–1145.
- Bravo, M. D. A., Rengifo, R. C. F., & Agredo, R. W. (2016). Comparación de dos Sistemas de Captura de Movimiento por medio de las Trayectorias Articulares de Marcha. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica, 37*(2), 149–160.

- Brigante, C. M. N., Abbate, N., Basile, A., Faulisi, A. C., & Sessa, S. (2011). Towards miniaturization of a MEMS-based wearable motion capture system. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 58(8), 3234–3241.
- Bussmann, J. B. J., Ebner-Priemer, U. W., & Fahrenberg, J. (2009). Ambulatory activity monitoring: Progress in measurement of activity, posture, and specific motion patterns in daily life. *European Psychologist*, 14(2), 142–152.
- Callejas, C. M., Ruiz, Ol. A. F., & Gutiérrez, S. R. M. (2013). Métodos de Captura de Movimiento Biomecánico Enfocados en Tele-fisioterapia. In Conference PAN AMERICAN HEALTH CARE EXCHANGES (PAHCE) (pp. 0–5). Medellín.
- Caspersen, C. J., Powell, K. E., & Christenson, G. M. (1985). Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Reports (Washington, D.C.: 1974)*, 100(2), 126–31.
- Chérigo, C., & Rodríguez, H. (2017). Evaluation of data fusion algorithms for attitude estimation of unmanned aerial vehicles. *RIDTEC*, 13, No. 2, 90–99. Panamá
- Cutti, A. G., Giovanardi, A., Rocchi, L., Davalli, A., & Sacchetti, R. (2008). Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 46(2), 169–178.
- Davis III, R. B., Ounpuu, S., Tyburski, D., Gage, J. R., & Newington Children's Hospital. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10, 575–587.
- Fontecha, J., Hervás, R., Bravo, J., Sánchez, L., & Navarro, F. J. (2011). A proposal for elderly frailty detection by using accelerometer-enabled smartphones. *5th International Symposium of Ubiquitous Computing and Place Intelligence*.

- Fook, V. F. S., Sum Zhuo Hao, Aung Phyoo Wai, Maniyeri Jayachandran, Jit Biswas, Lee Siew Yee, & Yap, P. (2008). Innovative platform for tele-physiotherapy. In *HealthCom 2008 - 10th International Conference on e-health Networking, Applications and Services* (pp. 59–65). IEEE.
- Frisoli, M. A., Cifuentes, C. A., Frizzera, A., Santiago, A., & Braidot, A. A. (2012). Sensor Portable para Registro Cinemático por Comunicación ZigBee, 1–5.
- Godfrey, A., Conway, R., Meagher, D., & ÓLaighin, G. (2008). Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical Engineering and Physics*, 30(10), 1364–1386.
- Godfrey, A., Culhane, K. M., & Lyons, G. M. (2007). Comparison of the performance of the activPAL™ Professional physical activity logger to a discrete accelerometer-based activity monitor. *Medical Engineering and Physics*, 29(8), 930–934.
- Gomez-Bravo, F., Naharro, R. J., García, J. M., Galán, J. A. G., & Raya, M. S. (2015). *Sobre la vulnerabilidad de los robots móviles frente a los ataques hardware*. Bilbao.
- Haro, Mariana D. (2014). Laboratorio de análisis de marcha y movimiento. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 25(2), 237–247.
- Hubley-Kozey, C. L. (1995). Evaluación de la Flexibilidad. MacDougall, Duncan J. et al. *Evaluación fisiológica del deportista*. Barcelona: Paidotribo.
- InvenSense Inc. (2013). MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification. InvenSense Inc. Retrieved from https://www.cdiweb.com/datasheets/invensense/MPU-6050_DataSheet_V3.4.pdf
- Lee, M. S., Ju, H., Song, J. W., & Park, C. G. (2015). Kinematic model-based pedestrian dead reckoning for heading correction and lower body motion tracking. *Sensors (Switzerland)*, 15(11), 28129–28153.

- Machado Buriticá, M. J. (2013). Diseño e implementación del control de estabilización para una plataforma altazimut para uso en fotografía. *Journal of Chemical Information and Modeling*, 53, 1689–1699.
- Madgwick, S. O. H., Harrison, A. J. L., & Vaidyanathan, R. (2011). Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*.
- Marín Zurdo, J. J., Jesús Boné, M. P., & Gil, C. B. (2013). Evaluación de Riesgos de Manipulación Repetitiva a Alta Frecuencia Basada en Análisis de Esfuerzos Dinámicos en las Articulaciones sobre Modelos Humanos Digitales Risk assessment of high frequency repetitive handling based on dynamic stress analysis in jo, 86–93.
- Martin Moreno, J., Ruiz Fernandez, D., Soriano Paya, A., & Berenguer Miralles, V. J. (2008). Monitoring 3D movements for the rehabilitation of joints in physiotherapy. In *30th Annual International IEEE EMBS Conference (Vol. 2008, pp. 4836–4839)*. Vancouver.
- Mavros, Y., Gates, N., Wilson, G. C., Jain, N., Meiklejohn, J., Brodaty, H., ... Valenzuela, M. (2016). Mediation of Cognitive Function Improvements by Strength Gains After Resistance Training in Older Adults with Mild Cognitive Impairment: Outcomes of the Study of Mental and Resistance Training. *Of the American Geriatrics Society, (Mci)*.
- Menache, A. (2011). *Understanding Motion Capture for Computer Animation and Video Games*. Orlando Florida: Academic press.
- Muñoz Cardona, J. E., Heano Gallo, O. A., & Lopez Herrera, J. F. (2013). Sistema de Rehabilitación basado en el uso de análisis biomecánico y videojuegos mediante el Sensor Kinect. *Tecno Lógicas*, 43-54.
- Oliden, H. G. (2011). *Proyecto fin de Master. Captura de Movimiento Multicamara Mediante Hardware de Bajo Coste*. País de Vasco España.

- Pessoa, T. M., Coutinho, D. S., Pereira, V. M., De Oliveira Ribeiro, N. P., Nardi, A. E., & De Oliveira e Silva, A. C. (2014). The Nintendo Wii as a tool for neurocognitive rehabilitation, training and health promotion. *Computers in Human Behavior*, 31(1), 384–392.
- Roetenberg, D., Luinge, H., & Slycke, P. (2013). Xsens MVN : Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors. XSENS TECHNOLOGIES.
- Rodríguez Martín, D. M. (2010). Contribución al análisis del movimiento humano aplicado a la identificación de posturas y bloqueos de la marcha en pacientes con Parkinson.
- Saber-Sheikh, K., Bryant, E. C., Glazzard, C., Hamel, A., & Lee, R. Y. W. (2010). Feasibility of using inertial sensors to assess human movement. *Manual Therapy*, 15(1), 122–125.
- Skjæret, N., Nawaz, A., Morat, T., Schoene, D., Helbostad, J. L., & Vereijken, B. (2016). Exercise and rehabilitation delivered through exergames in older adults: An integrative review of technologies, safety and efficacy. *International Journal of Medical Informatics*, 85(1), 1–16.
- Taboadela, C. H. (2007). Goniometría: Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales. (ASOCIART SA ART, Ed.) (1a. Edición). Buenos Aires.
- Taraldsen, K., Chastin, S. F. M., Riphagen, I. I., Vereijken, B., & Helbostad, J. L. (2012). Physical activity monitoring by use of accelerometer-based body-worn sensors in older adults: A systematic literature review of current knowledge and applications. *Maturitas*, 71(1), 13–19.
- Vanhees, L., Lefevre, J., Philippaerts, R., Martens, M., Huygens, W., Troosters, T., & Beunen, G. (2005). How to assess physical activity? How to assess physical fitness? *European Journal of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation: Official Journal of the European Society of Cardiology, Working Groups on Epidemiology & Prevention and Cardiac Rehabilitation and Exercise Physiology*, 12(2), 102–114.

- Vargas-Valencia, L. S., Elias, A., Rocon, E., Bastos-Filho, T., & Frizzera, A. (2016). An IMU-to-Body Alignment Method Applied to Human Gait Analysis. *Sensors* (Basel, Switzerland), 16(12), 1–17.
- Vesga, J. C., & Sinsel, M. (2008). *Microcontroladores Motorola Freescale-Programación, Familias y sus distintas aplicaciones en la industria*, 1a. Reimpresión de la 1a. Ed., Alfaomega, Colombia.
- Villa Moreno, A., Gutiérrez Gutiérrez, E., & Pérez Moreno, J. C. (2008). Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría. *Revista Ingeniería Biomédica*, 2, 16–26.
- Yadav, N., Bleakley, C., & Lennon, O. (2010). Wearable Absolute 6 DOF Exercise Training System for Post Stroke Rehabilitation. *Proceedings of the Fourth Irish Human Computer Interaction Conference (IHCI 2010) 2-3 September 2010, Dublin, Ireland*.
- Zihajehzadeh, S., Lee, T. J., Lee, J. K., Hoskinson, R., & Park, E. J. (2015). Integration of MEMS inertial and pressure sensors for vertical trajectory determination. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 64(3), 804–814.

ANEXOS

Anexo A Especificaciones técnicas del MPU6050

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
GYROSCOPE SENSITIVITY						
Full-Scale Range	FS_SEL=0		±250		°/s	
	FS_SEL=1		±500		°/s	
	FS_SEL=2		±1000		°/s	
	FS_SEL=3		±2000		°/s	
Gyroscope ADC Word Length			16		bits	
Sensitivity Scale Factor	FS_SEL=0		131		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=1		65.5		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=2		32.8		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=3		16.4		LSB/(°/s)	
Sensitivity Scale Factor Tolerance	25°C	-3		+3	%	
Sensitivity Scale Factor Variation Over Temperature			±2		%	
Nonlinearity	Best fit straight line; 25°C		0.2		%	
Cross-Axis Sensitivity			±2		%	
GYROSCOPE ZERO-RATE OUTPUT (ZRO)						
Initial ZRO Tolerance	25°C		±20		°/s	
ZRO Variation Over Temperature	-40°C to +85°C		±20		°/s	
Power-Supply Sensitivity (1-10Hz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		0.2		°/s	
Power-Supply Sensitivity (10 - 250Hz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		0.2		°/s	
Power-Supply Sensitivity (250Hz - 100kHz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		4		°/s	
Linear Acceleration Sensitivity	Static		0.1		°/s/g	
SELF-TEST RESPONSE						
Relative	Change from factory trim	-14		14	%	1
GYROSCOPE NOISE PERFORMANCE	FS_SEL=0					
Total RMS Noise	DLPFCFG=2 (100Hz)		0.05		°/s-rms	
Low-frequency RMS noise	Bandwidth 1Hz to10Hz		0.033		°/s-rms	
Rate Noise Spectral Density	At 10Hz		0.005		°/s/√Hz	
GYROSCOPE MECHANICAL FREQUENCIES						
X-Axis		30	33	36	kHz	
Y-Axis		27	30	33	kHz	
Z-Axis		24	27	30	kHz	
LOW PASS FILTER RESPONSE						
	Programmable Range	5		256	Hz	
OUTPUT DATA RATE						
	Programmable	4		8,000	Hz	
GYROSCOPE START-UP TIME						
ZRO Settling (from power-on)	DLPFCFG=0 to ±1% of Final		30		ms	

1. Please refer to the following document for further information on Self-Test: MPU-6000/MPU-6050 Register Map and Descriptions



PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
ACCELEROMETER SENSITIVITY						
Full-Scale Range	AFS_SEL=0 AFS_SEL=1 AFS_SEL=2 AFS_SEL=3		±2 ±4 ±8 ±16		g g g g	
ADC Word Length	Output in two's complement format		16		bits	
Sensitivity Scale Factor	AFS_SEL=0 AFS_SEL=1 AFS_SEL=2 AFS_SEL=3		16,384 8,192 4,096 2,048		LSB/g LSB/g LSB/g LSB/g	
Initial Calibration Tolerance			±3		%	
Sensitivity Change vs. Temperature	AFS_SEL=0, -40°C to +85°C		±0.02		%/°C	
Nonlinearity	Best Fit Straight Line		0.5		%	
Cross-Axis Sensitivity			±2		%	
ZERO-G OUTPUT						
Initial Calibration Tolerance	X and Y axes Z axis		±50 ±80		mg mg	1
Zero-G Level Change vs. Temperature	X and Y axes, 0°C to +70°C Z axis, 0°C to +70°C		±35 ±60		mg	
SELF TEST RESPONSE						
Relative	Change from factory trim	-14		14	%	2
NOISE PERFORMANCE						
Power Spectral Density	@10Hz, AFS_SEL=0 & QDR=1kHz		400		µg/√Hz	
LOW PASS FILTER RESPONSE						
	Programmable Range	5		260	Hz	
OUTPUT DATA RATE						
	Programmable Range	4		1,000	Hz	
INTELLIGENCE FUNCTION INCREMENT			32		mg/LSB	

1. Typical zero-g initial calibration tolerance value after MSL3 preconditioning
2. Please refer to the following document for further information on Self-Test: *MPU-6000/MPU-6050 Register Map and Descriptions*

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	Units	Notes
SERIAL INTERFACE						
SPI Operating Frequency, All Registers Read/Write	MPU-6000 only, Low Speed Characterization MPU-6000 only, High Speed Characterization		100 ±10% 1 ±10%		kHz MHz	
SPI Operating Frequency, Sensor and Interrupt Registers Read Only I ² C Operating Frequency	MPU-6000 only All registers, Fast-mode All registers, Standard-mode		20 ±10%	400 100	MHz kHz kHz	
I²C ADDRESS	AD0 = 0 AD0 = 1		1101000 1101001			
DIGITAL INPUTS (SDI/SDA, AD0, SCLK/SCL, FSYNC, /CS, CLKIN)						
V _{HI} , High Level Input Voltage	MPU-6000 MPU-6050	0.7*VDD 0.7*VLOGIC			V V	
V _{LI} , Low Level Input Voltage	MPU-6000 MPU-6050			0.3*VDD 0.3*VLOGIC	V V	
C _I , Input Capacitance			< 5		pF	
DIGITAL OUTPUT (SDO, INT)						
V _{OHI} , High Level Output Voltage	R _{LOAD} =1MΩ; MPU-6000 R _{LOAD} =1MΩ; MPU-6050	0.9*VDD 0.9*VLOGIC			V V	
V _{OLL} , LOW-Level Output Voltage	R _{LOAD} =1MΩ; MPU-6000 R _{LOAD} =1MΩ; MPU-6050			0.1*VDD 0.1*VLOGIC	V V	
V _{OLINT1} , INT Low-Level Output Voltage	OPEN=1, 0.3mA sink Current			0.1	V	
Output Leakage Current	OPEN=1		100		nA	
t _{INT} , INT Pulse Width	LATCH_INT_EN=0		50		µs	
DIGITAL OUTPUT (CLKOUT)						
V _{OHI} , High Level Output Voltage	R _{LOAD} =1MΩ	0.9*VDD			V	
V _{OLL} , LOW-Level Output Voltage	R _{LOAD} =1MΩ			0.1*VDD	V	

Anexo B Batería Fisio + Vision

Ejercicio: SENTADILLA FASE 3 (alto)

Posición inicial				
Bipedestación con los pies a la anchura de las caderas, sostener con ambas manos una pelota frente al tronco. Pies con base de sustentación al ancho de las caderas.	Posición cabeza	0 grados en el eje Y	grados	
	Alineación espalda	posición en neutro (0 grados sobre el eje Y)	grados	
	Ángulo cadera fix	a 15 grados flexión al eje X	grados	
	Ángulo cadera abd	rango entre 15 20 grados abd respe eje Y	grados	
	Rodilla en neutro	0 grados	grados	
	Base sustentación	apoyo plantar con rotación externa pies rango entre 5 y 10 grados	grados	
	Posición de manos y brazo-antebrazo	distancia entre pies al ancho de cadera 0 grados de flexión antebrazo respecto a brazo	cms grados	
Ejecución				
Flexionar lentamente ambas rodillas dirigiendo la pelvis hacia atrás según la capacidad de usuario sin sobrepasar los 90° de flexión de rodilla. Al mismo tiempo llevará la pelota al pecho es decir flexionará los codos. Volver lentamente a la posición inicial, sin llegar a la máxima extensión de rodillas.	Posición cabeza	0 grados en el eje Y	grados	
	Alineación espalda	posición en neutro (0 grados sobre el eje Y)	grados	
	Ángulo cadera fix	a 45 grados al eje X muslo a eje	grados	
	Ángulo cadera abd	rango entre 15 20 grados abd respe eje Y	grados	
	Rodilla en neutro	45 grados pierna respecto a muslo	grados	
	Base sustentación	apoyo plantar con rotación externa pies rango entre 5 y 10 grados	grados	
	Posición de manos y brazo-antebrazo	distancia entre pies al ancho de cadera 0 grados de flexión antebrazo respecto a brazo	cms grados	
Posición final				
VER CARACTERÍSTICAS POSICIÓN INICIAL				

