

UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL MAULE

Facultad de Ciencias de la Ingeniería

Escuela de Ingeniería Civil Informática

PROFESOR GUÍA

Mary Carmen Jarur M.

SISTEMA DE EVALUACIÓN Y BIO-FEEDBACK PARA BALANCE POSTURAL

HÉCTOR GABRIEL PEREDO URBINA

Tesis para optar al
Título Profesional de Ingeniero Civil Informático

TALCA, NOVIEMBRE 2016

**UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL MAULE
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA CIVIL INFORMÁTICA**

**TESIS PARA OPTAR AL
AL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO CIVIL INFORMÁTICO**

SISTEMA DE EVALUACIÓN Y BIO-FEEDBACK PARA BALANCE POSTURAL

HECTOR GABRIEL PEREDO URBINA

COMISIÓN EXAMINADORA

FIRMA

PROFESOR GUÍA

MARY CARMEN JARUR MUÑOZ

PROFESOR COMISIÓN

DR. HERNÁN MAUREIRA PAREJA

PROFESOR COMISIÓN

DR. MARCO ANTONIO MORA COFRE

NOTA FINAL EXAMEN DE TÍTULO

TALCA, NOVIEMBRE 2016

Resumen

La Biomecánica Humana es la ciencia que estudia las fuerzas y las aceleraciones que actúan sobre los organismos vivos. Entre sus múltiples problemáticas se encuentran el estudio del Balance como expresión de la interacción de muchos subsistemas que responden adecuadamente para mantenernos de pie. El registro y cuantificación de los niveles de balance se realiza mediante equipamiento adecuado y soluciones tecnológicas que evalúan el comportamiento temporal del centro de presión.

Muchas de estas soluciones tecnológicas poseen un alto costo y son sistemas cerrados por lo que su uso se restringe principalmente al ámbito de la investigación y laboratorio. Estas razones motivaron una propuesta de solución tecnológica que integre sensores inerciales y un sistema de procesamiento adecuado para el estudio del balance, con los beneficios en términos de costo, portabilidad y ser un sistema de software abierto.

El proyecto en concreto consistió en evaluar las herramientas presentes en el Laboratorio de Biomecánica de la Universidad Católica del Maule. Se cuenta principalmente con plataformas de fuerza de donde se obtienen los requisitos iniciales y posteriormente se construye un dispositivo utilizando sensores inerciales.

Para la construcción del dispositivo se utilizó un microcontrolador Arduino y un sensor IMU con acelerómetro y giroscopio de 3 ejes ambos. El sistema además está compuesto por un software para PC que procesa adecuadamente la información de los sensores en tiempo real, y mediante métodos matemáticos se transforman las variables físicas en variables relevantes para el análisis del balance al mismo tiempo que realimenta, consiguiendo la implementación de un sistema de Bio-feedback.

Los resultados obtenidos muestran una solución tecnológica de bajo costo, sencillo uso y aplicación para el estudio de balance. Los resultados que arroja el sistema en la evaluación de la postura son transferibles a las soluciones existentes en el laboratorio (plataformas de fuerza), lo que le otorga una gran potencialidad a esta solución.

Índice

1. Introducción	1
1.1. Objetivos Generales	1
1.2. Objetivos Específicos	1
1.3. Contribución Esperada	2
1.4. Organización de la Tesis	2
2. Estado del Arte	3
2.1. Contexto de la problemática	3
2.2. Equipamientos para estudio del balance	3
2.2.1. Plataforma de Fuerza Kistler	3
2.2.2. Balance SD	4
2.3. Estudio del Balance usando Sensores	4
2.4. Revisión de Patentes	5
2.4.1. Sitio USA	5
2.4.2. Sitio Europeo	5
3. Marco Teórico	6
3.1. Estudio y evaluación de Balance	6
3.1.1. Sistemas Coordinados	6
3.1.2. Cálculo del Centro de Presión	7
3.1.3. Modelo Teórico Péndulo Invertido	8
3.1.4. Estabilometría	9
3.2. Microcontroladores Arduino	10
3.3. Sistema microelectromecánico (MPU6050)	11
3.3.1. Características Técnicas	12
3.3.2. Configuración de MPU6050	13
3.3.3. Obtención mediciones Giroscopio y Acelerómetro	14
3.4. Protocolo de Comunicación I ² C	15
3.5. Framework QT	16
4. Desarrollo Dispositivo de BioFeed-Back	17
4.1. Introducción	17
4.2. Programación del Microcontrolador	18
4.3. Requisitos Funcionales Software	19
4.4. Requisitos No funcionales	19

ÍNDICE

4.5.	Registro de variables cinemáticas	20
4.5.1.	Referencia Dispositivo y Sensor	20
4.5.2.	Cálculo Ángulo con Acelerómetro	22
4.5.3.	Cálculo Ángulo con Giroscopio	22
4.5.4.	Ventajas y desventajas	23
4.6.	Métodos implementados para obtención del Ángulo	23
4.6.1.	Sin Filtro	23
4.6.2.	Descripción Filtro Complementario	24
4.6.3.	Implementación Filtro Complementario	24
4.6.4.	Descripción Filtro de Kalman discreto	25
4.6.5.	Implementación Filtro de Kalman discreto	26
4.6.6.	Comparativa de Métodos	26
4.6.7.	Ángulo Calculado vs Ángulo Esperado	28
4.6.8.	Ángulo Calculado vs Ángulo Esperado Antero-Posterior	28
4.6.9.	Ángulo Calculado vs Ángulo Esperado Medio-Lateral	30
4.7.	Cálculo del Desplazamiento del Centro de Masa en el plano	32
4.7.1.	Proyección del ángulo	32
4.7.2.	Recorrido curvo del ángulo	33
4.7.3.	Comparación métodos Cálculo Desplazamiento	34
4.8.	Desarrollo de Software	35
4.8.1.	Resumen de Funcionalidades	35
4.8.2.	Interacción Software-Microcontrolador	36
4.8.3.	Selección de Tipos de Pruebas	37
4.8.4.	Ventana de Configuración Prueba	38
4.8.5.	Gráficos y Reportes	40
4.9.	Resultados y Análisis	43
4.9.1.	Contraste Dispositivo vs Plataforma de Fuerza Kistler	43
4.9.2.	Prueba Espalda	44
4.9.3.	Prueba Lateral Izquierdo	46
4.9.4.	Prueba Frontal	48
4.9.5.	Resumen de Resultados	50
4.9.6.	Discusión de Resultados	51
4.10.	Principales Desafíos	52
4.10.1.	Representación en Tiempo Real	52
4.10.2.	Orientación Sensores	53
4.10.3.	Comunicación Arduino-PC	53

ÍNDICE

4.10.4. Despliegue de Resultados	54
5. Conclusiones y Trabajos Futuros	55
5.1. Conclusiones	55
5.2. Trabajos Futuros	56
6. Bibliografía	57

Índice de figuras

1.	Plataforma de Fuerza Kistler.	3
2.	Sistema Balance SD.	4
3.	Planos Anatómicos.	7
4.	Cálculo COP Plataforma de Fuerza	7
5.	Modelo Péndulo Invertido	8
6.	Diagrama MPU6050.	11
7.	Ejemplo curva calibración $\pm 2g$	15
8.	Diagrama I ² C.	16
9.	Esquemático general de la solución propuesta.	17
10.	Diagrama Código Arduino.	18
11.	Diagrama Referencia Dispositivo.	20
12.	Selector de filtros en Software.	23
13.	Diagrama estados Filtro Kalman.	26
14.	Comparativa Angulo Acelerómetro vs Filtro Kalman vs Filtro Complementario.	27
15.	Comparativa diferencia ángulos pequeños Antero-Posterior.	28
16.	Comparativa diferencia ángulos pequeños Medio-Lateral.	30
17.	Ejemplo cálculo Proyección Ángulo.	32
18.	Ejemplo cálculo Recorrido Curvo.	33
20.	Comparación Recorrido Curvo - Proyección	34
21.	Ventana Ajustes Sensores.	36
22.	Ventana Principal.	37
23.	Ventana Configuración Prueba.	38
24.	Ejemplo gráfico de ejecución Prueba.	40
25.	Gráficos de los sensores.	41
26.	Interfaz Principal Exportar y Seleccionar Gráfico.	41
27.	Ejemplo Herramienta de Análisis.	42
28.	Prueba Espalda - Antero-Posterior.	44
29.	Prueba Espalda - Medio-Lateral	45
30.	Prueba Lateral Izquierdo - Antero-Posterior	46
31.	Prueba Lateral Izquierdo - Medio-Lateral	47
32.	Prueba Frontal - Antero-Posterior	48
33.	Prueba Frontal - Medio-Lateral	49

Índice de tablas

1.	Estándares Técnicos Mediciones.	9
2.	Características de los sensores LSB: Bit Menos Significativo.	12
3.	Resolución de los sensores	12
4.	Registros mediciones Giroscopio.	14
5.	Registros mediciones Acelerómetro.	14
6.	Tabla listado de orientaciones pre-configuradas.	21
7.	Tabla cálculo ángulo usando Acelerómetro.	22
8.	Tabla Velocidad angular según orientación Giroscopio.	22
9.	Comparativa diferencia ángulos pequeños Antero-Posterior.	29
10.	Comparativa diferencia ángulos grandes Antero-Posterior.	29
11.	Comparativa diferencia ángulos pequeños Medio-Lateral.	30
12.	Comparativa diferencia ángulos grandes Medio-Lateral.	31
12.	Comparación Recorrido Curvo - Proyección.	34
13.	Definición de ecuaciones.	50
14.	Tabla resultados pruebas.	51
15.	Divisor FPS Frecuencia 100Hz	52
16.	Divisor FPS Frecuencia 200Hz	52

1. Introducción

La comprensión de las dinámicas y patrones de movimiento humano, se facilitan enormemente con el apoyo de tecnologías adecuadas, que permitan medir, registrar y analizar variables cinemáticas. Particularmente, el estudio del movimiento humano (Kinesiología) depende hoy en día de las facilidades tecnológicas que ofrece la electrónica (sensores, microcontroladores, sistema de adquisición de señales) y las ciencias de la computación (procesamiento, análisis y posterior reporte adecuado de variables cinemáticas y cinéticas).

Las soluciones tecnológicas que hoy existen, no solo permiten realizar el seguimiento ('tracking') y representación gráfica, sino que además facilitan la representación en tiempo real de las variables de interés, conformando con esto los denominados sistemas de Bio-feedback (retroalimentación de señales biológicas). Aunque existen alternativas adecuadas para estos fines, poseen el inconveniente en lo prohibitivo de su valor comercial, junto con ser soluciones cerradas tanto en hardware como software, lo que limita las funciones según las características propuestas por el fabricante y hace prácticamente imposible la adición de nuevas funcionalidades y obtención de la información capturada por los sensores (datos crudos).

Frente a este desafío, está la posibilidad de integrar tecnología para conseguir soluciones de menores costos, que permitan realizar investigación y al mismo tiempo explorar posibilidades de innovación tecnológica que den paso al desarrollo de tecnología generadora de impacto no tan sólo en el ámbito de la investigación sino que también en la salud.

Particularmente, este proyecto propone desarrollar un sistema de integración hardware-software que permita el registro del comportamiento pendular de la posición bípeda quieta (variables de posición y velocidad angular en el tiempo), habilitando funciones de bio-feedback que permitan replicar evaluaciones de balance postural.

1.1. Objetivos Generales

Diseñar e implementar un prototipo de software-hardware basado en un microcontrolador Arduino y un sensor de velocidad angular y acelerometría de 3 ejes, para el registro y representación gráfica del centro de masa y bio-realimentación.

1.2. Objetivos Específicos

- Integrar microcontrolador Arduino con sensor (giroscopio-acelerómetro).
- Diseñar sistema que permita el registro y visualización de todas las variables cinemáticas (posición y velocidad angular) del centro de masa.

- Construcción de un sistema que facilite mediante bio-realimentación la posición del centro de presión (proyección del centro de masa).

1.3. Contribución Esperada

El desarrollo del sistema permitirá medir y registrar el comportamiento del centro de masa y su respectiva proyección en el plano durante la posición bípeda quieta, al mismo tiempo que realimentará la señal como mecanismo de evaluación de balance postural e implementación de biofeedback.

El principal alcance de la propuesta es la posibilidad de contar con una solución abierta, que facilita la importación de todos los registros además del procesamiento de las señales recogidas de las evaluaciones, permitiendo además integrar la solución a otros sistemas.

El costo del sistema, respecto a las soluciones de mercado (Biodex- Balance SD), es bajo, lo que le da viabilidad económica al proyecto, permitiendo además dejar el prototipo en operación en el Laboratorio de Biomecánica.

Desde el punto de vista disciplinar (Ciencias de la Ingeniería), este proyecto materializa trabajos de investigación y colaboración transdisciplinaria entre la Facultad de Ingeniería y la Facultad de Salud de la UCM. Además posiciona a los Ingenieros Informáticos como profesionales capaces de adecuarse a diferentes contextos mediante soluciones tecnológicas.

1.4. Organización de la Tesis

La organización del documento comienza con describir la situación actual del estudio de los principales avances en el desarrollo de soluciones para el estudio del Balance. Seguidamente son descritos cada uno de los elementos técnicos relacionados para dar solución al problema, es decir, protocolos, sensores, algoritmos, entre otros y como estos fueron implementados.

Finalmente son expuestos los resultados, junto con las conclusiones más relevantes, además de proponer trabajos futuros que proyecten este desarrollo en otros ámbitos.

2. Estado del Arte

2.1. Contexto de la problemática

Más de un tercio de la población mayor de 65 años presenta algunos problemas con el balance o deambulación. Los pacientes con trastornos neurológicos o musculo-esqueléticos son aún más propensos a tener problemas de equilibrio que afectan a su movilidad. El control del equilibrio es complejo e implica el mantenimiento de posturas [MH2010], mantener el movimiento y recuperar el equilibrio. El control de balance consiste en controlar el centro de masa del cuerpo entre los límites de estabilidad. Las evaluaciones clínicas del equilibrio pueden ayudar a evaluar el riesgo de caídas y/o determinar las causas de los trastornos del equilibrio subyacente.

La mayoría de las escalas de valoración del equilibrio funcional evalúan el riesgo de caída y la necesidad de rehabilitación, pero no es diferenciado cada uno de los tipos de déficits del balance. Un enfoque de sistema para la evaluación clínica puede diferenciar varios tipos de trastornos del equilibrio y un enfoque fisiológico puede determinar los mecanismos subyacentes sensorio-motoras asociados al trastorno del equilibrio. Las medidas objetivas de equilibrio valiéndose de medios informáticos y sensores inerciales pueden traer más precisión, exactitud y sensibilidad que las pruebas funcionales de equilibrio [CHA+2011].

2.2. Equipamientos para estudio del balance

Algunos de los principales instrumentos utilizados para el estudio del Balance son:

2.2.1. Plataforma de Fuerza Kistler

Es una plataforma de fuerza Gold Standard en lo referente a estabilometría [DON+2012]. Sus dimensiones son 0,4m por 0,6m y consta de cuatro transductores piezoeléctricos situados en las esquinas. Los transductores son capaces de medir las fuerzas de reacción del suelo en los tres ejes, x, y, z, ver Figura (1).

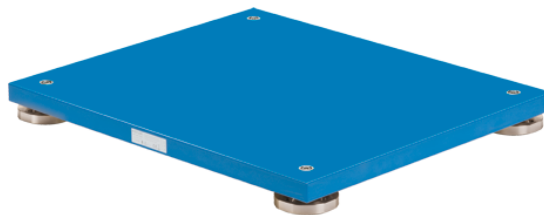


Figura 1: Plataforma de Fuerza Kistler.

Muchos estudios de balance se realizan mediante el registro del comportamiento del centro de presión utilizando plataformas de fuerza. De estos registros se pueden obtener distintos parámetros de estabilometría [SCO+2013].

2.2.2. Balance SD

El Balance SD es un instrumento desarrollado por Biodex [BIO2016] utilizado para la medicina física, especialmente para cualquiera que desee mejorar su equilibrio, aumentar la agilidad, desarrollar el tono muscular y tratar una amplia variedad de patologías asociadas a la pérdida de balance. Es un equipo que cuenta con biofeed-back principalmente visual, pero en nuevas versiones incluye soporte para biofeed-back vibratorio.



Figura 2: Sistema Balance SD.

2.3. Estudio del Balance usando Sensores

En las dos últimas décadas, los sensores de movimiento se han desarrollado en la robótica, industria aeroespacial y en mediciones biomédicas se han utilizado para obtener parámetros de balance [MH2010].

Los acelerómetros y/o giroscopios han sido exitosamente utilizados [MH2010] para el seguimiento de movimiento, detección de caídas, y para la medición de control del balance.

2.4. Revisión de Patentes

EL objetivo de este trabajo es un desarrollo tecnológico, por lo tanto es relevante investigar el panorama en términos de patentes para las invenciones con alcances similares.

Se revisaron los principales sitios de búsqueda de patentes:

- Sitio USA <https://www.uspto.gov/>
- Sitio Europeo <http://www.epo.org/>
- Google Patents <https://patents.google.com/>

La búsqueda se realizó mediante el siguiente código IPC/CPC A65B [COM2014], además se consideraron las palabras claves: balance, IMU, Inertial sensor, Biofeed-back. La búsqueda nos arrojó lo siguiente :

2.4.1. Sitio USA

- **Balance Augmentation Sensors (20150018724) :** Dispositivo para estudiar el balance consiste en una IMU pero con retroalimentación táctil y encapsulado en un dispositivo Weareable (inalámbrico).
- **Angular displacement measuring apparatus (3,950,859):** Referencia a temas como: balance, inclinómetro, péndulo invertido, desplazamiento en el plano.
- **Fall-risk Evaluation and Balance Stability Enhancement System and method (20110251520):** Consiste en un sistema para evaluar el riesgo de caída y tratar el sentido del balance. Todo esto midiendo el COP del sujeto utilizando plataforma de fuerza.

2.4.2. Sitio Europeo

- **Enhanced system and method for assessment of disequilibrium, balance and motion disorders (9149222):** Sistema para medición combinando plataforma de fuerza, cámaras y sensores inerciales para medición del balance.

Los desarrollos que han sido descritos se asemejan principalmente en los conceptos involucrados, la mayoría recoge alguna de las características de la propuesta de solución que será posteriormente descrita en esta Tesis.

Lo más relevante de esta búsqueda es el hecho de no existir una patente que englobe la idea de biofeedback del balance usando sensores inerciales.

3. Marco Teórico

El marco teórico a continuación, permite conocer los conceptos básicos para el entendimiento del desarrollo de este proyecto de Tesis. Partiendo por la definición de los estándares aplicados en los estudios del Balance, junto con definición de términos que comúnmente serán utilizados.

Luego la descripción de los elementos de hardware utilizados, características de sensores, protocolos de comunicación y microcontrolador.

3.1. Estudio y evaluación de Balance

En el estudio del balance postural, los registros representados por los sensores, generalmente se desagregan en el plano Frontal y Sagital denominándolos Antero-Posterior y Medio-Lateral respectivamente.

3.1.1. Sistemas Coordenados

Toda la información obtenida debe estar asociado según un sistema específico de coordenadas estandarizado, que sirva de referencia para la interpretación y comprensión de la información proveniente de las variables cinemáticas asociadas al movimiento humano.

- Planos anatómicos

Plano Sagital: Se toma de referencia el cuerpo humano trazando una línea vertical de referencia que teóricamente cruza el cuerpo por la parte media y central, a modo de plomada imaginaria, esta línea ayuda en la distinción de miembros o elementos en el «lado izquierdo» o «lado derecho» ver Figura 3.

Plano Frontal: Forma un ángulo recto con los planos sagitales. En un ser humano, el plano medio coronal divide el cuerpo en posición de pie en dos mitades (frontal y dorsal, o anterior y posterior) mediante una línea imaginaria que corta ambos hombros ver Figura 3.

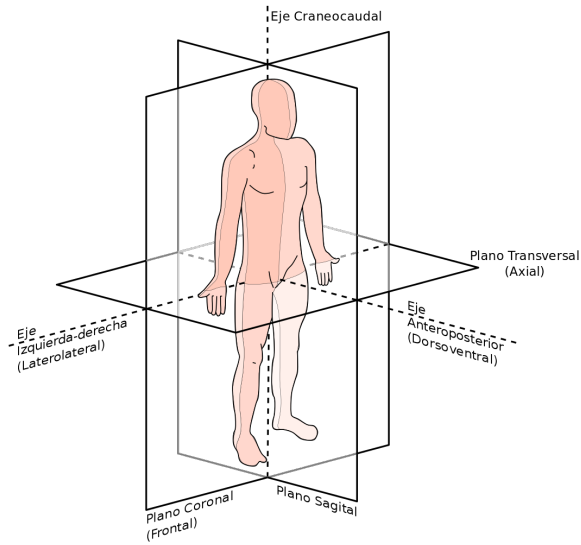


Figura 3: Planos Anatómicos.

- **Ejes del sensor:** Los ejes contenidos en el sensor son expresados en coordenadas X, Y, Z. Según la orientación del sensor cualquiera de sus ejes puede ser paralelo a la gravedad de la tierra, que apunta en sentido positivo hacia el centro de esta.

3.1.2. Cálculo del Centro de Presión

El cálculo del Centro de Presión (COP) en las plataformas de fuerza en general corresponde a la suma de los momentos causados por las cuatro fuerzas de reacción del suelo obtenidas a partir de los sensores piezoeléctricos (sensores de presión/fuerza) tal como lo demuestra la Figura (4).

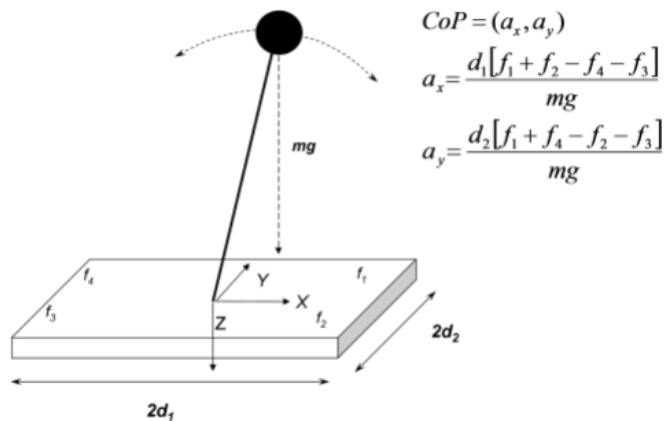


Figura 4: Cálculo COP Plataforma de Fuerza

3.1.3. Modelo Teórico Péndulo Invertido

El centro de masa se define como la posición promedio de todas las partículas de masa que forman un cuerpo. Los movimientos del centro de masa del cuerpo humano durante la posición bípeda son estimados a partir de las mediciones de los movimientos de segmentos articulados del cuerpo.

Por ello se propuso modelar el balance postural como un péndulo invertido asumiendo el cuerpo como una estructura rígida por encima de los tobillos [GAG+2004].

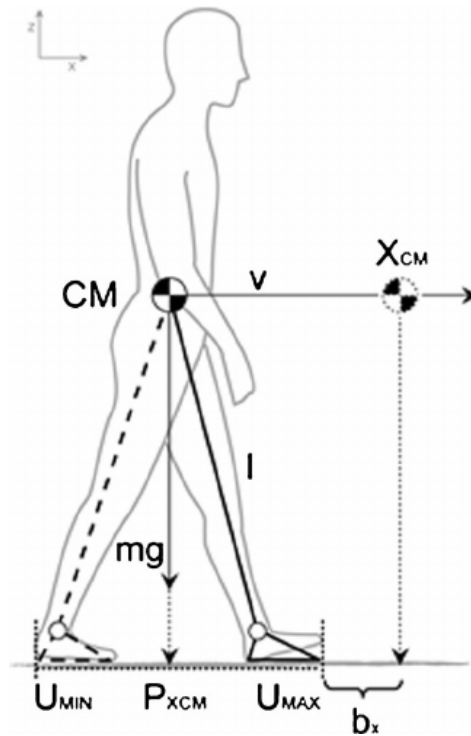


Figura 5: Modelo Péndulo Invertido

Este simple modelo es fuente utilizado tanto para el balance postural en estudios de marcha y/o posición bípeda-quieta.

3.1.4. Estabilometría

Corresponde al estudio COP o determinar deficiencias posturales que dificultan la expresión balance corporal.

Existen estándares respecto a las características necesarias para la medición del COP [SCO+2013].

La normalización de estabilometría acordados por el ISPGR (International Society for Posture and Gait Research) fueron definidas segun un conjunto de características metrológicas para las plataformas estabilométricas. Basándose tanto en la práctica y verificación experimental se acordó que, para obtener una apropiada precisión y sensibilidad.

El registro de variables estabilométricas debe contener:

- El intervalo de adquisición no debe ser inferior a 25s.
- La frecuencia de muestreo debe ser de al menos 50 Hz ($f_s=100\text{Hz}$ óptima).
- Estándares Técnicos Tabla (1):

Tabla 1: Estándares Técnicos Mediciones.

Variable	Valor
Exactitud	$> 0.1 \text{ mm}$
Presición	$> 0.05 \text{ mm}$
Resolución	$> 0.05 \text{ mm}$
Ancho Frecuencia	$0.01\text{--}10 \text{ Hz}$

3.2. Microcontroladores Arduino

Arduino[ARD2013] es una plataforma de hardware de código abierto, basada en una sencilla placa con entradas y salidas, analógicas y digitales, con un entorno de desarrollo basado en el lenguaje de programación C++, donde sus principales características son:

- **Bajo Coste:** Las placas Arduino son relativamente de bajo coste comparadas con otras plataformas microcontroladoras Handy Board, Basic Stamp®. La versión menos cara del módulo Arduino puede ser ensamblada a mano.
- **Multiplataforma:** El software de Arduino se ejecuta en sistemas operativos Windows, Macintosh OSX y GNU/Linux. La mayoría de los sistemas microcontroladores están limitados a Windows.
- **Entorno de programación simple y claro:** El entorno de programación de Arduino es fácil de usar para principiantes, pero suficientemente flexible para que usuarios avanzados puedan aprovecharlo también. Está convenientemente basado en el entorno de programación Processing, de manera que estudiantes aprendiendo a programar en ese entorno estarán familiarizados con el aspecto y la imagen de Arduino.
- **Código abierto y software extensible:** El software Arduino está publicado como herramientas de código abierto, disponible para extensión por programadores experimentados. El lenguaje puede ser expandido mediante librerías C++, y se puede hacer el salto desde Arduino a la programación en lenguaje AVR C en el cual está basado. De forma similar, se puede añadir código AVR-C directamente en los programas Arduino si es deseado.
- **Hardware extensible:** El Arduino está basado en microcontroladores ATMEGA8 y ATMEGA168 de Atmel. Los planos para los módulos están publicados bajo licencia Creative Commons, por lo que diseñadores experimentados de circuitos pueden hacer su propia versión del módulo, extendiéndolo y mejorándolo. Incluso usuarios relativamente inexpertos pueden construir la versión de la placa del módulo para entender cómo funciona y ahorrar dinero.

3.3. Sistema microelectromecánico (MPU6050)

El sistema Microelectromecánico MPU6050[INV2013a], es un dispositivo capaz de medir la velocidad angular y fuerza de gravedad gracias a estar compuesto por Giroscópico y Acelerómetro ambos de 3 ejes. El hecho de poseer estos 2 sensores de movimiento indica que existen al menos 6 grados de libertad para utilizar al momento de obtener las mediciones provenientes de éste.

El MPU6050 está diseñado para realizar seguimiento (Tracking), además posee un bajo consumo, es de bajo costo, y cumple con los requisitos de los teléfonos inteligentes, tabletas y sensores portátiles [INV2013a]. La transmisión de datos con el microcontrolador es realizada únicamente mediante el protocolo I2C, el cual requiere de 2 líneas de conexión una para el envío de datos (SDA) y otra para el clock (SCL), las cuales varían dependiendo del modelo de microcontrolador, junto con la alimentación que consiste en la línea de voltaje (VCC) y conexión a tierra (GND).

El acelerómetro incluido mide el movimiento lineal respecto a cada uno de sus tres ejes ver Figura (6), es decir la aceleración percibida por el movimiento y esta es expresada en proporción a la fuerza de gravedad (veces de g).

El giroscopio mide la rotación alrededor de cada uno de los ejes ver Figura (6), es decir la velocidad angular expresada en $^{\circ}/\text{seg}$.

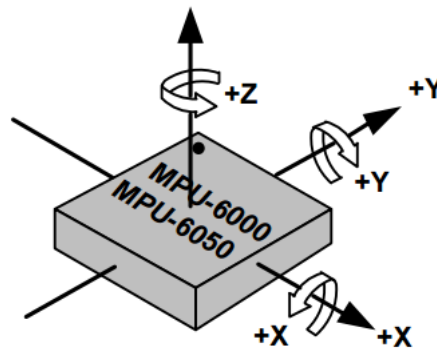


Figura 6: Diagrama MPU6050.

3.3.1. Características Técnicas

- **Rango:** Poseen un rango configurable ambos sensores incluidos, tanto acelerómetro como giroscopio, el rango nos indica el dominio sobre el cual son adquiridos los datos, más concretamente los valores máximos y mínimos donde fluctúan la información obtenida.
- **Sensibilidad:** La sensibilidad describe la mínima variación medible, es decir la razón de cambio entre una variable entrante y el resultado de la variable saliente (ver Tabla (2)).

Tabla 2: Características de los sensores LSB: Bit Menos Significativo.

Acelerómetro		Giroscopio	
Rango (g)	Sensibilidad (LSB/g)	Rango (°/seg)	Sensibilidad (LSB/(°/seg))
±2	16384	±250	131
±4	8192	±500	65.5
±8	4096	±1000	32.8
±16	2048	±2000	16.4

- **Variables:** Las variables entregadas por el Acelerómetro consiste en la aceleración lineal percibida en cada eje expresada en veces de g, y en el Giroscopio corresponde a la velocidad angular dada por la variación de los grados en un instante de tiempo al girar sobre cada eje.
- **Frecuencia de Muestreo:** Nos describe la cantidad de datos que pueden ser obtenidos en un intervalo de tiempo, a su vez nos describe la diferencia temporal entre cada dato.
- **Resolución:** Consiste en la mínima variación generada en la variable medida y la cual los sensores son capaces de informar.

Tabla 3: Resolución de los sensores

Acelerómetro		Giroscopio	
Rango (g)	Resolución (LSB/g)	Rango (°/seg)	Resolución (LSB/(°/seg))
±2	$6,10351562e^{-5}$	±250	$7,633587786e^{-3}$
±4	$1,22070313e^{-4}$	±500	$1,526717557e^{-2}$
±8	$2,44140625e^{-4}$	±1000	$3,048780488e^{-2}$
±16	$4,8828125e^{-4}$	±2000	$6,097560976e^{-2}$

3.3.2. Configuración de MPU6050

Por defecto el MPU6050 viene configurada con los parámetros básicos para realizar la captura de información, lo cual puede ser perfectamente útil según sea el caso de estudio, pero si se desea que los sensores operen en rangos específicos y/o los datos sean obtenidos a frecuencias específicas se debe comprender como llevar a cabo la configuración en cada uno de los registros internos encargados de cada configuración. El mapa de los registros [INV2013b] proporcionado en el sitio de InverSense es buena guía para entender cómo se realiza esta labor.

En el interior del MPU6050 se encuentran más de 70 registros cada uno de 8 Bit, para la configuraciones listadas a continuación se deben usar solo algunos pocos.

- **Configurar frecuencia muestreo:** Para definir la cantidad de muestras que se obtendrán se calcula usando la ecuación:

$$SampleRate = \frac{GyroscopeOutputRate}{(1 + SMPLRT_DIV)} \quad (Eq. 1)$$

En la ecuación (Eq. 1) factores, tales como la velocidad del puerto serial pueden influir en el resultado, el registro **SMPRT_DIV** es de 8 Bit entonces admite valores entre 0 y 255, el valor de *GyroscopeOutputRate* depende directamente del estado del filtro pasa-bajo, en caso de estar desactivado, el valor de *GyroscopeOutputRate* sería 8Khz, en cambio si está activado el *GyroscopeOutputRate* tomaría el valor de 1Khz con lo cual haciendo los cálculos necesarios al estar desactivado el filtro pasa-bajo la frecuencia de muestreo variará entre las 8000 y 31 muestras/seg de forma teórica, al contrario en caso de estar activado el filtro, la fórmula para el cálculo de la frecuencia de muestreo fluctuaría entre las 1000 y 3.9 muestras/seg, por cada una de las 6 variables del sensor.

Nota: Hay que tener en consideración que el valor obtenido para la frecuencia de muestreo es válido principalmente para el giroscopio, ya que para el acelerómetro es como máximo un 1Khz, por ende si la frecuencia de muestreo es mayor a 1Khz se pueden repetir valores en la salida del acelerómetro.

- **Configurar Giroscopio:** El registro **GYRO_CONFIG** permite el cambio de los rangos para la obtención de la velocidad angular, con lo cual aumentamos o disminuimos de forma inversa la sensibilidad del Giroscopio. En el interior de este registro específicamente en los bits 3 y 4 del registro deben ser ingresados los valores en binario de los números 0, 1, 2 o 3 para configurar los cuatro rangos disponibles 250°/seg, 500°/seg, 1000°/seg y 2000°/seg. respectivamente.

- **Configurar Acelerómetro:** La configuración para el rango del acelerómetro se realiza de forma similar, solo que en cambio es utilizado el registro ACCEL_CONFIG, en donde también los bits 3 y 4 corresponden a los valores en binario de 0, 1, 2 o 3 que representan $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$, $\pm 16g$ respectivamente.

3.3.3. Obtención mediciones Giroscopio y Acelerómetro

Luego de realizar la configuración de los registros del MPU6050, se deben leer ciertos registros para la obtención de la información del movimiento registrado por los sensores inerciales:

- **Obtención de la Velocidad Angular:** Para obtener la variación del ángulo por unidad de tiempo medida por el giroscópico, deben ser leídos 6 registros en donde son usados por cada eje medible 2 registros de 8 bit,

Tabla 4: Registros mediciones Giroscopio.

Eje	Registro	Dirección (Hex)	Registro	Dirección (Hex)
X	GYRO_XOUT_H	0x43	GYRO_XOUT_L	0x44
Y	GYRO_YOUT_H	0x45	GYRO_YOUT_L	0x46
Z	GYRO_ZOUT_H	0x47	GYRO_ZOUT_L	0x48

Posteriormente de ser leídos ambos registros de cada eje estos deben ser sumados usando aritmética binaria en donde el valor obtenido del primer registro leído le es aplicado un corrimiento de 8 bit para luego sumar el segundo obtenido, además se utiliza el complemento a 2 para la obtención de valores negativos, que genera como dato resultante un valor de entre aproximadamente $\pm 2^{15}$, este valor resultante debe ser dividido según la sensibilidad asociada a el rango escogido del giroscopio, para transformar el dato RAW del giroscopio y obtener la información física en ($^{\circ}$ /seg).

- **Obtención de la Aceleración:** Para obtener la información del acelerómetro al igual que en Giroscopio deben ser leídos los 6 pertenecientes a las mediciones:

Tabla 5: Registros mediciones Acelerómetro.

Eje	Registro	Dirección (Hex)	Registro	Dirección (Hex)
X	ACCEL_XOUT_H	0x3B	ACCEL_XOUT_L	0x3C
Y	ACCEL_YOUT_H	0x3D	ACCEL_YOUT_L	0x3E
Z	ACCEL_ZOUT_H	0x3F	ACCEL_ZOUT_L	0x40

Para luego unir los registros y usar el complemento a 2 acorde a cada eje, cada uno de estos valores deben ser divididos según el rango escogido, que determina la sensibilidad a usar para obtener la información física de la aceleración.

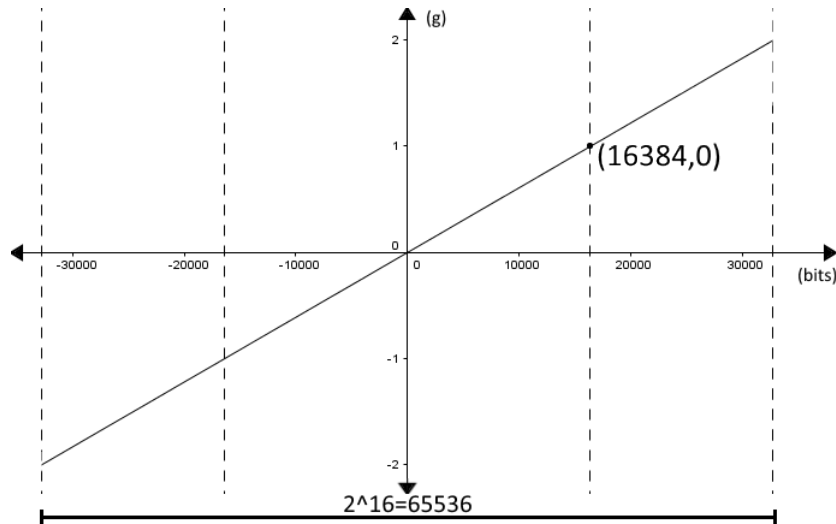


Figura 7: Ejemplo curva calibración $\pm 2g$.

3.4. Protocolo de Comunicación I²C

La comunicación entre el sensor MPU6050 y Arduino se entabla mediante el protocolo I²C.

El protocolo I²C fue desarrollado en 1982 por Philips Semiconductors (hoy NXP Semiconductors) para la comunicación interna entre circuitos integrados como por ejemplo juegos de CD y televisiones.

Las principales características del protocolo de Comunicación I²C [SEM2014] son:

- Solo dos líneas para la comunicación son necesarias; una línea para la información serial (SDA) y otra para el reloj serial (SCL).
- Cada dispositivo conectado al bus es direccionado por software por un ID único y usando relación Esclavo/Maestro todo el tiempo.
- Posee un sistema de detección de colisiones lo que permite usar el modo multi-maestro previniendo la corrupción de los datos si dos o más maestros comienzan a transferir datos de forma simultánea.
- Orientado a transferencias de datos en 8-bit de forma bi-direccional pueden ser realizadas hasta los 100 kbit/s en el modo Estándar, hasta 400 kbit/s en el modo Rápido, hasta 1 Mbit/s en el modo Mas Rápido, o hasta 3.4 Mbit/s en el modo de Alta-Velocidad.

- En el chip de filtrado se rechazan los picos en la línea de datos del bus de preservar la integridad de datos.

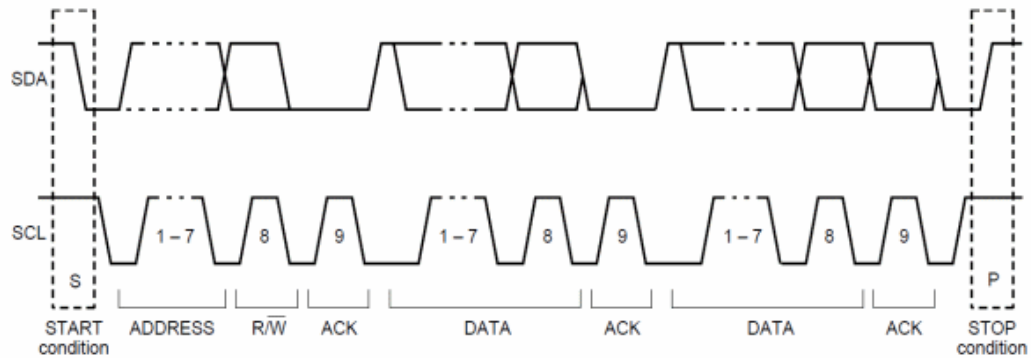


Figura 8: Diagrama I²C.

3.5. Framework QT

Qt es un Framework basado en C++ [QT2015], tiene disponibilidad multiplataforma-escritorio, móvil y sistemas embebidos. Posee las bibliotecas bases de C++ junto a librerías y herramientas de desarrollo propias de Qt, en donde se incluye IDE Qt Creator, y herramientas de productividad. El entorno de desarrollo (IDE) del framework de C++ Qt es Qt Creator en donde se incluyen las herramientas para la administración de los ficheros .h y .cpp usados en C++ junto con las opciones de compilación, ejecución y depuración del software.

En base a los conceptos y teoremas expuestos en el Marco Teórico se lleva a cabo la investigación y desarrollo para dar solución a la problemática que presenta esta Tesis.

4. Desarrollo Dispositivo de BioFeed-Back

4.1. Introducción

En este capítulo se describe la solución y su respectivo desarrollo. El sistema consta principalmente de un microcontrolador Arduino, un sensor inercial y un software que permite el registro de variables cinemáticas y Bio-realimentación (registro en tiempo real y representación visual) de la posición, ver Figura (9).

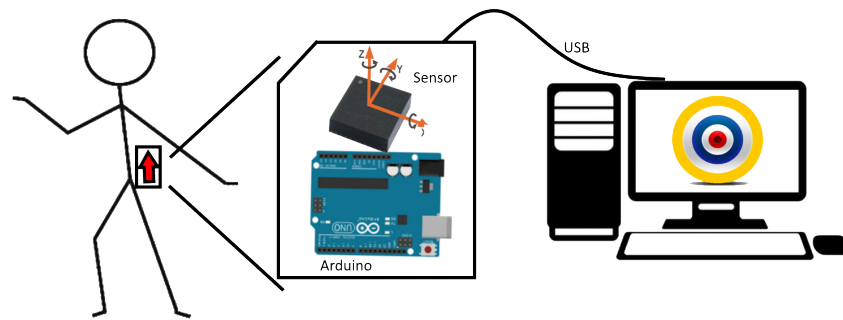


Figura 9: Esquemático general de la solución propuesta.

El sistema es definido y contrastado a partir del equipamiento existente en el Departamento de Kinesiología. Para evaluación y realimentación de Balance, es decir, plataforma de fuerza Kistler.

En lo referente a hardware, se utilizó un sensor inercial MPU6050, el cual es ubicado en el sujeto de prueba en una posición aproximada al centro de masa (aprox. 55 % de la altura). Este sensor es el encargado de capturar el movimiento generado por el sujeto la cual es enviada a través del microcontrolador Arduino al software (PC) mediante conexión serial (USB). El software procesa la información (velocidad angular y aceleración lineal) para obtener el ángulo y desplazamiento, posteriormente permite el tratamiento de la información utilizando interfaces gráficas.

4.2. Programación del Microcontrolador

Uno de los primeros pasos en el desarrollo de la solución consiste en utilizar el IDE de Arduino para realizar la programación inicial del microcontrolador. La conexión del sensor MPU6050 permite la configuración y uso del sensor. Para la configuración del MPU 6050 se definen ciertos registros descritos en la página 13 apartado 3.3.2, además de precisar el formato de envío para despliegue de la información proveniente del sensor, consta de una línea con 6 datos separados por espacios.

La programación del microcontrolador se describe en la figura(10). En el ciclo de ejecución de Arduino se requiere la configuración del sensor MPU6050. La configuración consta de 4 parámetros fundamentales: Frecuencia de Muestreo, Filtro pasa bajo, rango Acelerómetro, rango Giroscopio. Posteriormente comienza el envío de la información al software (PC) via Serial.

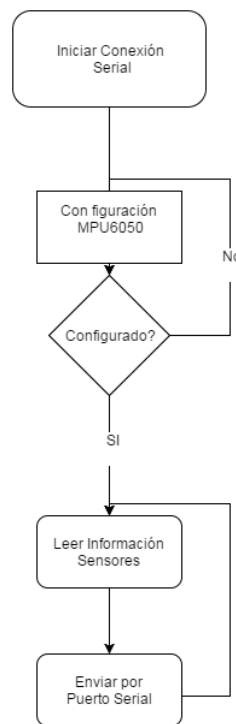


Figura 10: Diagrama Código Arduino.

Finalizada la configuración se procede a la lectura de los registros para obtener los valores crudos RAW, tanto del acelerómetro como giroscopio. Finalmente se envía mediante comunicación serial el valor expresado en su unidad física correspondiente.

4.3. Requisitos Funcionales Software

- El sistema debe ser capaz de registrar (aceleración lineal, velocidad angular, posición angular). Procesarlas y realizar análisis Biomecánico. Además debe procesar los registros para obtener una proyección del Centro de Masa.
- El sistema debe ser capaz de representar en Tiempo Real el desplazamiento del centro de masa.
- El sistema debe permitir la generación de reportes, con todas las variables estudiadas y analizadas durante la prueba (aceleración lineal, velocidad angular, posición angular, desplazamiento), exportar datos crudos, generar gráficos e informes.
- El sistema debe permitir la configuración de los sensores, ajustar su sensibilidad rango.
- Se debe permitir la configuración de parámetros propios del uso del sistema. Por ejemplo: orientación del sensor, altura, tiempo de prueba, etc.
- En lo referente a presentación de resultados, debe ser posible calcular estadísticos, como media, desviación estándar y junto con los valores máximos y mínimos.

4.4. Requisitos No funcionales

- El sistema debe presentar una interfaz clara y sencilla, tanto en el manejo, como para la presentación de resultados.
- El sistema debe tener un nombre representativo.
- El sistema debe permitir análisis usando los gráficos y mostrando los cambios (recortes o ajustes) en tiempo real.
- El sistema debe ser flexible, permitiendo su uso en otras aplicaciones.

4.5. Registro de variables cinemáticas

El ángulo de inclinación modelo péndulo invertido[GAG+2004] es la variable fundamental de este sistema. Para efectos de análisis o representación final, a partir de las variaciones de aceleración lineal y velocidad angular detectadas por los sensores se realiza el cálculo del ángulo, que para efectos de pruebas es un indicador equivalente a la inclinación que ha realizado el sujeto que es proporcional a la inclinación del sensor.

4.5.1. Referencia Dispositivo y Sensor

El dispositivo cuenta con una referencia para indicar hacia donde se encuentran cada uno de sus ejes. La idea para referenciar el sensor presentada a continuación fue con el objetivo de simplificar y permitir la mayor versatilidad al momento de instalar el sensor y realizar mediciones.

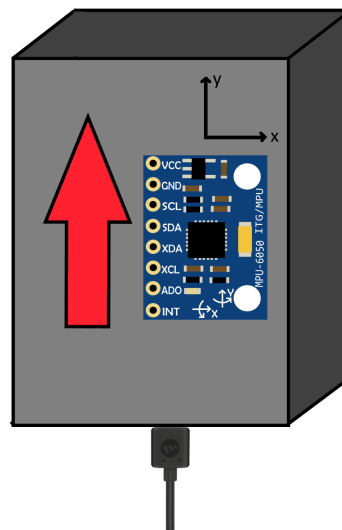
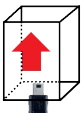
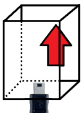
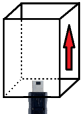
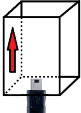
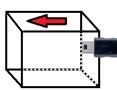
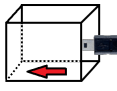


Figura 11: Diagrama Referencia Dispositivo.

Tal como se muestra en la Figura 11, la flecha roja de referencia apunta paralelamente, en el sentido positivo del eje y (MPU6050). Esta referencia se debe considerar al momento de realizar la instalación en el sujeto y en análisis posteriores de los datos entregados por el sensor (acelerómetro y giroscopio).

El listado de orientaciones predefinidas para referencia del sensor, junto con su diagrama de orientación esta listado en la tabla siguiente.

Tabla 6: Tabla listado de orientaciones pre-configuradas.

Orientación	Diagrama
Vertical Atrás	
Vertical Frente	
Vertical Derecha	
Vertical Izquierda	
Horizontal Arriba	
Horizontal Abajo	

En el software se encuentra un listado de orientaciones presentados en la Tabla 6. Al momento de realizar alguna prueba la orientación debe estar acorde en el Antero-Posterior/Medio-Lateral que se registrará en el sujeto.

4.5.2. Cálculo Ángulo con Acelerómetro

Es posible usar el acelerómetro como inclinómetro. Este nos entrega el ángulo con gran exactitud espacial.

Para la obtención del ángulo se debe tener en consideración la orientación del dispositivo. Las orientaciones inicialmente disponibles (ver Tabla 6) y la ecuación que describe las variables a utilizar en cada una de ellas se listan a continuación ver Tabla 7.

Tabla 7: Tabla cálculo ángulo usando Acelerómetro.

Orientación	Ángulo Medio-Lateral	Ángulo Antero-Posterior
Vertical Atrás	$\tan \left(\frac{-aceleracionX}{\sqrt{aceleracionZ^2 + aceleracionY^2}} \right)$	$\tan \left(\frac{aceleracionZ}{\sqrt{aceleracionX^2 + aceleracionY^2}} \right)$
Vertical Frente	$\tan \left(\frac{aceleracionX}{\sqrt{aceleracionZ^2 + aceleracionY^2}} \right)$	$\tan \left(\frac{-aceleracionZ}{\sqrt{aceleracionX^2 + aceleracionY^2}} \right)$
Vertical Derecha	$\tan \left(\frac{-aceleracionZ}{\sqrt{aceleracionX^2 + aceleracionY^2}} \right)$	$\tan \left(\frac{-aceleracionX}{\sqrt{aceleracionZ^2 + aceleracionY^2}} \right)$
Vertical Izquierda	$\tan \left(\frac{aceleracionZ}{\sqrt{aceleracionX^2 + aceleracionY^2}} \right)$	$\tan \left(\frac{aceleracionX}{\sqrt{aceleracionZ^2 + aceleracionY^2}} \right)$
Horizontal Arriba	$\tan \left(\frac{aceleracionY}{\sqrt{aceleracionX^2 + aceleracionZ^2}} \right)$	$\tan \left(\frac{-aceleracionX}{\sqrt{aceleracionY^2 + aceleracionZ^2}} \right)$
Horizontal Abajo	$\tan \left(\frac{aceleracionY}{\sqrt{aceleracionX^2 + aceleracionZ^2}} \right)$	$\tan \left(\frac{aceleracionX}{\sqrt{aceleracionY^2 + aceleracionZ^2}} \right)$

4.5.3. Cálculo Ángulo con Giroscopio

Para el cálculo del ángulo de inclinación a partir de las velocidades angulares entregadas por el Giroscopio (ω). Utilizando integración numérica a partir de las diferencias temporales de la velocidad angular (dt) se obtiene la posición angular (ángulo de inclinación).

La velocidad angular para describir el ángulo Antero-Posterior/Medio-Lateral es relacionado directamente con la orientación del dispositivo, por ende en la Tabla (8) se lista la velocidad angular utilizada para cada caso.

Tabla 8: Tabla Velocidad angular según orientación Giroscopio.

Orientación	Medio-Lateral	Antero-Posterior
Vertical Atrás	$\omega = -GiroscopioZ$	$\omega = -GiroscopioX$
Vertical Frente	$\omega = GiroscopioZ$	$\omega = GiroscopioX$
Vertical Derecha	$\omega = GiroscopioX$	$\omega = -GiroscopioZ$
Vertical Izquierda	$\omega = -GiroscopioX$	$\omega = GiroscopioZ$
Horizontal Arriba	$\omega = GiroscopioX$	$\omega = GiroscopioY$
Horizontal Abajo	$\omega = -GiroscopioX$	$\omega = GiroscopioY$

4.5.4. Ventajas y desventajas

El Acelerómetro es demasiado sensible a variaciones en la aceleración en cualquiera de sus 3 ejes. Estas variaciones pueden no ser producto tan solo de la fuerza gravitacional, por ende son generadas medidas erráticas debido a los cambios de aceleración constantes al girar/mover la IMU.

A partir de la variación de velocidad angular se puede obtener una aproximación bastante precisa de la diferencia de ángulos en cada instante. El Giroscopio no posee una referencia del origen de la mediciones(ángulo inicial), por lo tanto es difícil de contrastar la información con el movimiento realizado. La falta de una referencia inicial dificulta enormemente la interpretación. Con el tiempo los datos capturados por el Giroscopio comienzan a acumular un pequeño error, a estos errores acumulados se les conoce como drift o deriva.

4.6. Métodos implementados para obtención del Ángulo

En el software se implementaron 3 algoritmos: (a) Sin filtro, (b) Filtro de Kalman y (c) Filtro Complementario (ver Figura 12), los cuales serán descritos y explicados a continuación.

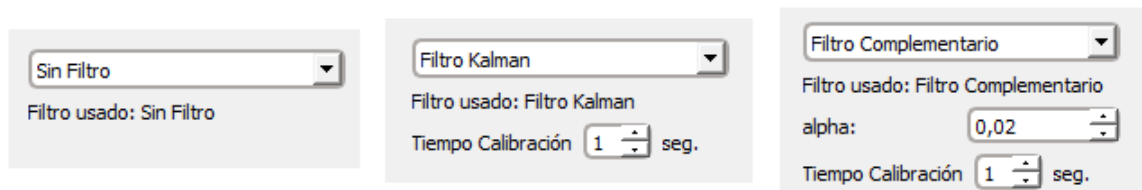


Figura 12: Selector de filtros en Software.

4.6.1. Sin Filtro

El punto de partida para el cálculo del ángulo consiste en la implementación tan solo usando el acelerómetro. Esta implementación es la base para cada uno de los filtros.

A partir de la fórmula de la tangente, según la orientación escogida son conjugados los ejes leídos directamente de los sensores, con el fin de aplicar la formula en el sentido que corresponda tal como muestra la Tabla 7.

Para el análisis del desplazamiento del centro de masa se requiere que el ángulo obtenido sea preciso, para ello se estudiaron e implementaron 2 filtros que permiten la integración de aceleración lineal con velocidad angular.

Con el ángulo obtenido a partir del acelerómetro, existe la opción de agregar más información para corregir/mejorar la aproximación.

4.6.2. Descripción Filtro Complementario

El Filtro complementario es ampliamente usado en unidades inerciales y sistemas de visión. Esta basado en Kalman de estado estacionario para una cierta clase de problemas de filtrado [CAV2010].

Está compuesto por la unión de dos filtros diferentes:

- **Filtro Pasa-Bajo:** Se usa para eliminar las frecuencias altas del acelerómetro, por lo cual dejamos pasar bajo ciertas frecuencias, para eliminar el ruido detectado por el cambio de aceleración (vibración principalmente) en los ejes del acelerómetro.
- **Filtro Pasa-Alto:** Se aplica en las mediciones obtenidas por el giroscopio, para eliminar el drift acumulado en el tiempo, dejando pasar solo las de una frecuencia más alta.

Todo lo anterior queda descrito usando la siguiente Ecuación (Eq. 2):

$$anguloActual = (1 - \alpha) * (anguloAnterior + \omega * dt) + (\alpha) * anguloAcelerometro \quad (Eq. 2)$$

Donde cada de las variables representa lo siguiente:

- *anguloAcelerometro*: El ángulo calculado mediante la aceleración obtenida por el Acelerómetro.
- ω : Es la velocidad angular obtenida por el Giroscopio que hemos calculado previamente.
- *dt*: Corresponde a la variación en segundos desde la última vez que se aplicó el filtro para calcular el ángulo.
- α : Representa la contribución realizada por cada ángulo, Si α es igual 0 el cálculo del ángulo se realiza con el giroscopio en caso contrario α igual a 1 corresponde al ángulo del acelerómetro.

4.6.3. Implementación Filtro Complementario

Se posee un acelerómetro que entrega ángulos con referencia en la posición del sensor, pero muy susceptible a la variación de cambios de aceleración del éste y en cambio un giroscopio que permite calcular la variación de ángulo (usando integración numérica), pero sin tener una clara referencia de la posición donde está el sensor (ángulo inicial).

Para unificar la información proveniente de ambos sensores existe un filtro, que nació principalmente de la práctica, conocido como el Filtro Complementario [CAV2010]. El filtro requiere un ángulo de punto de partida y para esto se utiliza el acelerómetro para recoger el ángulo inicial, ya que, al poseer la referencia de la gravedad, se obtiene el ángulo inicial para las posteriores iteraciones del filtro.

A partir de la ecuación del Filtro Complementario (Eq. 2), los parámetros necesarios para el cálculo del ángulo usando este filtro, corresponden a los ángulos previamente calculados usando este mismo filtro y a su vez el Ángulo del acelerómetro que se calcula según la orientación ver Tabla 7. Entonces el parámetro nuevo a considerar es la velocidad angular ω que debe ser utilizada según la orientación del dispositivo ver Tabla 8, junto con la nueva diferencia entre las muestras (dt).

4.6.4. Descripción Filtro de Kalman discreto

El filtro de Kalman es un estimador lineal, insesgado y óptimo del estado de un proceso. En él se ha impuesto la condición de que el proceso a ser estimado es regido por una dinámica lineal y que el ruido que lo perturba es blanco y gaussiano. Aun cuando la condición del comportamiento probabilístico gaussiano del ruido se omite, el filtro de Kalman sigue siendo el mejor filtro recursivo lineal (error de menor varianza) e insesgado [CAV2010].

Su propósito es emplear las mediciones obtenidas en un período de tiempo que a su vez son afectadas por variaciones aleatorias (ruido) junto con el conocimiento del comportamiento del sistema, para producir estimaciones que tiendan a estar más cerca del valor real del proceso en cuestión. Todas las mediciones y cálculos basados en modelos son aproximaciones en cierto grado obtenidas a partir de datos ruidosos provenientes de los sensores.

EL filtro de Kalman posee flexibilidad para ser utilizado tanto en tiempo continuo o en tiempos discretos.

El Filtro consiste en 2 estados Predicción y Actualización.

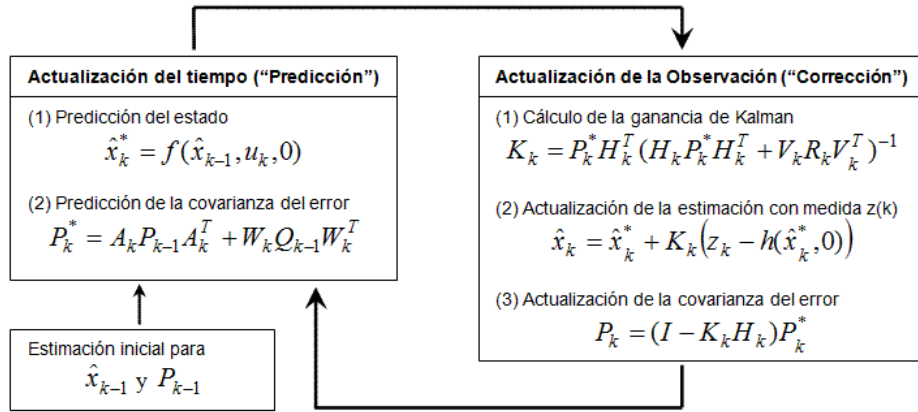


Figura 13: Diagrama estados Filtro Kalman.

4.6.5. Implementacion Filtro de Kalman discreto

A partir de la información proveniente de las mediciones del Proceso de captura de información cinemática, se intenta obtener el ángulo, con la premisa que el filtro retornará el mínimo error por las fluctuaciones entrantes del ruido en las mediciones obtenidas.

La implementación realizada se basa en el uso de las librerías de C++ propuesta en [LAU2012]. Su implementación es sencilla, y los parámetros necesarios son exactamente los mismos utilizados por el filtro complementario.

Los parámetros de entradas para la utilización del filtro son los mismos descritos en las tablas 7 y 8. Debe ser considerado el *nuevoAngulo* entregado mediante el acelerómetro y además la *nuevaVelocidadAngular* obtenida por el giroscopio, junto con la diferencia de tiempo dt , que corresponden a exactamente los mismos datos usados por el filtro complementario.

4.6.6. Comparativa de Métodos

Luego de la integración de los filtros en el Software es posible utilizar el deseado para la prueba, pero se deben tener en consideración las ventajas de usar los filtros implementados. A continuación se realizó una breve comparativa para ver el comportamiento entre el cálculo del ángulo sin utilizar filtros, usando filtro complementario y Kalman para la obtención durante la misma prueba.

Para comparar la precisión de los métodos, se realizó una prueba controlada, midiendo el ángulo con un inclinómetro analógico. La prueba consistió en mantener un ángulo determinados segundos, para luego cambiar a otro.

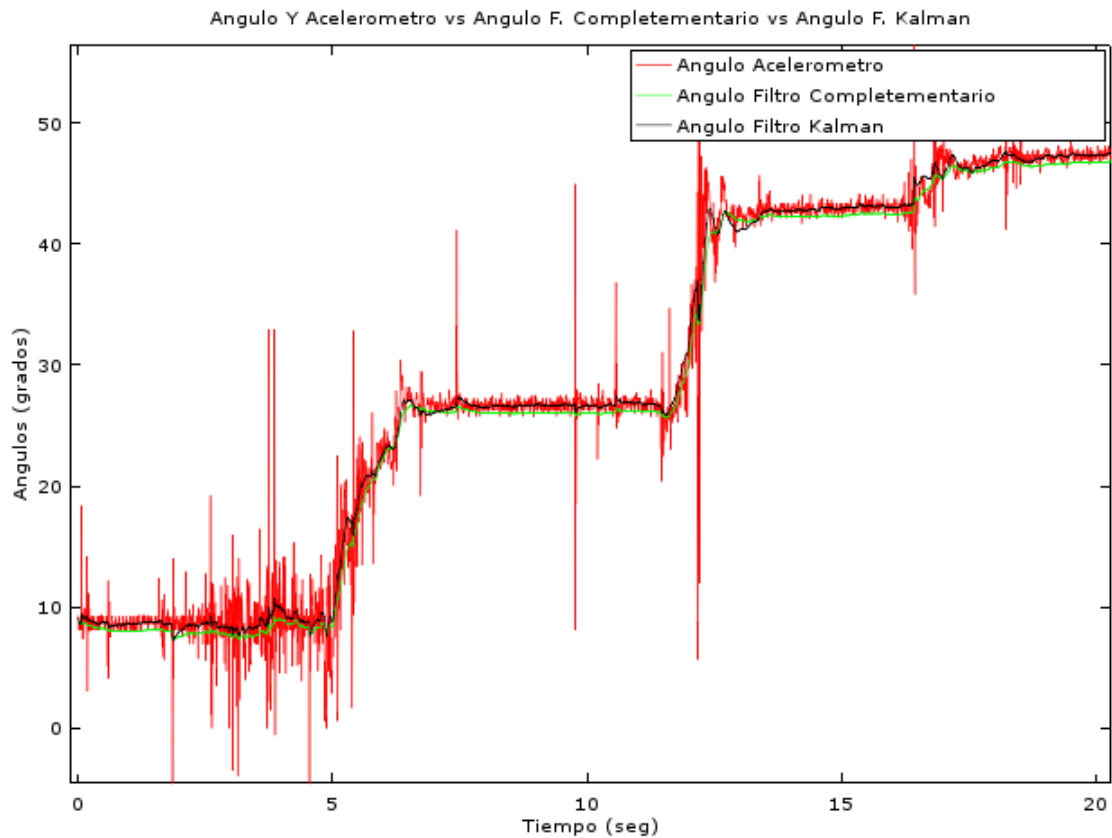


Figura 14: Comparativa Angulo Acelerómetro vs Filtro Kalman vs Filtro Complementario.

La Figura 14 demuestra la gran corrección que realizan los filtros, eliminando el ruido producido de los pequeños cambios de aceleración.

- **Cálculo del ángulo sin usar filtros:** En el gráfico de la Figura 14 se aprecia el nivel de ruido al usar solo el acelerómetro para cálculo del ángulo. Al mantener un ángulo específico este se encuentra en constante variación.
- **Aplicando filtros:** El uso del filtro mejora considerablemente el nivel de ruido, pero a su vez si son comparados ambos filtros disponibles (Kalman y Complementario), estos tienen un comportamiento similar y se dejan ambos implementados para ser seleccionados por el usuario.

Para efectos de análisis posteriores se utilizará el filtro de Kalman.

4.6.7. Ángulo Calculado vs Ángulo Esperado

El ángulo entregado por el dispositivo puede ser afectado por cualquier tipo de inclinación. Esta inclinación puede ser propia del IMU o la caja contenedora. Por ello es importante utilizar algún método para contrastar.

La metodología de prueba consistirá en ubicar el dispositivo en 4 ángulos distintos, midiendo con ambos instrumentos (Dispositivo y Inclinómetro Analógico).

Para contraste se realizaron 2 tipos de pruebas, en ambos tipos de pruebas se comenzará desde el ángulo más pequeño hasta llegar al mayor, para luego retroceder hasta el ángulo más pequeño. El objetivo además de comparar la exactitud del ángulo escogido es analizar si existe una diferencia significativa al volver a los ángulos iniciales.

- **Ángulos pequeños:** 1, 3, 5, 7.
- **Ángulos grandes:** 1, 20, 40, 45.

4.6.8. Ángulo Calculado vs Ángulo Esperado Antero-Posterior

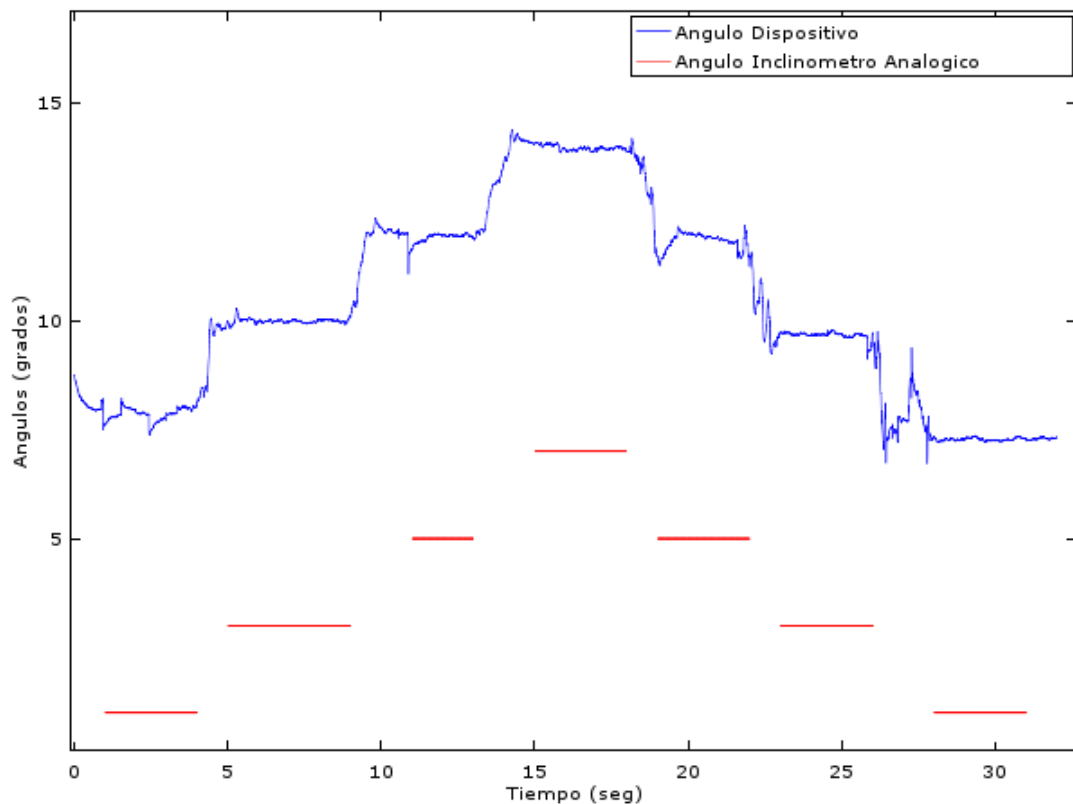


Figura 15: Comparativa diferencia ángulos pequeños Antero-Posterior.

Tabla 9: Comparativa diferencia ángulos pequeños Antero-Posterior.

Inclinómetro Análogo (Ángulo (°))	Dispositivo (Ángulo Promedio (°))	Diferencia
1	7.8585	6.8585
3	9.9950	6.9950
5	11.918	6.918
7	13.970	6.970
5	11.826	6.826
3	9.6687	6.6687
1	7.2764	6.2764

Tabla 10: Comparativa diferencia ángulos grandes Antero-Posterior.

Inclinómetro Análogo (Ángulo (°))	Dispositivo (Ángulo Promedio (°))	Diferencia
1	7.9199	6.9199
20	26.092	6.092
40	42.296	2.296
45	46.731	1.731
40	42.694	2.694
20	25.042	5.042
1	6.8771	5.8771

Como muestran la Figura 15 y la Tabla 9 para los ángulos pequeños existe una diferencia de 6 grados para todos los casos. Lo que nos da a entender que el dispositivo se encuentra inclinado en 6 grados.

Si analizamos los ángulos grandes y las diferencias expuestas en la Tabla 10 para estos ángulos la diferencia disminuye al aumentar el ángulo medido.

4.6.9. Ángulo Calculado vs Ángulo Esperado Medio-Lateral

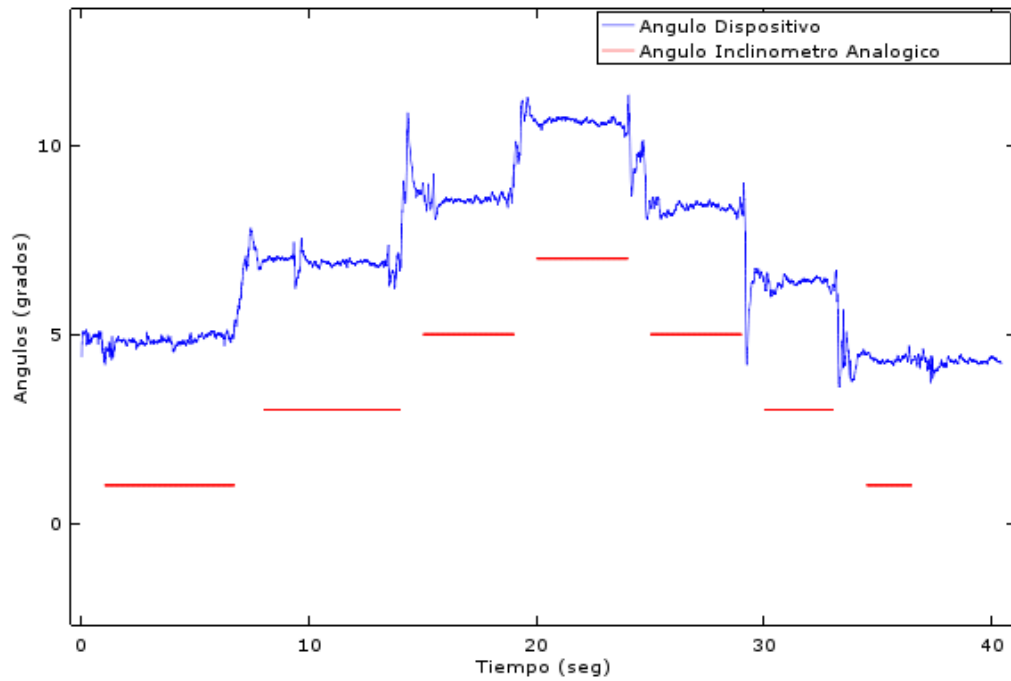


Figura 16: Comparativa diferencia ángulos pequeños Medio-Lateral.

Tabla 11: Comparativa diferencia ángulos pequeños Medio-Lateral.

Inclinómetro Análogo (Ángulo (°))	Dispositivo (Ángulo Promedio (°))	Diferencia
1	4.8264	3.8264
3	6.8912	3.8912
5	8.5621	3.5621
7	10.618	3.618
5	8.3565	3.3565
3	6.3586	3.3586
1	4.3344	3.3344

Tabla 12: Comparativa diferencia ángulos grandes Medio-Lateral.

Inclinómetro Análogo (Ángulo (°))	Dispositivo (Ángulo Promedio (°))	Diferencia
1	3.5983	2.5983
20	22.313	2.313
40	40.628	0.628
45	46.034	1.034
40	40.589	0.589
20	21.933	1.933
1	2.5951	1.5951

En la Figura 16 y la Tabla 11 el dispositivo se encuentra con unos grados más que el inclinómetro, que a la vez son en su mayoría constantes dentro del rango de entre 3 y 4 grados de diferencia entre ambos instrumentos.

Para la Tabla 12 de ángulos grandes, la diferencia mayor es de almenos 2.5 grados.

4.7. Cálculo del Desplazamiento del Centro de Masa en el plano

Basado en la premisa que la posición bípeda-quieta puede ser representada como un péndulo invertido[GAG+2004], entonces el movimiento pendular de un sujeto en las coordenadas antero-posterior y medio-lateral puede ser obtenida a partir de relaciones geométricas(trigonometría), con ello obtener el desplazamiento.

4.7.1. Proyección del ángulo

Para obtener la distancia proyectada en el eje horizontal (proyección del COM en el plano), la altura h consiste en la distancia desde el suelo hasta donde fue puesto el sensor. Esta altura es equivalente a la hipotenusa de un triángulo rectángulo, como se muestra en la Figura (17). Mediante la ecuación (Eq. 3) obtenemos la proyección en el plano horizontal (d). La distancia d corresponde al desplazamiento del centro de masa estimado.

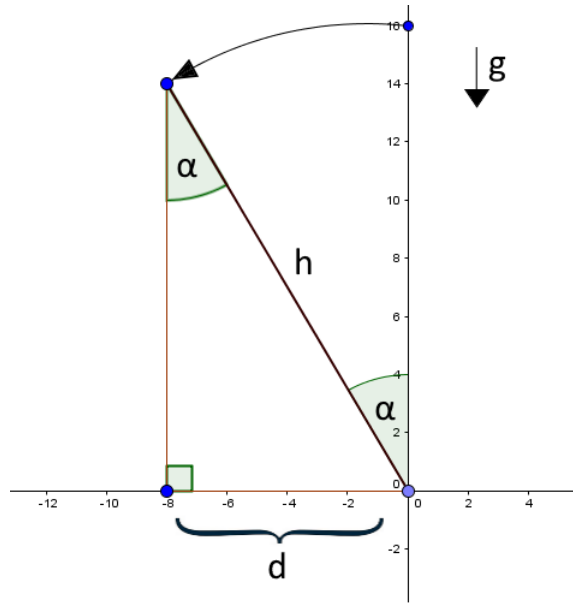


Figura 17: Ejemplo cálculo Proyección Ángulo.

$$d = \sin(\alpha) * h \quad (\text{Eq. 3})$$

4.7.2. Recorrido curvo del ángulo

La longitud del arco generado por el ángulo puede ser considerado como el desplazamiento del centro de masa, por ello fue implementado como un método de cálculo.

En base al modelo de péndulo invertido [GAG+2004] el recorrido curvo corresponde al desplazamiento angular del péndulo.

El arco corresponde a la proporción del perímetro de la circunferencia en términos del ángulo α (ver Ecuación Eq. 4).

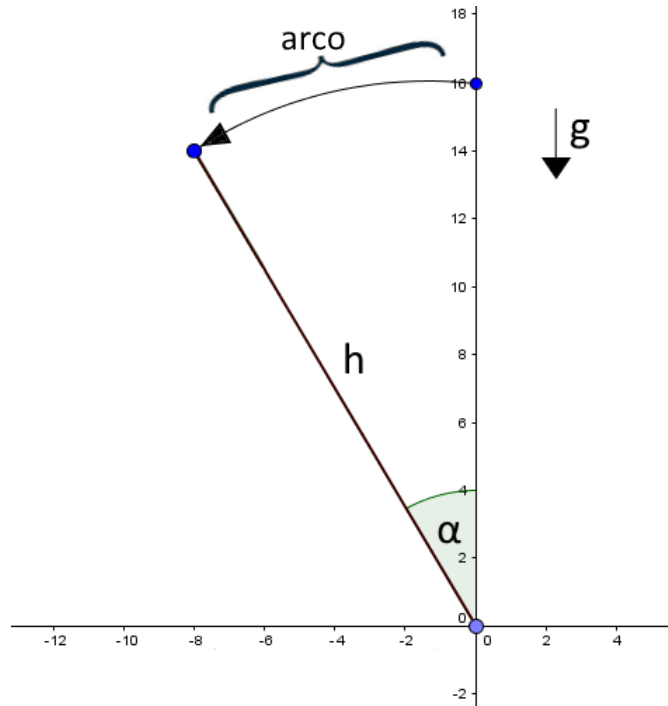


Figura 18: Ejemplo cálculo Recorrido Curvo.

$$arco = \left(\frac{\alpha * 2\pi}{360} \right) * h \quad (\text{Eq. 4})$$

4.7.3. Comparación métodos Cálculo Desplazamiento

Para comparar el desplazamiento real del COM y el desplazamiento proyectado en el plano se realiza un ejemplo para un COM ubicado a 1m. del suelo.

A continuación se presenta una tabla con valores de ejemplo para comparar el comportamiento de las dos fórmulas para el cálculo del desplazamiento, y además un gráfico para comparar la diferencia entre ellos.

Ángulo	Recorrido (arco)	Proyección (d)	Diferencia
0	0.00000	0.00000	0.00000
10	17.45329	17.36482	0.08847
20	34.90659	34.20201	0.70457
30	52.35988	50.00000	2.35988
40	69.81317	64.27876	5.53441
50	87.26646	76.60444	10.66202
60	104.71976	86.60254	18.11721
70	122.17305	93.96926	28.20379
80	139.62634	98.48078	41.14556
90	157.07963	100.00000	57.07963

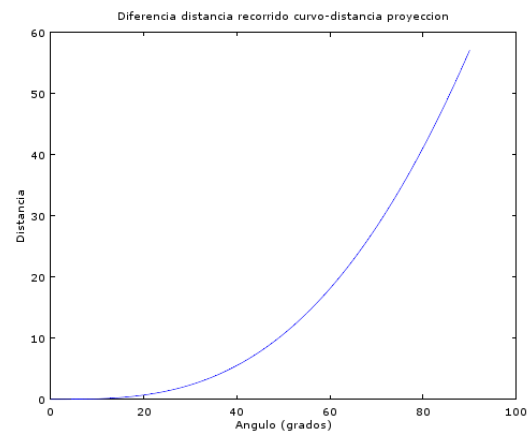


Figura 20 & Tabla 12: Comparación Recorrido Curvo - Proyección

Al comparar los métodos anteriormente mencionados para el cálculo del desplazamiento Recorrido Curvo y Proyección, estos se comportan de forma similar en ángulos pequeños ($d \approx \sin \alpha$). Pero a medida que el valor del ángulo comienza a crecer se incrementa la diferencia, debido a que la distancia calculada mediante el recorrido curvo es mayor frente a la obtenido por proyección.

Por lo tanto se debe tener en consideración al momento de escoger con que método se realizará el cálculo, ya que con ambos se puede interpretar el desplazamiento. Para el estudio del balance los ángulos varían entre ($\pm 3^\circ$), con lo cual según los análisis expuestos anteriormente ambos métodos se comportan de forma similar en ese rango. Dicho esto de ahora en adelante cuando sea realizado el cálculo del desplazamiento se utilizará el método de la proyección.

4.8. Desarrollo de Software

4.8.1. Resumen de Funcionalidades

- **Representación en Tiempo Real:** El software permite representar el tanto el desplazamiento como el ángulo aproximado del COM. Junto con representar se permite la interacción con objetivos a marcar, situados según el tipo de prueba escogida o configurada.
- **Configurable:** El software permite configurar la mayoría de opciones que posee el sensor MPU6050, puerto serial a utilizar, rangos para captura de información del movimiento, así como cantidad de datos que se representaran en pantalla, tamaños de los elementos a graficar, tiempos de prueba, limitar geométricamente el gráfico, etc.
- **Reportes:** Cada uno de los gráficos despliegan las medidas tomadas o presentan los resultados del ejercicio, estos pueden ser exportados, tanto como un conjunto de datos, o también generar una imagen de estos.
- **Herramientas de Análisis Gráficas:** Ventanas desplegables acompañadas a un gráfico que permiten de forma interactiva seleccionar partes del gráfico, para analizar intervalos según se estime conveniente y a su vez obtener de él datos como, los valores máximos y mínimos, la media, desviación estándar de los datos, y en el caso del desplazamiento obtener la velocidad media del intervalo analizado.
- **Persistencia de datos:** Usando un pequeño almacén de datos en SQLite, es posible mantener un registro con la información de los pacientes, con el fin de tenerlos almacenados para el momento en que sea realizada cada una de las pruebas sin la necesidad de re-ingresarlos en cada momento.
- **Geometría Analítica** Se usó la geometría analítica, para la generación y representación gráfica tanto de los objetivos en las pruebas, como para la intersección del movimiento realizado con cada uno de estos. De igual manera se utiliza la trigonometría para limitar el área del movimiento según el radio que sea definido para el examen.

4.8.2. Interacción Software-Microcontrolador

Una parte importante del sistema es la interfaz que permite al usuario interactuar con el micro-controlador-sensor, tomar registros, almacenarlos, etc. Se implementó utilizando en Framework QT(C++) [QT2015] en su versión Open-Source. Al estar basado en C++ en estabilidad y rendimiento es una de las mejores opciones a tener en consideración. El usar un framework como Qt facilita en gran parte la creación de interfaces gráficas, capa de funcionalidad que C++ no contiene por defecto, esto posibilita una rápida integración entre la parte lógica y visual del software a desarrollar.

El software permite la captura y procesamiento de información proveniente del sensor mediante comunicación serial entre el micro-controlador Arduino y el ordenador.

Debido a el tipo de proyecto a implementar la metodología usada para el desarrollo fue el método ágil, al ser una solución de software con requisitos funcionales poco definidos, más que nada pautas del resultado esperado en donde el programador pasa a ser es el principal diseñador definiendo por sí mismo la distribución y comportamiento de los componentes del software.

En etapas tempranas del desarrollo se implementó una interfaz de comunicación con el puerto serial, pudiendo conectarse a este, y obtener la información disponible. Durante el desarrollo se incluyeron más opciones para una visualización más adecuada, junto con la parametrización de todos los elementos mostrados, permitiendo al usuario activar y desactivar opciones según sea el caso.

La comunicación serial entre el dispositivo-ordenador permite leer los datos en el puerto y enviar parámetros para realizar la configuración del sensor. Esto es realizado con el fin de establecer el valor de opciones consideradas más relevantes tales como: la frecuencia de muestreo, el uso del filtro Pasa-Bajo y los rangos del Acelerómetro y Giroscopio, a través de una interfaz sencilla e intuitiva ver Figura 21.

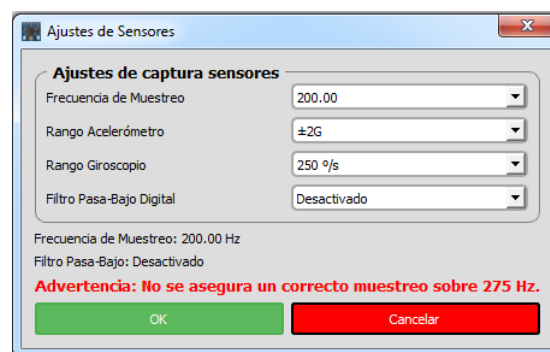


Figura 21: Ventana Ajustes Sensores.

4.8.3. Selección de Tipos de Pruebas

Al momento de iniciar la aplicación son detectados dispositivos en el puerto Serial y se lanza la interfaz principal (ver Figura 22), en donde se elige un paciente y la prueba a realizar.

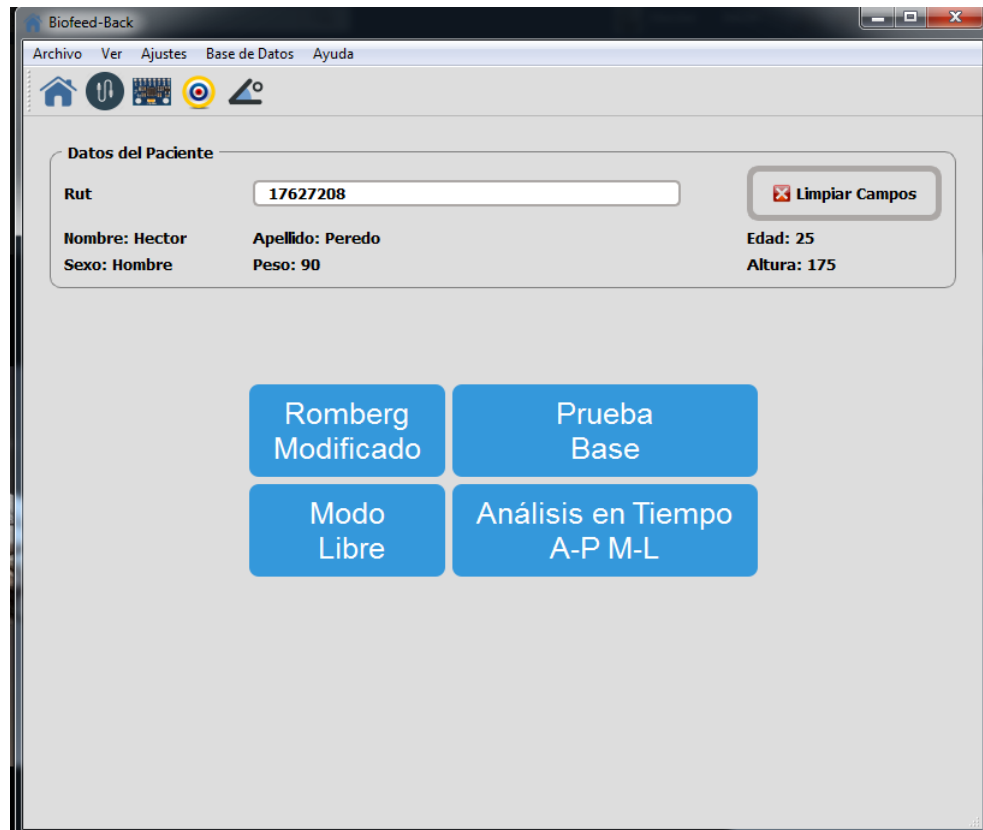


Figura 22: Ventana Principal.

Luego de seleccionada la prueba, según el tipo elegida se permite configurar ciertos elementos. Las pruebas incluidas son las siguientes:

- **Romberg Modificado:** La prueba consiste en 8 objetivos ubicados en una circunferencia junto con uno ubicado en el centro. La forma de completar esta prueba es marcando un objetivo de la circunferencia y volviendo al centro.
- **Prueba Base:** La prueba consiste en 4 objetivos ubicados en una circunferencia junto con uno ubicado en el centro. Para completar esta prueba se deben marcar todos los objetivos de la circunferencia y volviendo al centro luego de marcar cada uno.
- **Modo Libre:** Se permite configurar todos los parámetros para realizar pruebas personalizadas (ver Figura 23), tales como: ubicación objetivos(aleatorio y circunferencia), forma de marcado, etc.

- **Análisis en Tiempo A-P M-L:** Permite representar en un gráfico tiempo vs una de las 2 variables utilizadas, con el fin que se estime conveniente.

4.8.4. Ventana de Configuración Prueba

Antes de comenzar a registrar la información proveniente de los sensores, se ajustan los parámetros de la prueba a realizar.

Figura 23: Ventana Configuración Prueba.

La ventana de configuración (Figura 23) considera los siguientes parámetros.

- **Orientación Sensores:** Es una de las principales configuraciones a tener en consideración, debido a que define como está siendo situado el equipo, y a su vez como será analizada la información. Existen 2 categorías de orientación:
 - **Horizontal:** En donde se puede definir si la referencia esta hacia adelante, atrás, izquierda o derecha. Si esta orientación es seleccionada el cable siempre está conectado en la parte inferior del dispositivo.
 - **Vertical:** Solo fueron considerados 2 modos, ya que la orientación horizontal es poco práctica para los estudios del balance. Los modos disponibles son con la referencia arriba o abajo, considerando que el cable siempre sale hacia la derecha del dispositivo.
- **Ajustes Objetivos:** En el gráfico principal se pueden desplegar objetivos para ser seguidos.

- **Cantidad de Objetivos:** Permite definir cuantos objetivos van a ser dibujados en pantalla, se debe tener en consideración los radios tanto de los objetivos, como del gráfico circular donde serán puestos, dado que si la cantidad de objetivos no es posible de dibujar, serán agregados la cantidad máxima posible sin que se intersecten.
 - **Generar en orden Aleatorio:** Esta opción permite que objetivos pueden ser puestos en posiciones al azar dentro del gráfico o seguir una trayectoria circular.
 - **Marcables en orden:** Esta opción permite definir la interacción con los objetivos. Si esta activada los objetivos parpadearán según el orden que fueron agregados permitiendo marcar solo uno, sino no parpadearán indicando que es posible marcar cualquier objetivo.
 - **Detener prueba al marcar todos:** Esta opción permite definir si al pasar por todos los objetivos es finalizada la prueba o continua .
- **Ajustes Finales** Las otras opciones y parámetros del software son:
- **Altura dispositivo:** La altura donde está puesto el dispositivo, que servirá para los cálculos de desplazamientos realizados.
 - **Limitar el borde al gráfico:** Permite que la curva dibujada sobre el gráfico pueda salir o no del Radio Exterior de este.
 - **Tiempo Prueba:** La cantidad de segundos que durará la prueba, o si esta se realizará de tiempo infinito.¹

¹Algunos ajustes pueden interferir en el funcionamiento de otros, por ejemplo si es seleccionada la opción de Detener al marcar todos, pese a que el tiempo sea infinito la prueba terminará si se cumple la condición.

4.8.5. Gráficos y Reportes

Luego de realizar la configuración y presionando el botón Iniciar Prueba, se procede a desplegar la información obtenida, en forma de gráficos.

El Gráfico principal de la aplicación es generado en tiempo real a partir de la información procesada del movimiento del sujeto obtenida por los sensores y representada según las opciones escogidas en la configuración.

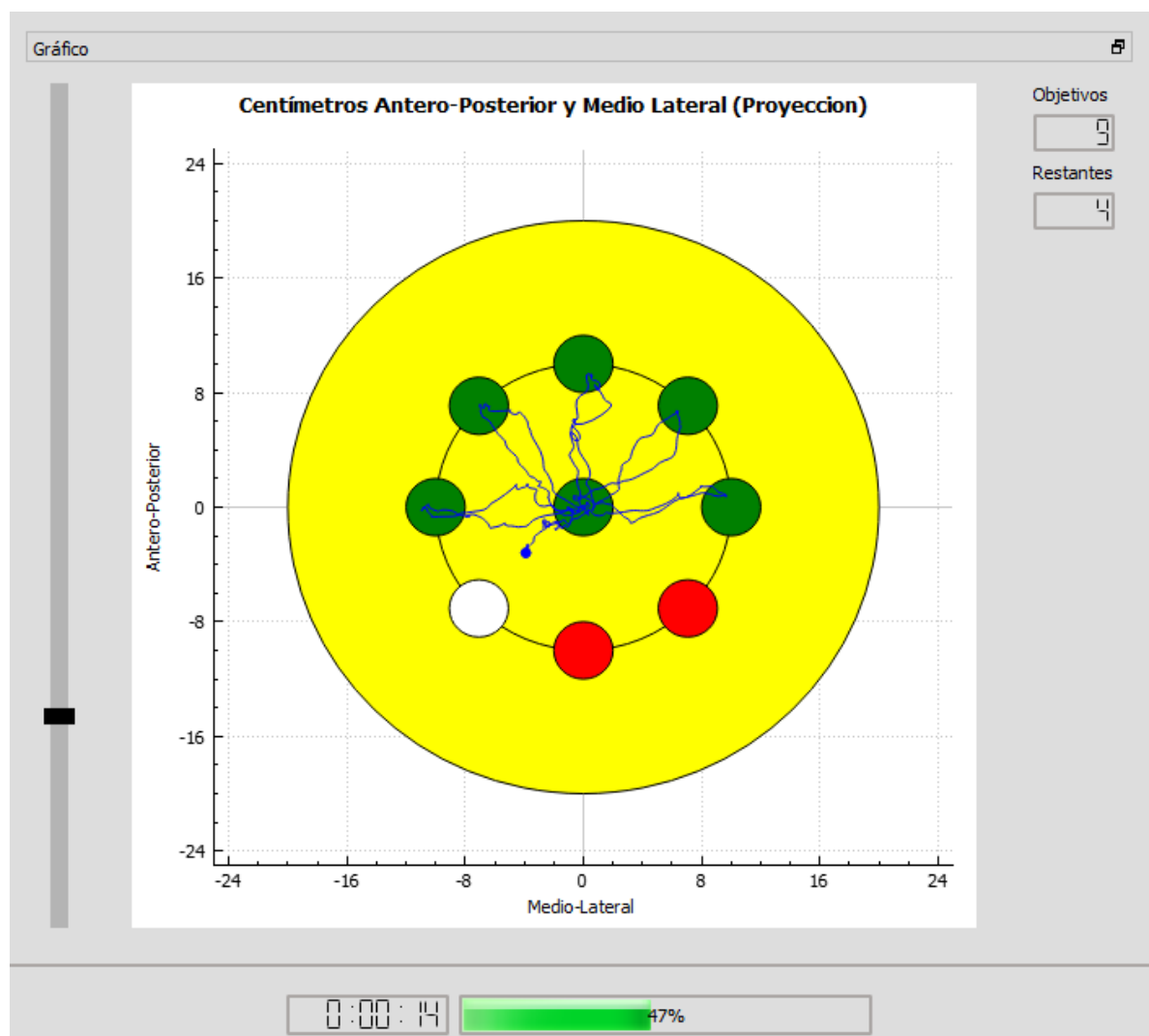


Figura 24: Ejemplo gráfico de ejecución Prueba.

Finalmente para el análisis de la información se dispone de herramientas intuitivas para cada uno de los gráficos obtenidos. Son accesibles en la parte inferior de cada gráfico mediante un botón que despliega una interfaz flotante que permite seleccionar intervalos, para el cálculo de estadísticos de la prueba, media, máximos, mínimos, etc. ver Figura 27.

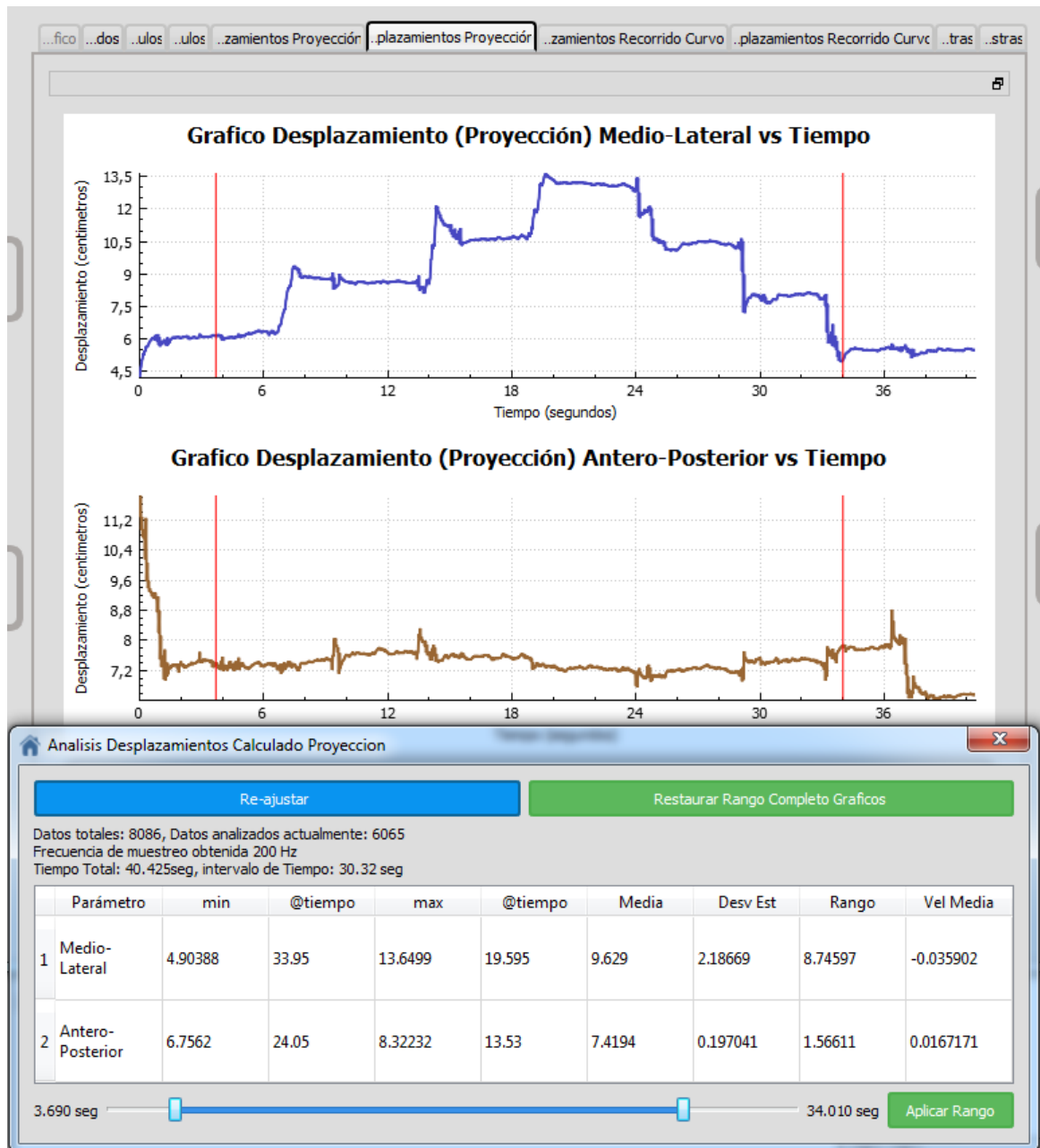


Figura 27: Ejemplo Herramienta de Análisis.

Cabe destacar que cualquier cambio sobre los intervalos a estudiar calcula los datos en tiempo real.

4.9. Resultados y Análisis

Con respecto a la comparación entre los paradigmas usados para el análisis del desplazamiento del centro de Masa, la utilización de sensores piezo-eléctricos para la presión ejercida por el sujeto (COP) en contraste por el estudiado en esta Tesis, utilizando acelerometría para obtener la variación espacial del centro de masa (COM).

Los resultados y análisis de las pruebas realizadas serán descritos a continuación.

4.9.1. Contraste Dispositivo vs Plataforma de Fuerza Kistler

El método que fue empleado para verificar la fidelidad con que es representada la información obtenida mediante el uso de acelerometría junto con los cálculos realizados para obtener la variación del centro de masa, es compararlo frente a un Gold Standard en términos de análisis de balance y/o desplazamiento del COM.

Para ello se realizaron tres pruebas, ubicando el dispositivo en las siguientes zonas: espalda, costado, frente del sujeto. El objetivo en las pruebas era medir principalmente la variación Antero-Posterior, ya que, en términos de balance es donde una mayor variación es percibida.

El paciente tenía una estatura de 1.78 cm, el dispositivo en todas las pruebas fue ubicado a una altura de 97.6 cm, el aproximado del 55 %. Los registros en la plataforma Kistler fueron tomados a una frecuencia de 100hz y para el dispositivo a 200hz. Para la sincronización temporal fue utilizada la correlación cruzada [CM2008], con la cual se obtiene el retraso(lag) entre las señales, para posteriormente sincronizarlas, y para ello fue necesario sub-muestrear los datos del dispositivo (decimate en octave) a 100hz.

El dispositivo fue evaluado en 3 posiciones:

- 1. Espalda**
- 2. Lateral Izquierdo**
- 3. Espalda**

4.9.2. Prueba Espalda

En la siguiente prueba el dispositivo fue ubicado en la espalda, en zona las vértebras lumbares del sujeto. Se realiza la medición en la Plataforma Kistler en conjunto con el Dispositivo de BioFeed-Back creado con objetivo de Tesis.

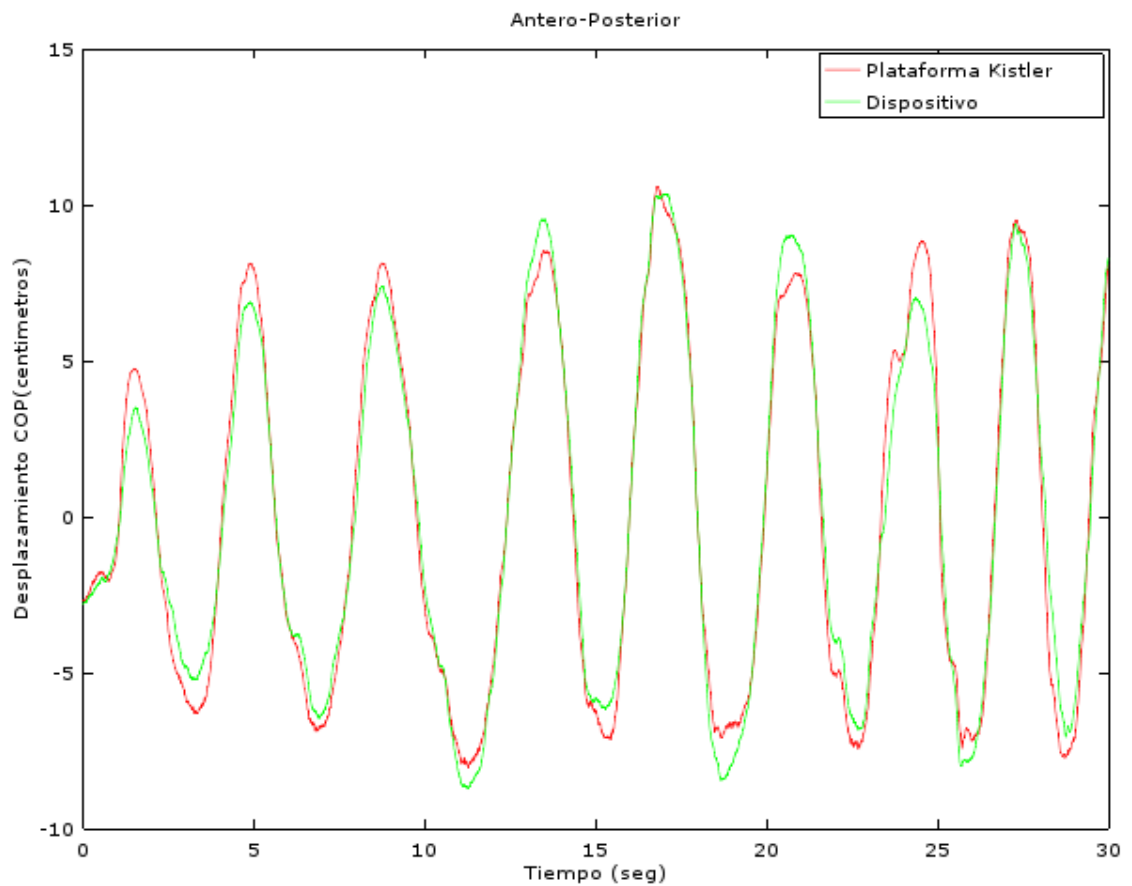


Figura 28: Prueba Espalda - Antero-Posterior.

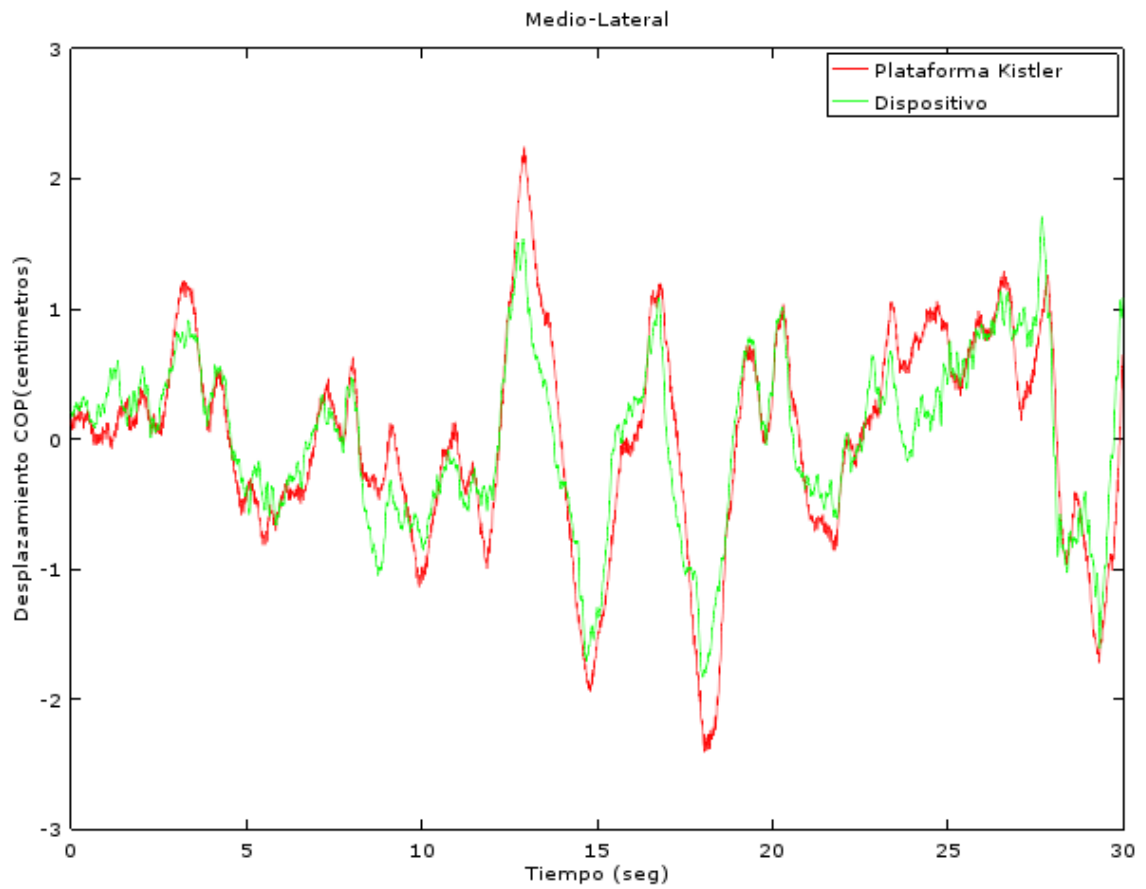


Figura 29: Prueba Espalda - Medio-Lateral

En los resultados obtenidos de la prueba se puede apreciar la gran similitud del comportamiento de ambas curvas.

Para los gráficos obtenidos anteriormente tan solo debió realizarse un ajuste en el tiempo de las series temporales.

4.9.3. Prueba Lateral Izquierdo

Para esta prueba el Dispositivo de BioFeed-Back fue ubicado en el lateral izquierdo del sujeto a altura de la cadera.

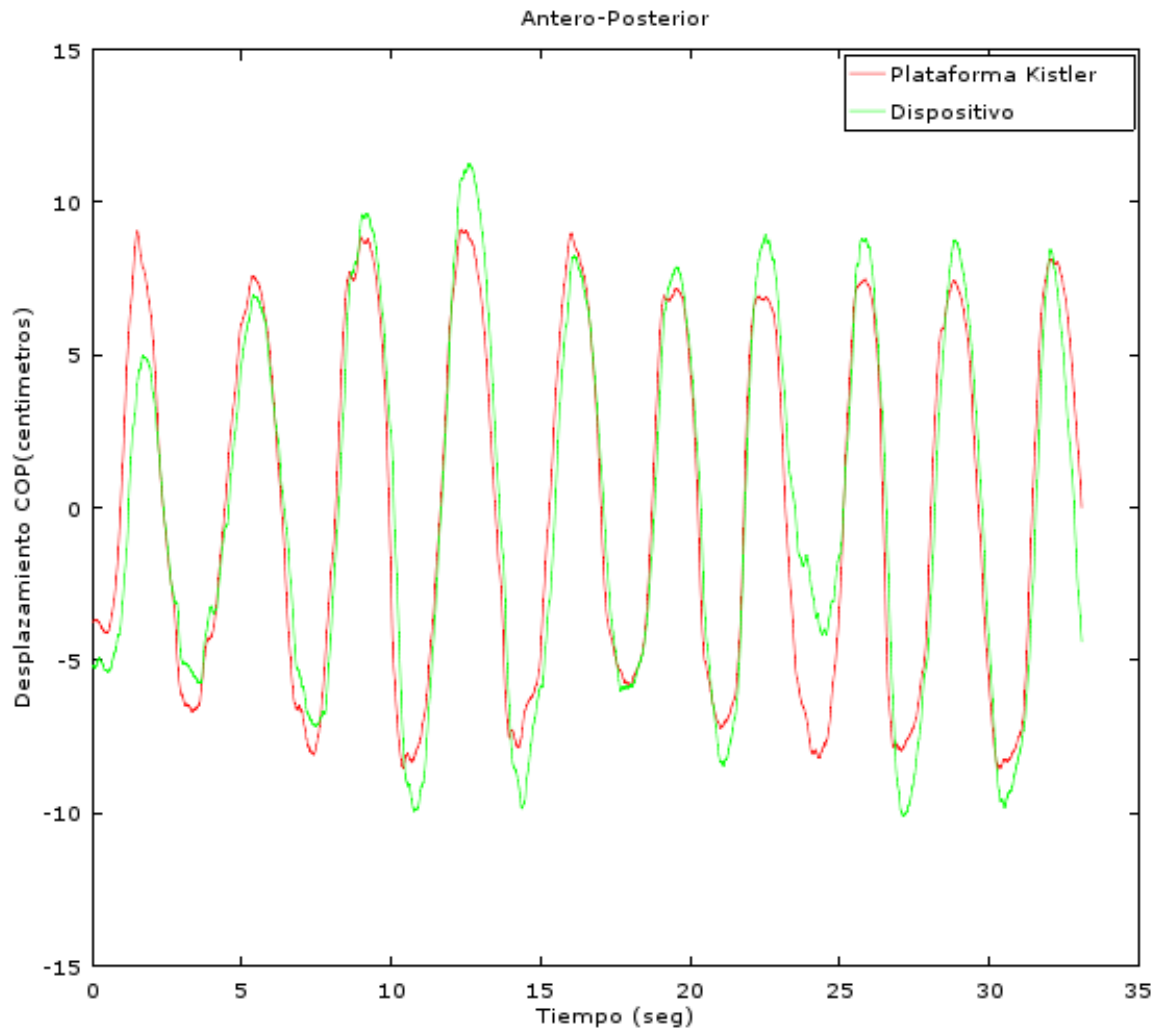


Figura 30: Prueba Lateral Izquierdo - Antero-Posterior

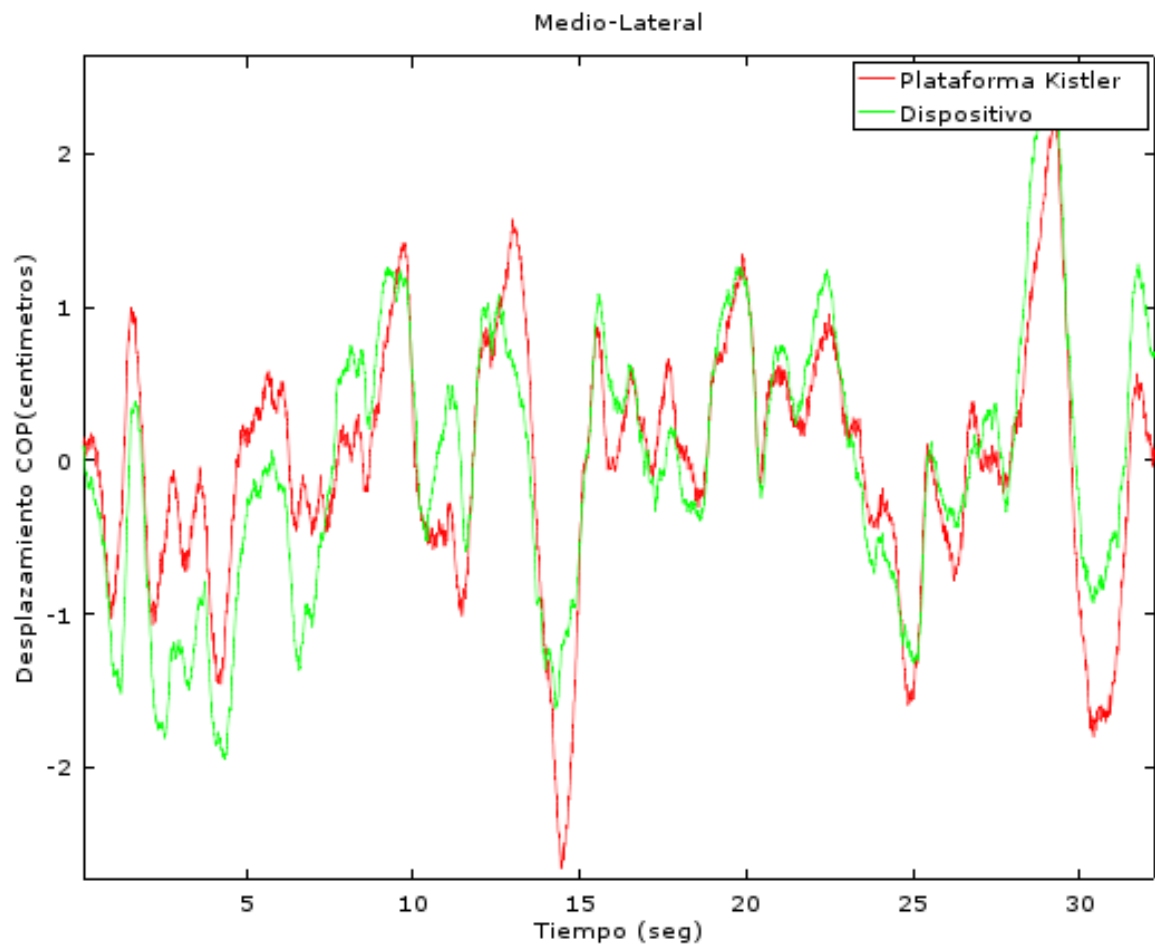


Figura 31: Prueba Lateral Izquierdo - Medio-Lateral

Los resultados obtenidos inicialmente se encontraban desplazados, es decir, las curvas no coincidían, pero al centrar los datos, las curvas del desplazamiento coinciden en gran porcentaje en cuanto a la tendencia, altos y bajos. Esta traslación se debe principalmente a que el dispositivo fue instalado en una distancia más lejana al centro de masa del sujeto, pero pese a esa distancia adicional es posible analizar el comportamiento del desplazamiento de éste.

4.9.4. Prueba Frontal

El procedimiento fue similar a las anteriores descritas, tan solo que en la mitad del ensayo el sujeto comenzó a generar además variaciones medio-laterales, con el fin de registrar una mayor variación en los registros.

Los resultados obtenidos son los siguientes:

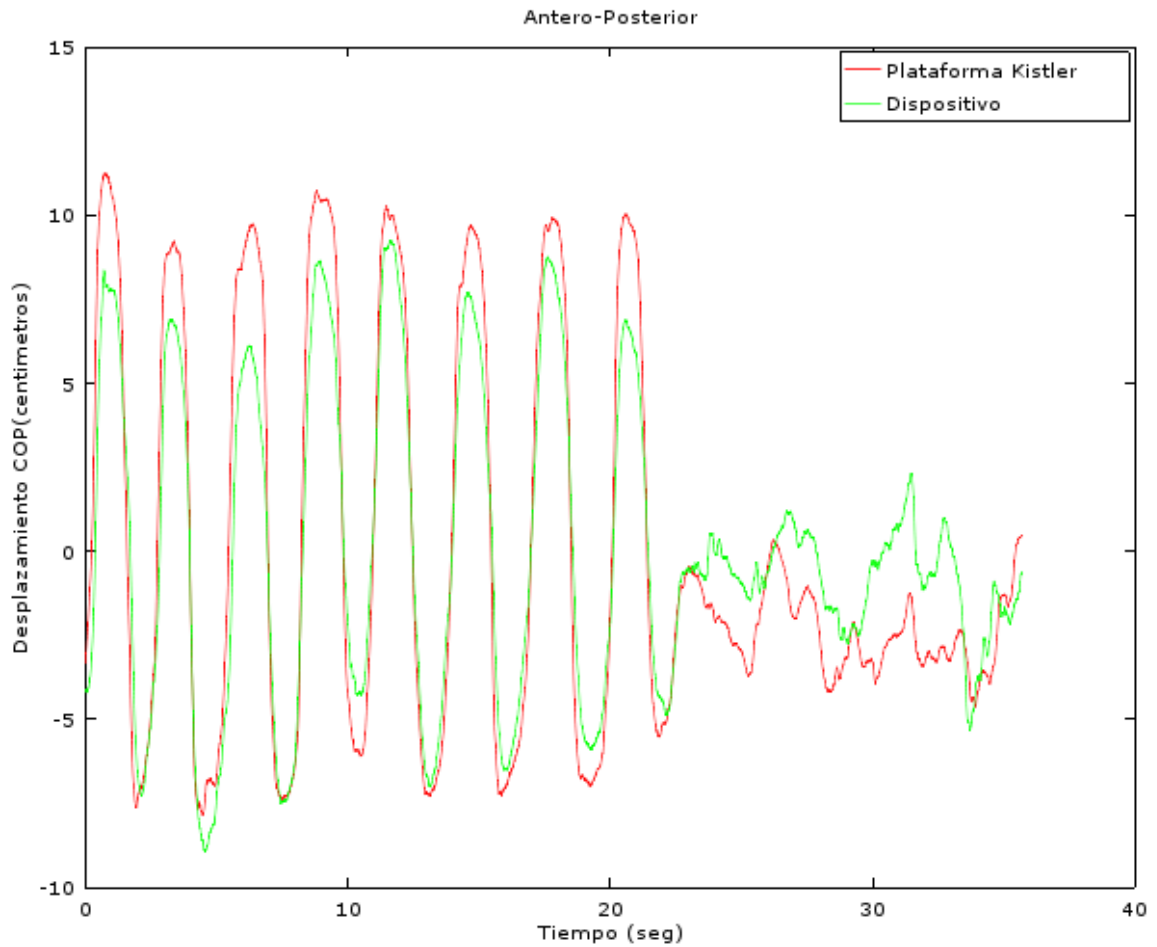


Figura 32: Prueba Frontal - Antero-Posterior

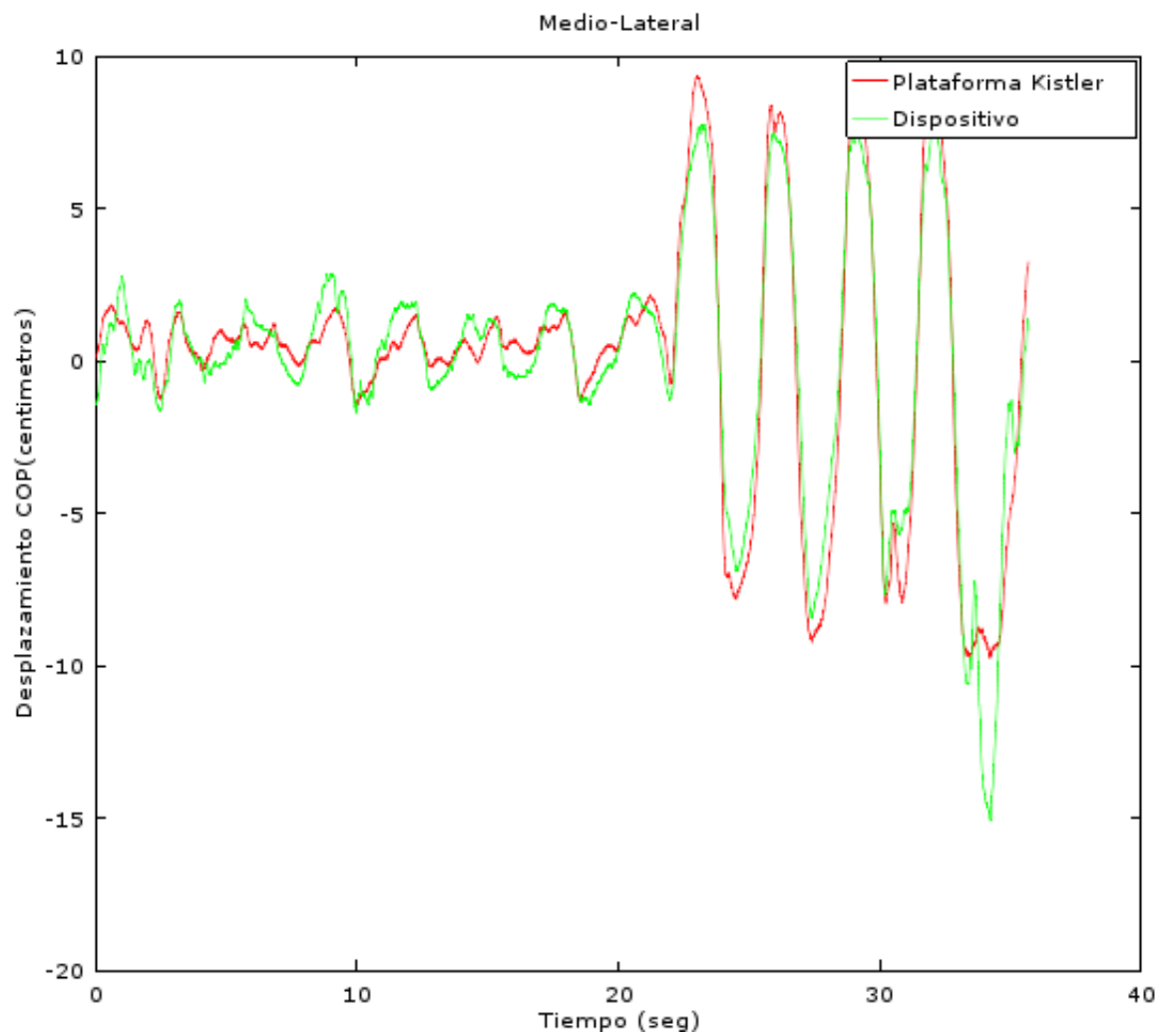


Figura 33: Prueba Frontal - Medio-Lateral

Los datos tanto en el sentido Antero-Posterior, como en el medio lateral sufrieron de traslación, con lo cual debieron ser ajustados para realizar una comparación más directa.

4.9.5. Resumen de Resultados

Para comparar los resultados se definieron medidas de diferencia y error para comparar el comportamiento de las series temporales utilizando estos dos sistemas (dispositivo v/s Kistler).

A continuación se encuentra la definición de todas las ecuaciones utilizadas para obtener los cálculos en tabla de Resultados.

Tabla 13: Definición de ecuaciones.

Definición de ecuaciones	
$Kistler : S_K = \begin{cases} AP_K & : \text{Serie temporal Antero-Posterior de Kistler} \\ ML_K & : \text{Serie temporal Medio-Lateral} \end{cases}$	(Eq. 5)
$Dispositivo : S_D = \begin{cases} AP_D & : \text{Serie temporal Antero-Posterior Dispositivo de BioFeed-Back} \\ ML_D & : \text{Serie temporal Medio-Lateral Dispositivo de BioFeed-Back} \end{cases}$	(Eq. 6)
En las siguientes definiciones * equivale a Antero-Posterior o Medio Lateral.	
$Rango : R^* = Max(S_K^*) - Min(S_K^*)$	(Eq. 7)
$Diferencia : \Delta^* = S_K^* - S_D^*$	(Eq. 8)
$\text{Coeficiente Correlacion} : \rho_{K^*,D^*} = \frac{\sigma_{K^*D^*}}{\sigma_{K^*}\sigma_{D^*}}$	(Eq. 9)
$\text{Error medio porcentual} : Error^* = \left(\frac{\sum_{i=1}^n \Delta^* }{n} \right) * \frac{100}{R^*}$	(Eq. 10)
$\text{Mínima diferencia porcentual} : Min\Delta^* = Min(\Delta^*) * \frac{100}{R^*}$	(Eq. 11)
$\text{Máxima diferencia porcentual} : Max\Delta^* = Max(\Delta^*) * \frac{100}{R^*}$	(Eq. 12)

Tabla 14: Tabla resultados pruebas.

Pruebas	Espalda		Izquierda		Frontal	
	A.P	M.L	A.P	M.L	A.P	M.L
Coefficiente Correlación	0.98790	0.90179	0.94307	0.81876	0.94733	0.96013
Rango Kistler (cm)	18.655	4.6465	17.679	4.9096	19.085	19.105
Mínima Diferencia (cm)	$9.9893e^{-5}$	$1.1176e^{-4}$	$5.3333e^{-4}$	$1.5627e^{-4}$	$1.2202e^{-3}$	$3.08842e^{-4}$
Máxima Diferencia(cm)	2.7892	1.0676	6.2550	1.5199	6.1098	5.4528
Error Medio Porcentual(%)	3.9034	5.7586	8.9823	8.1358	9.2246	4.6773
Mínimo Error Porcentual(%)	$5.3548e^{-4}$	0.0024053	0.0030168	0.0031829	0.0063938	0.0016166
Máximo Error Porcentual(%)	14.952	22.976	35.381	30.957	32.014	28.542

4.9.6. Discusión de Resultados

Al tener el conjunto de resultados resumidos en una tabla con datos concretos, es posible realizar la comparación, para determinar la precisión para representar el desplazamiento del COM por el dispositivo frente al COP de la plataforma Kistler, y además como afecta la ubicación del dispositivo.

Si es considerada la correlación entre los datos de las 3 pruebas, la que presenta una mayor correlación en términos de Antero-Posterior y Medio-Lateral consiste en las pruebas con el dispositivo Frontal y Espalda. Al estar el centro de masa teóricamente más cerca de esa posición, era un resultado esperable. La prueba que representa mejor la variación Antero-Posterior, consiste en la prueba con el sensor en la Espalda, y para la variación Medio-lateral, el dispositivo en el Frontal del sujeto.

El hecho que en la prueba con el dispositivo en la Espalda no necesitara un gran ajuste en los datos, tan solo sincronización temporal, nos da a entender que consiste en una de las mejores ubicaciones para contrastar directamente con la plataforma y además nos intenta demostrar que aproximadamente el centro de masa se encuentra cerca de esa ubicación.

La sincronización temporal que se realizó en todos los casos se justifica por el hecho de no contar con un equipo de sincronismo entre la plataforma y nuestro dispositivo.

4.10. Principales Desafíos

4.10.1. Representación en Tiempo Real

El principal desafío fue el despliegue en tiempo real de la posición del COM en la interfaz gráfica del biofeed-back. Se planteó inicialmente graficar cada una de las salidas tanto del acelerómetro como el giroscopio en donde se representarían 6 variables según la frecuencia de muestreo, lo que en la práctica no es útil. Al representar en gráficos a frecuencias muy altas es decir 100hz o superior, multiplicado por la cantidad de datos que se estén representando, junto con el procesamiento interno para mostrar esos datos, se genera una sobrecarga en la parte gráfica, lo que conlleva a ralentizar el proceso, generando pérdidas de información y fidelidad al desplegar en tiempo real.

Para dar solución al problema, se implementó la opción de graficar un porcentaje de la información recibida en base a la frecuencia de muestreo seleccionada para la captura de información, con esto se asegura que la representación gráfica en tiempo real sea adecuado. Para ello a partir de la frecuencia de muestreo escogida para la prueba se calcula cada cuantas muestras debe ser enviado al gráfico principal, con el fin de no entorpecer la prueba (ver Ecuación Eq. 13). Luego de realizar el cálculo, a partir del total de muestras se aplica el módulo del *DivisorFPS*, si el resultado es 0 se envía el dato. Es decir, se envían los múltiplos del *DivisorFPS*.

$$DivisorFPS = (int) \left(\frac{frecuenciaMuestreo}{FPS} \right) \quad (\text{Eq. 13})$$

A continuación ejemplos del *Divisor FPS* para 100Hz y 200Hz (Tabla 15 y Tabla 16 respectivamente) donde el resultado de dividir la frecuencia de muestreo en los FPS corresponde a la distancia entre cada muestra utilizada para graficar².

FPS	Divisor FPS
12	100 / 12 = 8
24	100 / 24 = 4
36	100 / 36 = 2
48	100 / 48 = 2
60	100 / 60 = 1

Tabla 15: Divisor FPS Frecuencia 100Hz

FPS	Divisor FPS
12	200 / 12 = 16
24	200 / 24 = 8
36	200 / 36 = 5
48	200 / 48 = 4
60	200 / 60 = 3

Tabla 16: Divisor FPS Frecuencia 200Hz

²Si la frecuencia de muestreo es menor a los FPS escogidos se enviarán todas las muestras considerando el resultado de la Ecuación (Eq. 13) = 1.

4.10.2. Orientación Sensores

Al momento de realizar la captura de información sensorial, junto con la obtención del ángulo de inclinación deben ser consideradas los siguientes aspectos:

- **Referencia ejes del Sensores:** La obtención de información de aceleración y velocidad angular debe estar correctamente alineada con la referencia presente en los ejes del sensor, junto con la posición respecto al eje de gravedad de la tierra, para la correcta obtención de la información en base al movimiento ejercido por los sensores, y que estos sean descritos por los ejes que correspondan, para su posterior análisis o uso.
- **Posición en el Sujeto:** Junto con la referencia del sensor, se debe tomar en consideración la posición que el prototipo fue ubicado en el sujeto de estudio.

Para dar solución a este inconveniente se incorporó en el software la opción de describir mediante la interfaz como será puesto el prototipo al momento de realizar las mediciones, usando un indicador de referencia clara, con el fin de no generar problemas para conocer la posición del sensor (ver Figura 11) y facilitar al usuario final la tarea. Según la orientación del sensor se generan distintas conjugaciones de los ejes a utilizar tanto para el cálculo del ángulo, como en el uso de la velocidad angular para la aplicación del filtro (en caso de ser utilizado).

4.10.3. Comunicación Arduino-PC

- **Data Terminal Ready:** Según el tipo de semiconductor incluido en el microcontrolador Arduino, específicamente del puerto USB. Puede venir por defecto el Pin DTR (Data Terminal Ready) soldado o no lo cual influye directamente en la función Reset de Arduino pudiendo venir activada o desactivada respectivamente. La función Reset de Arduino permite al microcontrolador reiniciar las variables internas según las configuraciones encontradas en el Setup del código de programación, para así eliminar cualquier cambio realizado en la ejecución del loop, lo que dificulta al usar modelos de Arduino que tengan o no esta característica.

Para solucionar este problema se realiza una estandarización activando por Software el Pin DTR para que sin importar el modelo de semiconductor operen todos de forma igual en el software, para así no preocuparse de configuraciones o errores producidos debido al PIN DTR.

- **Latencia en Controlador FTDI:** Por defecto el controlador del puerto USB FTDI para el Sistema Operativo Windows, en su configuración contenía una Latencia de 10 ms pre-configurada, lo que afecta considerablemente la captura de información sobre 100hz.

El principal inconveniente fue detectarlo, ya que al ser un problema completamente aislado de los elementos que comúnmente son manipulados Arduino y Software, y a su vez es relativo a un modelo concreto de controlador junto a un sistema operativo específico.

La solución a partir de la información para configuración de FTDI[INT2010]. Consistió en modificar directamente el registro de Windows (regedit) en la dirección asociada al controlador(driver) el parámetro de latencia (idealmente 0).

4.10.4. Despliegue de Resultados

Una de las características del Software es entregar reportes para todas las variables obtenidas, (Desplazamiento, Ángulo, Aceleración y Velocidad Angular, Posición Angular). Esto representa una gran cantidad de información, junto con los gráficos asociados a esta. Un inconveniente inicial al intentar desplegar la información fue que el software tardaba en el despliegue entorpeciendo la experiencia de usuario, mientras la información se procesaba.

La solución a este inconveniente fue enviar cada nuevo dato a medida que era leído, esto permitió que al terminar la prueba ya se encontraran disponibles las tablas y gráficos de datos.

5. Conclusiones y Trabajos Futuros

5.1. Conclusiones

Durante este trabajo de Tesis y partir de los resultados obtenidos, sus posteriores análisis e interpretación de los mismos, se pueden enunciar las siguientes conclusiones más relevantes.

- El propósito de esta Tesis era generar un solución usando Sensor IMU para el estudio del Balance. El principal aporte de este trabajo es demostrar como a partir de sensores inerciales, montados en una placa Arduino y controlados por el Ordenador, es posible representar gráficamente el desplazamiento de la proyección del Centro de Masa, obteniendo indicadores de Balance Corporal de utilidad Clínica.
- Unos de los objetivos era diseñar una solución de bajo coste comparado con el alto precio de los dispositivos actualmente utilizados en el Laboratorio de Biomecánica. Si comparamos tan solo en concepto de materiales utilizados para el desarrollo del Dispositivo frente a por ejemplo la Plataforma de Fuerza Kistler, el costo del dispositivo implementado (Arduino+Cable+Sensor+Caja) bordea los 30 mil pesos, frente al valor de la plataforma que cuesta varios millones de pesos.
- La similitud en la información entregada por nuestra solución respecto de la plataforma es alta, de acuerdo a las pruebas realizadas. Esta Tesis es el punto de partida y/o complementa a las investigaciones y avances en materia de la Biomecánica Humana, donde se hace necesario una adecuada estandarización en el estudio de Balance mediante IMU.
- Los instrumentos encontrados en el laboratorio de Biomecánica en la Facultad de Salud disponen de softwares con opciones limitadas según el fabricante. Al desarrollar un software que permite una amplia gama de opciones abre un abanico de posibilidades tanto para estudiantes como investigadores.
- Todos los sistemas diseñados fueron implementados en C++, lo que garantiza un tiempo de procesamiento muy corto, junto con una utilización de la máquina bajo en comparación a otros Lenguajes de programación de más alto nivel (Python, Octave), fue probado satisfactoriamente en los equipos del Laboratorio de Biomecánica.

5.2. Trabajos Futuros

Este desarrollo es un prototipo base con amplias proyecciones en los siguientes aspectos:

- Uno de los principales trabajos futuros consiste en la validación de la solución como un instrumento para el estudio del Balance. Además generar diseño de empaquetado de la propuesta para que pueda convertirse en un producto comercializable.
- La ubicación de dispositivo no era lo más sencillo, pese que existía gran versatilidad, el automatizar la orientación del sensor para facilitar la ubicación del dispositivo, y este se ajuste automáticamente, puede ser mediante la inclusión de sensores con orientación magnética y/o algoritmos con las referencias según la gravedad o inclinación detectada en cada eje.
- Eliminar la necesidad de utilizar cables, añadir una interfaz de comunicación inalámbrica, junto a una batería para la alimentación, junto con esto podría existir la opción de migrar el Software a plataformas móviles, para la utilización desde Smartphones o Tablets.
- Mejorar los algoritmos con puestas a puntos más precisas (calibraciones, mejoras, etc) y estudios aun más detallados para asegurar la eficiencia de estos, a su vez mejorar el hardware, sensores para aumentar la precisión en la obtención de información.
- Arduino es una solución de Microcontroladora de más bajo coste, pero como la tecnología se encuentra siempre en evolución entregando propuestas cada vez más atractivas, considerar desplegar el sistema tanto sensores como el procesamiento y Software de análisis en un dispositivo de pequeño tamaño y de bajo coste, listo para conectar y extraer la información, sería de gran valor agregado.

6. Bibliografía

- [ARD2013] Arduino. *Arduino - Home*. 2013. URL: <https://www.arduino.cc/>.
- [BIO2016] Biodex. *Balance SystemTM SD*. 2016. URL: <http://www.biodex.com/physical-medicine/products/balance/balance-system-sd/> (visitado 04-02-2016).
- [CAV2010] Damian Pierre Vigouroux Cavolina. «Implementación de unidad de mediciones inerciales (IMU) para robótica utilizando Filtro de Kalman». Tesis para optar al título Ingeniero Electrónico. Universidad Simón Bolívar, 2010.
- [CHA+2011] Hans Chaudhry y col. «Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods—A brief review». en. En: *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 15.1 (ene. de 2011).
- [CM2008] Elkin Castaño y Jorge Martínez. «Uso de la función de correlación cruzada en la identificación de modelos ARMA». En: *Revista Colombiana de Estadística* 31.2 (2008), págs. 293-310. URL: <http://www.emis.ams.org/journals/RCE/ingles/V31/bodyv31n2/v31n2a10CastanoMartinez.pdf> (visitado 27-08-2016).
- [COM2014] Superintendencia Industria y Comercio. *Clasificación Internacional de Patentes, Marcas y Diseños*. 2014. URL: <http://www.sic.gov.co/drupal/node/9904>.
- [DON+2012] Lars Donath y col. «Testing single and double limb standing balance performance: Comparison of COP path length evaluation between two devices». En: *Gait & Posture* (jul. de 2012), págs. 439-443.
- [GAG+2004] William H. Gage y col. «Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing». En: *Gait & Posture* (abr. de 2004).
- [INT2010] Future Technology Devices International. *FTDI Knowledgebase*. 2010. URL: <http://www.ftdichip.com/Support/Knowledgebase/index.html?settingacustomdefaultlaten.htm> (visitado 10-08-2015).
- [INV2013a] InvenSense®. *MPU-6050 — InvenSense*. 2013. URL: <https://www.invensense.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6050/>.

- [INV2013b] InverSense. *Map Register and Descriptions*. 2013. URL: <http://43zrtwysvxb2gf29r5o0athu.wpengine.netdna-cdn.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Register-Map1.pdf> (visitado 05-10-2015).
- [LAU2012] Kristian Sloth Lauszus. *A practical approach to Kalman filter and how to implement it*. 2012. URL: <http://blog.tkjelectronics.dk/2012/09/a-practical-approach-to-kalman-filter-and-how-to-implement-it/> (visitado 04-05-2016).
- [MH2010] Martina Mancini y Fay B. Horak. «The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits». En: *European journal of physical and rehabilitation medicine* 2 (2010).
- [QT2015] QT. *QT Home*. 2015. URL: <http://www.qt.io/> (visitado 05-10-2015).
- [SCO+2013] Fabio Scoppa y col. «Clinical stabilometry standardization». En: *Gait & Posture* (feb. de 2013).
- [SEM2014] NXP Semiconductors. *I2C bus Specification and User Manual*. 2014. URL: <http://www.i2c-bus.org/specification> (visitado 13-12-2015).