

UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL MAULE

Facultad de Ciencias de la Ingeniería

Escuela de Ingeniería Civil Informática

PROFESOR GUÍA

Mary Carmen Jarur

SISTEMA DE EVALUACIÓN Y BIO-FEEDBACK PARA BALANCE POSTURAL

HÉCTOR GABRIEL PEREDO URBINA

Tesis para optar al
Título Profesional de Ingeniero Civil Informático

TALCA, JULIO 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, JULIO 2016

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. Estándares Estabilometría Clínica	3
2.1.1. Mediciones	3
2.1.2. Instrumentos	4
2.2. Estudio del Balance usando Sensores	5
3. Marco Teórico	6
3.1. Protocolo de Comunicación I ² C	6
3.2. Sistemas Coordinados	7
3.3. Sistema microelectromecánico (MPU6050)	8
3.3.1. Características Técnicas	9
3.3.2. Configuración de MPU6050	10
3.3.3. Obtención mediciones Giroscopio y Acelerómetro	11
3.4. Microcontroladores Arduino	12
3.5. Framework QT	13
3.6. Filtro Complementario	13
3.7. Filtro de Kalman discreto	14
4. Desarrollo	16
4.1. Introducción	16
4.2. Programación en Arduino	17
4.3. Requisitos Funcionales Software	18
4.4. Requisitos No funcionales	18
4.5. Resumen de Características	19
4.6. Cálculo Ángulo	20
4.6.1. Cálculo Ángulo con Acelerómetro	20
4.6.2. Cálculo ángulo con giroscopio	20
4.7. Métodos implementados para obtención del Ángulo	21
4.7.1. Sin Filtro	21

4.7.2.	Filtro Complementario	22
4.7.3.	Filtro Kalman	23
4.7.4.	Comparativa de Métodos	23
4.8.	Cálculo del Desplazamiento	25
4.8.1.	Proyección del angulo	25
4.8.2.	Recorrido curvo del ángulo	26
4.8.3.	Comparación métodos Cálculo Desplazamiento	27
4.9.	Codificación del Software	28
4.10.	Resultados y Análisis	34
4.10.1.	Contraste Dispositivo vs Plataforma de Fuerza Kistler	34
4.10.2.	Prueba Dispositivo Espalda	35
4.10.3.	Prueba Dispositivo de BioFeed-Back ubicado Lateral Izquierdo	36
4.10.4.	Prueba Frontal	37
4.10.5.	Resumen de Resultados	38
4.10.6.	Discusión de Resultados	39
4.11.	Principales Desafíos	40
4.11.1.	Representación en Tiempo Real	40
4.11.2.	Orientación Sensores	40
4.11.3.	Comprensión de los algoritmos matemáticos involucrados	41
4.11.4.	Data Terminal Ready	41
4.11.5.	Latencia en Controlador FTDI	42
5.	Conclusiones y Trabajos Futuros	43
5.1.	Conclusiones	43
5.2.	Trabajos Futuros	43
6.	Bibliografía	44

Índice de figuras

1.	Calculo COP Kistler	4
2.	Diagrama I ² C.	6
3.	Planos Anatómicos	7
4.	Diagrama MPU6050	8
5.	Ejemplo curva calibración $\pm 2g$	12
6.	Diagrama Filtro Complementario	14

7.	Diagrama estados Filtro Kalman	15
8.	Diagrama Sistema	16
9.	Diagrama Código Arduino	17
10.	Selector de filtros en Software	21
11.	Comparativa Angulo Acelerómetro vs Filtro Kalman vs Filtro Complementario	24
12.	Ejemplo cálculo Proyección Angulo	25
13.	Ejemplo cálculo Recorrido Curvo	26
15.	Comparación Recorrido Curvo - Proyección	27
16.	Ventana Ajustes Sensores	28
17.	Ventana Principal	29
18.	Ventana Configuración Prueba	30
19.	Gráfico de Prueba	32
20.	Gráficos de los sensores	32
21.	Ejemplo Herramienta de Análisis	33
22.	Prueba Dispositivo de BioFeed-Back ubicado Espalda	35
23.	Prueba Dispositivo de BioFeed-Back ubicado Lateral Izquierdo	36
24.	Prueba Dispositivo de BioFeed-Back ubicado Frontal Sujeto	37

Índice de tablas

1.	Estándares Técnicos Mediciones	4
2.	Características de los sensores LSB: Bit Menos Significativo	9
3.	Resolución de los sensores	9
4.	Registros mediciones Giroscopio	11
5.	Registros mediciones Acelerómetro	11
6.	Tabla cálculo ángulo usando Acelerómetro	21
7.	Tabla cálculo ángulo usando Filtro Complementario	22
8.	Tabla cálculo ángulo usando Filtro de Kalman	23
8.	Comparación Recorrido Curvo - Proyección	27
9.	Tabla resultados pruebas	39

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, limita las funciones según las características propuestas por fabricante, hace prácticamente imposible la adición de nuevas funcionalidades y el uso para otros fines u obtención de la información capturada por los sensores incorporados.

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 nacional probablemente de carácter global.

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 (centro de presión) 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 transdisciplinario 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

Esta Tesis fue organizada buscando el hacer su lectura lo más fluida posible, por lo cual se define por adelantado los fundamentos teóricos y técnicos involucrados en cada una de las secciones.

Comenzando por la descripción de 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, etc. y como estos fueron implementados.

Finalmente son expuestos los resultados, junto con las conclusiones mas relevantes, además de presentar trabajos futuros con el objetivo para mejorar aun mas la propuesta.

2. Estado del Arte

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. La complejidad del control del equilibrio es resultado de muchos tipos de problemas diferentes con evaluaciones clínicas sistemática específicas para prescribir un tratamiento eficaz. 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 diferentes tipos de trastornos del equilibrio y un enfoque fisiológico puede determinar los mecanismos subyacentes sensoriomotoras asociados al trastorno del equilibrio. Las medidas objetivas de equilibrio valiéndose de medios informáticos y sensores inerciales portátiles pueden traer más precisión, exactitud y sensibilidad que las pruebas de equilibrio clínicas.

2.1. Estándares Estabilometría Clínica

La estabilometría corresponde al estudio del Centro de Presión (COP) para determinar deficiencias posturales que perjudican el Balance.

2.1.1. Mediciones

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

Varias declaraciones sobre la cuestión sigue siendo objeto de debate de la normalización estabilometría fueron acordados por el ISPGR (International Society for Posture and Gait Research). Se definió 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 intervalo de adquisición no debe ser inferior a 25s.
- La frecuencia de muestreo debe ser de al menos 50 Hz.

■ Estándares Técnicos:

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

Tabla 1: Estándares Técnicos Mediciones

2.1.2. Instrumentos

Entre instrumentos de medición utilizados para el estudio del Balance están incluidos:

- **Kistler:** Es un Gold Standard en lo referente a estabilometría[DON+2012], es una plataforma de fuerza de dimensiones 0,4m por 0,6m que consta de cuatro transductores piezoeléctricos, situados en las esquinas. Estos transductores son capaces de medir las fuerzas de reacción del suelo en los planos verticales medio-lateral (x), antero-posterior (y) tal como muestra la Figura (1).

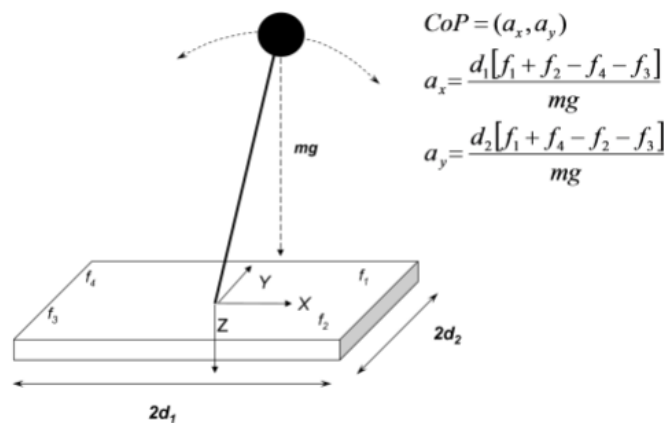


Figura 1: Calculo COP Kistler

- **Balance SD:** 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.

2.2. Estudio del Balance usando Sensores

Recientemente, los sensores de movimiento “weareables” se han desarrollado para la robótica, industria aeroespacial y en las mediciones biomédicas se han utilizado para medir el control del balance[MH2010]. Estos sensores, con transferencia inalámbrica de datos , tienen el potencial de superar los principales inconvenientes de coste, tamaño y ubicación limitado de las pruebas computarizadas , así como permitir la medición objetiva de la oscilación postural y movimientos durante la ejecución de tareas.

Desde que se inicio la experimentación de sistemas de biofeedback para el control postural, los sistemas de tipo táctil y audio han recibido mucha menos atención que la retroalimentación visual. Sin embargo, en los últimos años, el interés en sistemas táctiles y de audio para el control de la postura ha sido renovada, en parte debido a los avances en la tecnologías de procesamiento y detección de movimiento en tiempo real junto con las nuevas tendencias en dispositivos portátiles inalámbricos que pueden ser usados durante todos los días. En 2001, Wall et al. [GIA+2009]

En particular, Chiari et al. mostró, utilizando una plataforma de fuerza, que los sujetos mejoraron el equilibrio aprovechando el ABF (Audio Biofeed-back) y que ésta mejora fue mayor cuanto más grave era el desorden sensorial del sujeto. Otros estudios demostraron cómo este ABF [GIA+2009] mejora la estabilidad de la postura de los participantes con pérdida vestibular bilateral permitiendo gran cantidad de correcciones posturales.

Los acelerómetros y/o giroscopios han sido exitosamente utilizados [MH2010] para el seguimiento de movimiento, detección de caídas, y para la medición de control de balance sólo recientemente se han utilizado también para la activación dispositivos de Biofeed-back vibro-táctil o ABF. Además en el ámbito de dispositivos “Weareables”se han usado para medir los movimientos tanto de pierna, brazo y torso mientras las personas realizan pruebas clínicas o ir haciendo sus actividades diarias [MH2010]. Por ejemplo, análisis de la marcha. Los sistemas han sido diseñados utilizando acelerómetros en un cinturón de cadera o giroscopios en las piernas.

3. Marco Teórico

3.1. Protocolo de Comunicación I²C

Restringido por el MPU6050 para la comunicación entre el Arduino y los Sensores será utilizado protocolo de comunicación 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 mas 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.

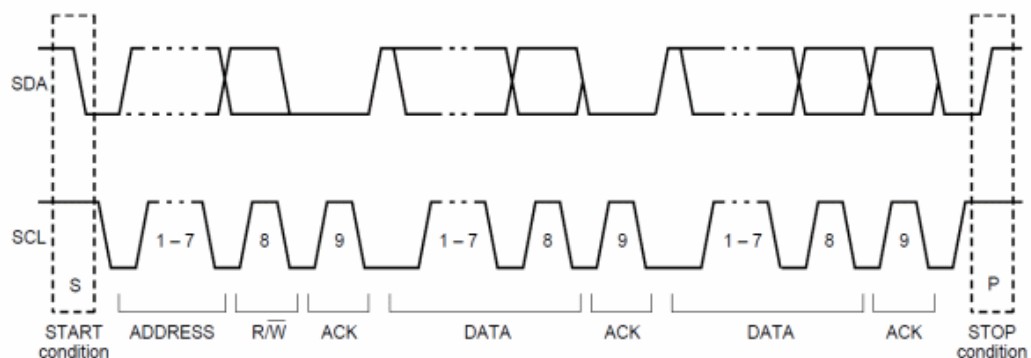


Figura 2: Diagrama I²C.

3.2. Sistemas Coordinados

Toda la información obtenida debe estar asociado según un sistema específico de coordenadas, que sirva de referencia clara para la interpretación y comprensión de la información.

Para ello fueron considerados los principales sistemas utilizados para referenciar los ejes coordenados según los distintas situaciones:

■ Planos anatómicos

Plano Sagital: Se toma de referencia el cuerpo humano trazando línea una 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».

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.

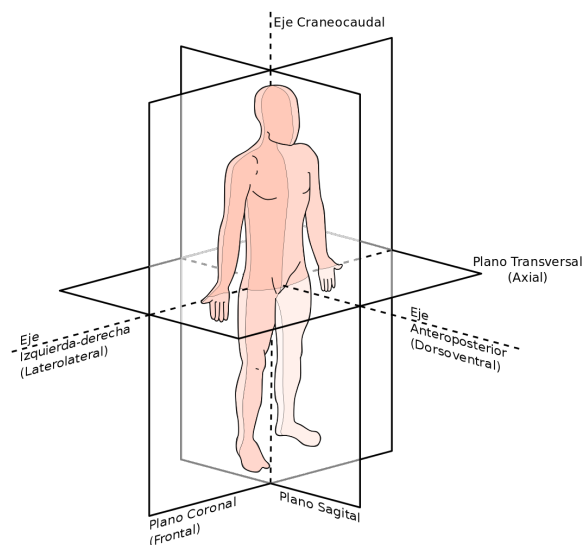


Figura 3: Planos Anatómicos

- **Ejes del sensor:** Los ejes contenidos en el sensor son expresados en coordenadas X, Y, Z, en donde 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.

3.3. Sistema microelectromecánico (MPU6050)

El sistema Microelectromecánico (MEMS) 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.

La tecnología utilizada MEMS patentada por InverSense, en el caso del giroscopio consiste en masas vibratorias verticalmente alineadas las cuales son usadas para crear un chip de bajo costo.

El MPU6050 está diseñado para realizar seguimiento (Tracking) gracias a que 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 (4), 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 (4), es decir la velocidad angular expresada en $^{\circ}/\text{seg}$.

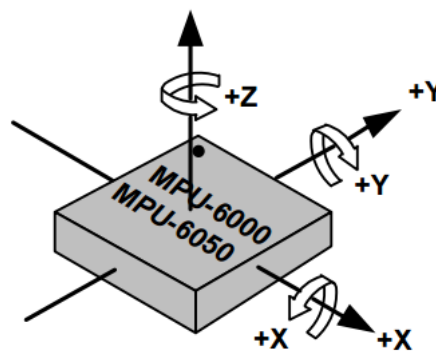


Figura 4: Diagrama MPU6050

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.

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

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

- **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 de tiempo entre cada dato obtenido.
- **Resolución:** Consiste en la mínima variación generada en la variable medida y la cual los sensores son capaces de informar.

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	$6,097560976e^{-2}$

Tabla 3: Resolución de los sensores

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 obtener la cantidad de muestras que se obtendrán finalmente “En Teoría” se calcula usando la ecuación:

$$SampleRate = \frac{GyroscopeOutputRate}{(1 + SMP_LRT_DIV)} \quad (1)$$

En la ecuación (1) factores, tales como la velocidad del puerto serial pueden influir en el resultado, pero cambiando los datos almacenados en el registro **SMPRT_DIV**, con 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 uno de los 6 datos obtenibles.

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 se maneja con su propia frecuencia de que es siempre de 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,

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

Tabla 4: Registros mediciones Giroscopio

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:

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

Tabla 5: Registros mediciones Acelerómetro

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.

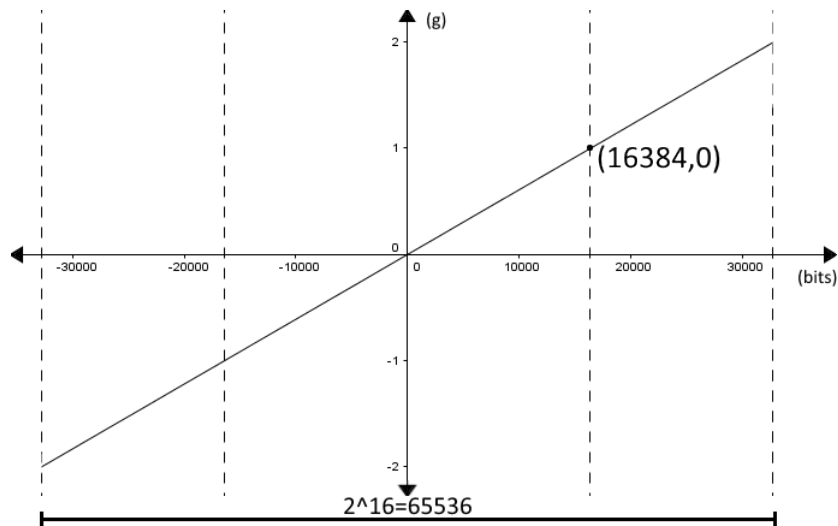


Figura 5: Ejemplo curva calibración $\pm 2g$

3.4. 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, e incluso los módulos de Arduino preensamblados cuestan menos de 50\$.
- **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. Para profesores, 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 la gente que quiera entender los detalles técnicos pueden hacer el salto desde Arduino a la programación en lenguaje AVR C en el cual está basado. De forma similar, puedes añadir código AVR-C directamente en tus programas Arduino si quieres.
- **Código abierto y 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.

3.5. Framework QT

Qt[QT2015] es un Framework basado en C++, 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.

3.6. Filtro Complementario

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

Está compuesto por la una 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.

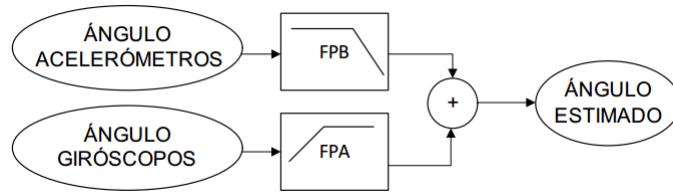


Figura 6: Diagrama Filtro Complementario

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

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

En donde cada uno 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.

3.7. 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.

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, datos ruidosos provenientes de los sensores [CAV2010, Capítulo 3, p. 45].

EL filtro de Kalman posee flexibilidad para ser utilizado tanto en tiempo continuo o en tiempos discretos. El modelo del filtro permite la flexibilidad para ser utilizado en éstos casos.

La principal diferencia es la notación que utilizada en cada uno de los casos. Debido a que en la actualidad la mayoría de las aplicaciones de filtros es realizada en plataformas de tipo digital, y considerando el uso del filtro para la fusión de los sensores en este proyecto.

Filtro usado en Fusión de Datos [MAU2005] El Filtro consiste en 2 estados Predicción y Actualización.

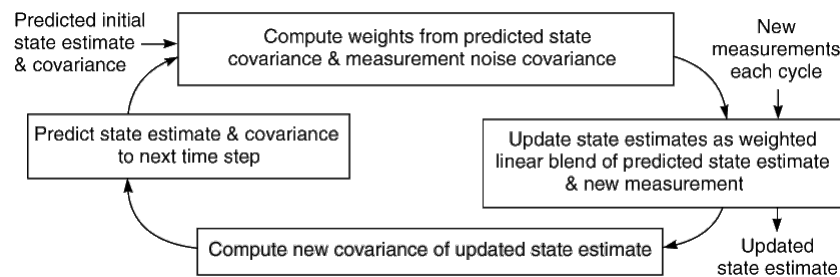


Figura 7: Diagrama estados Filtro Kalman

4. Desarrollo

4.1. Introducción

A partir de la noción general que intrínsecamente se posee sobre el estudio del balance y complementado con las ideas de herramientas o técnicas ya existentes que intentan solventar mediante diversos puntos de vista la problemática.

La principal referencia a tomar en consideración consiste en los equipamientos disponibles en el Laboratorio de Bio-mecánica que sirvieron de base para el planteamiento del desarrollo de la solución Hardware-Software. La plataforma de fuerza Kistler 9286b [KIS2016] y balance SD, utilizados para representación del movimiento del centro de masa/presión (COM/COP) y a partir de los resultados que exponen cada uno de estos instrumentos se ideó una solución que opera de forma análoga a los dispositivos que ya son utilizados en el laboratorio, es decir con un software que permita entregar información de manera similar a estos sistemas, para aprovechar los conocimientos de los usuarios con el fin de disminuir la curva de aprendizaje del sistema implementado para que estos comprendan el software sin demasiado entrenamiento y a su vez la transición sea más satisfactoria.

En lo referente a Hardware se utilizó un sensor inercial MPU6050, el cual será puesto 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 y transmitir dicha información al microcontrolador Arduino en donde es procesada y traducida a variables físicas (aceleración y velocidad angular), en donde finalmente el software dentro del ordenador recibe la información y realiza el procesamiento para obtener el ángulo y desplazamiento junto con brindar la opción de efectuar análisis específicos de la información utilizando interfaces gráficas sencillas.

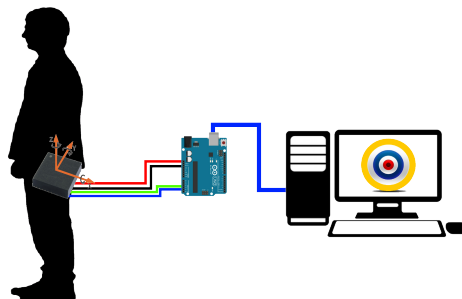


Figura 8: Diagrama Sistema

4.2. Programación en Arduino

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, luego de conectar correctamente el sensor MPU6050 con el fin de configurar el comportamiento del sensor es necesario definir ciertos valores en registros, además de precisar el formato de envío para desplegar los datos por el puerto serial, en este caso consta de una línea con los 6 datos separados por espacio.

La programación del microcontrolador fue de la siguiente forma ver Figura(9). En el Loop de ejecución de Arduino es requerida la configuración del MPU6050, mediante la escritura de comandos en el puerto serial, específicamente 4 parámetros han de ser configurados obligadamente: Frecuencia de Muestreo, Filtro pasa bajo, rango Acelerómetro, rango Giroscopio, luego de realizada la configuración se comienza a enviar la información sensorial.

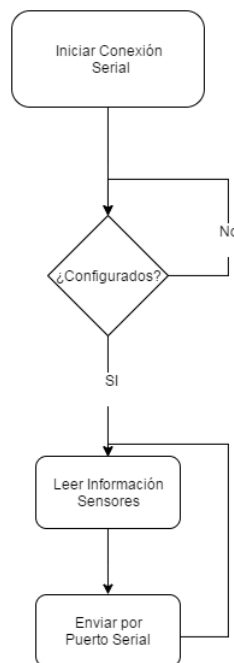


Figura 9: Diagrama Código Arduino

Una vez se completa la configuración se procede a la lectura de los registros para obtener los valores RAW, tanto acelerómetro como giroscopio, para finalmente enviar mediante comunicación serial el valor resultante expresado en su unidad física correspondiente al ser dividido acorde a la sensibilidad según el rango previamente configurado ver Tabla (2).

4.3. Requisitos Funcionales Software

- El sistema debe ser capaz de describir mediante el estudio de variables cinemáticas (aceleración y velocidad angular), procesarlas y realizar análisis kinesiólogos (desplazamiento 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.
- El sistema debe permitir la configuración de los Sensores, ajustar su sensibilidad rango.
- Se debe permitir la configuración de las variables involucradas en cada pruebas a realizar, partiendo por la altura desde la que fue puesta el sensor, la orientación de éste, tiempo de prueba, etc.
- En lo referente a análisis de los gráficos 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.

4.5. Resumen de Características

- **Configurable:** El software permite configurar la gran mayoría de opciones tanto velocidades de muestreo, 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, entre otros.
- **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 desplegadas 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 seleccionarlos sin la necesidad de re-ingresarlos en cada momento.
- **Geometría Analítica** Se usó bastante 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.

4.6. Cálculo Ángulo

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.

A partir de esta información existen distintos métodos para calcular el ángulo, tales como:

4.6.1. Cálculo Ángulo con Acelerómetro

Es posible usar solo acelerómetro como inclinómetro, este nos entrega el ángulo con gran exactitud espacial, pero es demasiado sensible a cualquier variación en la aceleración en cualquiera de sus 3 ejes, estas variaciones pueden no ser producto tan solo de la fuerza gravitacional, por ende se generan medidas erráticas debido a los cambios de aceleración constantes que son generados al girar/mover la IMU. Para los cálculos del ángulo como se muestra en el ejemplo para el cálculo de los ángulos Medio-Lateral ver ecuación (3) e Antero-Posterior ver ecuación (4) usando el sensor en posición vertical con la referencia hacia atrás.

$$anguloML = \tan \left(\frac{aceleracionX}{\sqrt{aceleracionZ^2 + aceleracionY^2}} \right) \quad (3)$$

$$anguloAP = \tan \left(\frac{aceleracionZ}{\sqrt{aceleracionX^2 + aceleracionY^2}} \right) \quad (4)$$

4.6.2. Cálculo ángulo con giroscopio

A partir de la variación de la velocidad angular se puede obtener una aproximación del ángulo, utilizando sólo el giroscopio a diferencia del acelerómetro, podemos realizar los cálculos del ángulo con mayor precisión, pero al no tener una referencia clara del origen de la mediciones es difícil de contrastar la información con el movimiento realizado, esto dificulta enormemente la interpretación, además con el tiempo los datos capturados comienzan a acumular un pequeño error, a estos errores acumulados se les conoce como drift o deriva.

4.7. Métodos implementados para obtención del Ángulo

En el software fueron incluidos los 3 algoritmos descritos, para ser usados según el usuario lo requiera, para ello se implemento una interfaz sencilla ver Figura (10) en donde configurar tan solo algunos parámetros, los cuales con la configuración por defecto deberían funcionar sin mayores problemas.

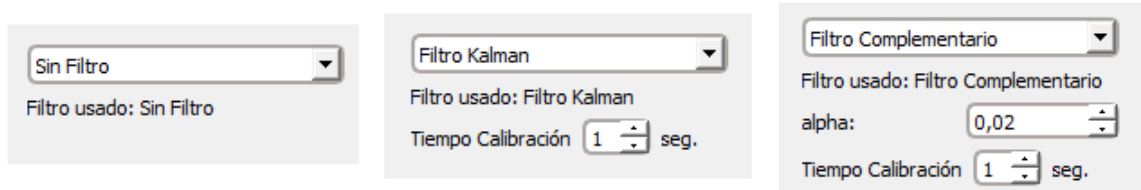


Figura 10: Selector de filtros en Software

4.7.1. Sin Filtro

El punto de partida para el cálculo del ángulo consiste en la implementación tan solo usando el acelerómetro, ya que este es utilizado como base y a la vez en cada iteración para los cálculos en 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.

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	$\tan\left(\frac{aceleracionY}{\sqrt{aceleracionX^2+aceleracionZ^2}}\right)$	$\tan\left(\frac{aceleracionX}{\sqrt{aceleracionY^2+aceleracionZ^2}}\right)$

Tabla 6: Tabla cálculo ángulo usando Acelerómetro

Como el ángulo resultante a partir de sólo acelerómetro, existe la opción de agregar mas información para corregir/mejorar la aproximación.

La Fusión de Datos es un método para integrar señales provenientes de múltiples fuentes. Permite extraer información de varias fuentes diferentes para integrarlos en una sola señal o

información.

Para el análisis del desplazamiento del centro de masa se requiere que el ángulo obtenido sea lo en su medida lo mas preciso, para ello se estudiaron e implementaron 2 filtros que permiten una correcta integración de los datos de aceleración lineal con velocidad angular.

4.7.2. 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 nos permite calcular el ángulo de manera exacta, pero si tener una clara referencia de la posición donde está el sensor.

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, es obtenida una mejor estimación inicial para las posteriores iteraciones del filtro.

A partir de la ecuación del Filtro complementario (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 (6). Entonces el parámetro nuevo a considerar es la velocidad angular ω que debe ser utilizada según la orientación del dispositivo tal como se muestra en la siguiente tabla.

Orientación	Ángulo Medio-Lateral	Ángulo 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	$\omega = -GiroscopioX$	$\omega = GiroscopioY$

Tabla 7: Tabla cálculo ángulo usando Filtro Complementario

Nota: el dt es obtenido a partir de la diferencia entre la muestra actual y la anterior, por ende para el ángulo de inicio es considerado sólo el obtenido por el acelerómetro.

4.7.3. Filtro Kalman

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.

En base a la explicación de como implementarla por Kristian Sloth Lauszus [LAU2012], junto con las librerías en C++ propuestas, la implementación del filtro de Kalman se realiza de manera sencilla, y los parámetros necesarios son exactamente los mismos utilizados por el filtro complementario con distinta nomenclatura, por ende solo serán nombrados, al igual que los casos anteriores es de gran importancia la orientación elegida, utilizando las mismas descritas en las tablas (6) 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.

Orientación	Ángulo Medio-Lateral	Ángulo 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	$\omega = -GiroscopioX$	$\omega = GiroscopioY$

Tabla 8: Tabla cálculo ángulo usando Filtro de Kalman

4.7.4. 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 o no el filtro razón por la cual 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.

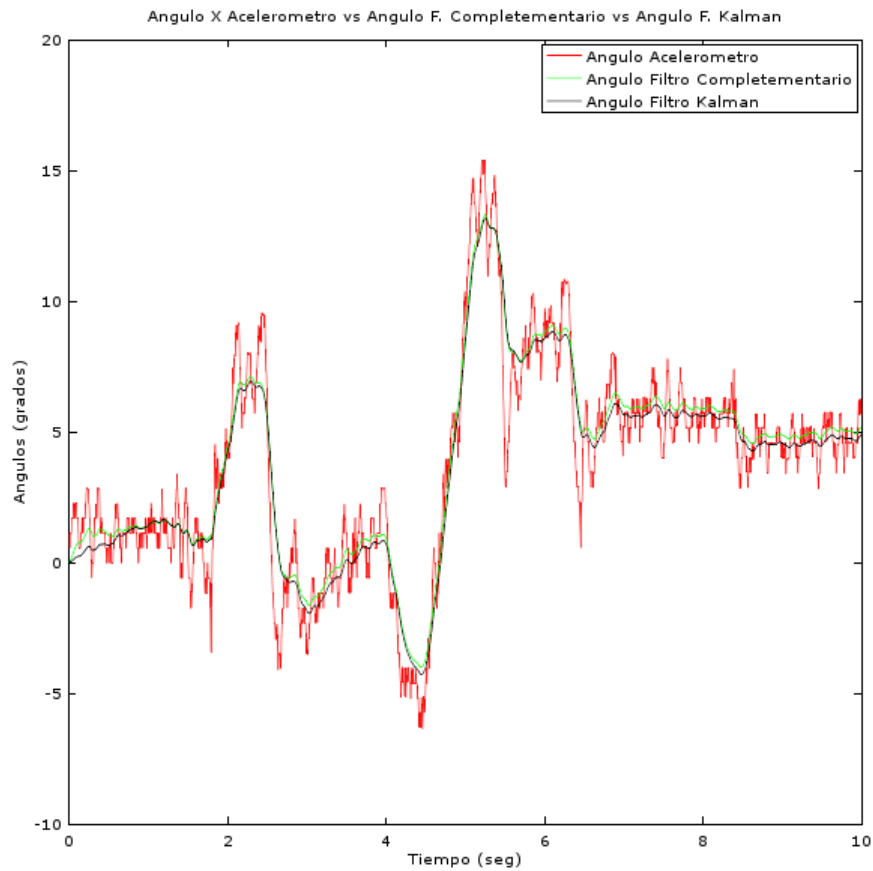


Figura 11: Comparativa Angulo Acelerómetro vs Filtro Kalman vs Filtro Complementario

Pese a primera vista que la gráfica ver Figura (11) demuestra la gran corrección que realizan los filtros frente a el cálculo sin estos, los análisis que pueden ser concluidos respecto al cálculo del ángulo:

- **Cálculo del ángulo sin usar filtros:** la diferencia entre los filtros vs el Cálculo sin el uso de estos es significativa, en especial respecto al ruido apreciable que es reducido en gran medida por la incorporación de algún filtro.
- **Aplicando filtros:** el uso del filtro mejora considerablemente el ruido obtenido, pero a su vez si son comparados ambos filtros disponibles, estos tienen un comportamiento similar, sin entrar en estudios complejos acerca de cual es mas óptimo, es completamente a criterio del usuario el filtro que aplicará.

4.8. Cálculo del Desplazamiento

Basado en la premisa que la posición bípeda-quieta puede ser representada como un péndulo invertido, por lo tanto considerando la variación angular del movimiento pendular de un sujeto en las coordenadas antero-posterior y medio-lateral es aplicable la trigonometría para obtener el desplazamiento. Usando esta variación angular se consideraron para el cálculo del desplazamiento los siguientes métodos.

4.8.1. Proyección del ángulo

Para obtener la distancia proyectada en el eje horizontal, usando trigonometría tomando la altura h como la distancia desde el suelo hasta donde fue puesto el sensor como el equivalente a la hipotenusa de un triángulo rectángulo, como se muestra en la Figura (12), se puede calcular usando la Ecuación (5), aplicando la función \sin del ángulo α en grados obtenido mediante el filtro aplicado, junto con ponderar el valor obtenido por la altura h (hipotenusa del triángulo), el valor resultante equivale a la distancia d correspondiente al desplazamiento del centro de masa estimado, en la cual su unidad de medida es la misma usada para describir la altura h en general centímetros.

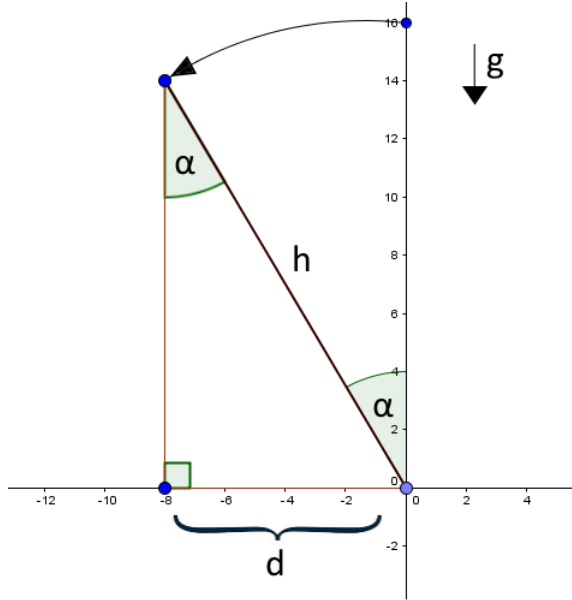


Figura 12: Ejemplo cálculo Proyección Angulo

$$d = \sin(\alpha) * h \quad (5)$$

4.8.2. Recorrido curvo del ángulo

La longitud del arco generado por el ángulo puede ser considerado un tipo de desplazamiento, por ello fue implementado.

Calculando la longitud del arco formado desde donde comienza la medición hasta el ángulo α ver Figura (13) en grados a radianes y ponderando el valor obtenido por la altura h , tal como se muestra en la Ecuación (6).

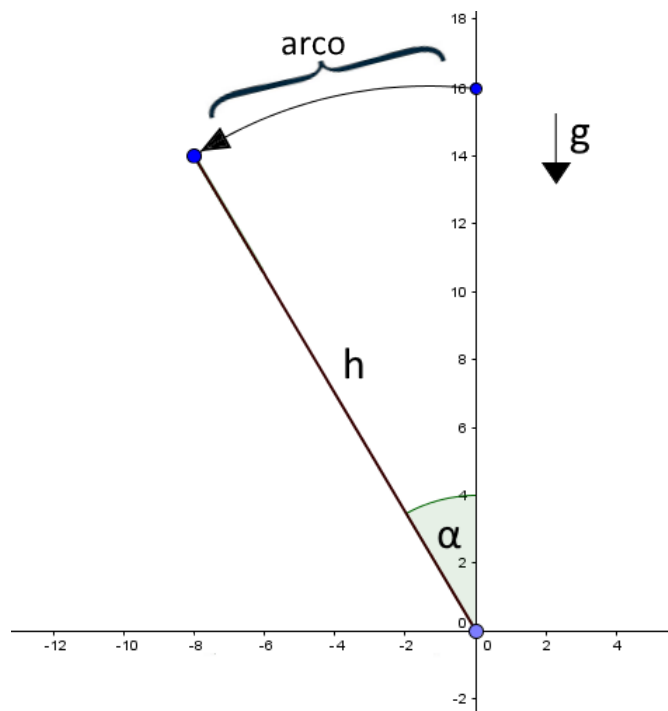


Figura 13: Ejemplo cálculo Recorrido Curvo

$$arco = \left(\frac{\alpha * 2\pi}{360} \right) * h \quad (6)$$

4.8.3. Comparación métodos Cálculo Desplazamiento

Para comparar la aproximación que generan ambos métodos, estos fueron analizados utilizando una altura de 100 centímetros.

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

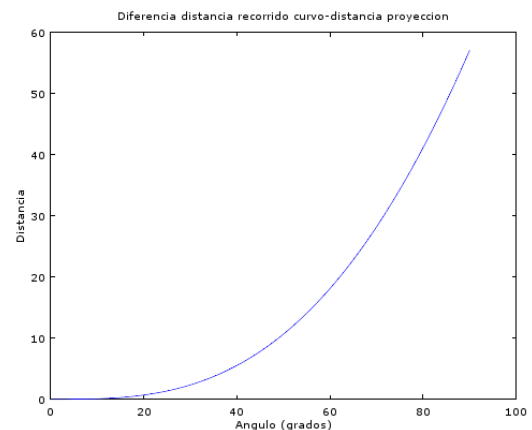


Figura 15 & Tabla 8: Comparación Recorrido Curvo - Proyección

Al comparar los métodos anteriormente mencionados para el cálculo del desplazamiento Recorrido Curvo y Proyección, estos se comportan de forma similar en ángulos pequeños, pero a medida que el valor del ángulo comienza a incrementar la diferencia genera una curva exponencial el desplazamiento, debido a que la distancia calculada mediante el recorrido curvo es mayor frente a la obtenida por proyección, lo que nos da a concluir que ambos métodos entregan en ángulos pequeños desplazamientos similares, pero al aumentar el ángulo se comportan diferente.

Por lo tanto se debe tener en consideración al momento de escoger con qué método se realizará el cálculo, ya que con ambos se puede interpretar el desplazamiento, pero a su vez debido a los límites del balance que en general su dominio consiste en tan solo ángulos 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.

4.9. Codificación del Software

Una parte importante del sistema es la interfaz que permite al usuario interactuar con el micro-controlador sin conocer más a fondo su funcionamiento, con este propósito fue implementado utilizando el Framework QT(C++)[QT2015] en su versión Open-Source, al estar basado en C++ en cuanto a estabilidad y rendimiento se refiere es una de las mejores opciones a tener en consideración.

El software permite la captura y procesamiento de información proveniente de la comunicación serial entre el micro-controlador Arduino y el ordenador, 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. 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 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 que se tan solo se comunicara con el puerto serial, pudiendo conectarse a este, y obtener la información que se encontrara disponible. Durante el desarrollo se incluyeron más opciones para una visualización más agradable, 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 no solo es usada para leer los datos en el puerto, también es posible 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 tanto Acelerómetro como Giroscopio, a través de una interfaz sencilla e intuitiva ver Figura (16).



Figura 16: Ventana Ajustes Sensores

Al momento de iniciar la aplicación si es que son detectados dispositivos en el puerto

Serial se lanza la interfaz principal ver Figura (17), en donde se elige un paciente y la prueba a realizar.

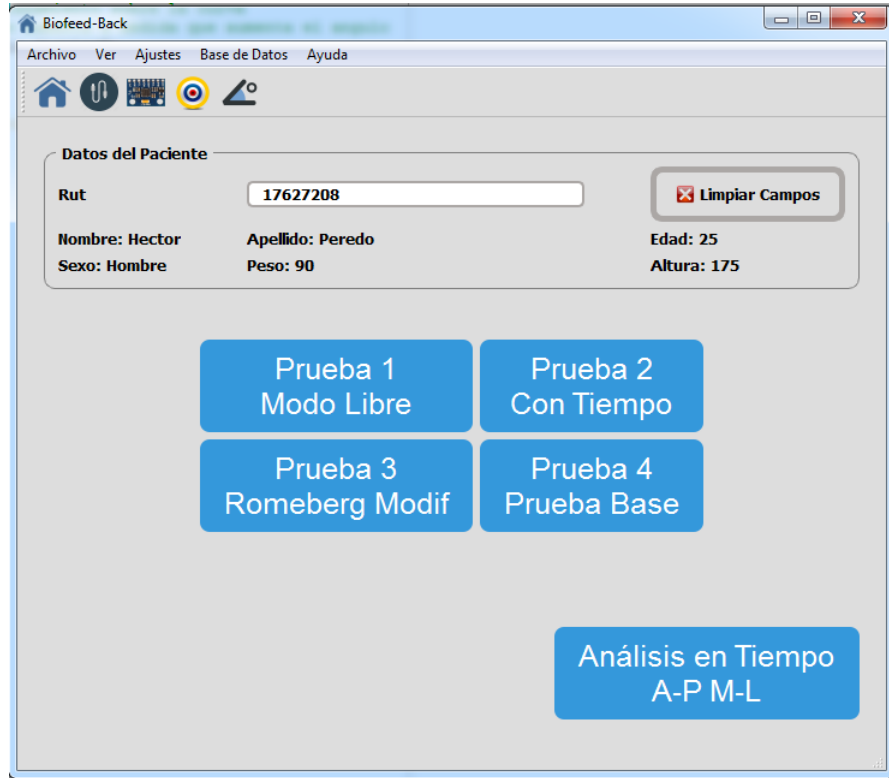


Figura 17: Ventana Principal

Luego de seleccionada la prueba, según el tipo de prueba se permite configurar ciertos elementos, la interfaz fue pensada en ajustar la mayor cantidad de opciones sin sobrecargar demasiado ver Figura (18).

Modo Libre

Volver Inicio

Paciente: 17627208

Ajustes Orientación Sensores

Orientación sensores: **Vertical**

☒ Atras ☐ Frente
☐ Izquierda ☐ Derecha

Ajustes Finales

Altura dispositivo sugerida (55%): 96.25

Altura dispositivo (cm): **96,25**

Limitar gráfico al borde: ☒

Tiempo Prueba (seg): **10** Infinito ☐

Ajustes Objetivos

Cantidad Objetivos: **8**

Generar en orden aleatorio: ☒

Marcables en orden: ☒

Detener Prueba al marcar todos: ☒

Iniciar Prueba

Figura 18: Ventana Configuración Prueba

De entre los elementos configurables existen los siguientes

- **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 de por si 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:** Los objetivos pueden ser puestos en posiciones al azar dentro del gráfico o seguir una trayectoria circular.
 - **Marcables en orden:** Define como se interacciona con los objetivos, si esta opción 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:** Como su nombre lo indica es definido si al pasar por todos los objetivos es finalizada la prueba o continua.
- **Ajustes Finales** Son los ajustes referentes a si contara con un tiempo específico para la prueba, a y la opción de para la representación.
- **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.

Nota: Algunos 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.

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

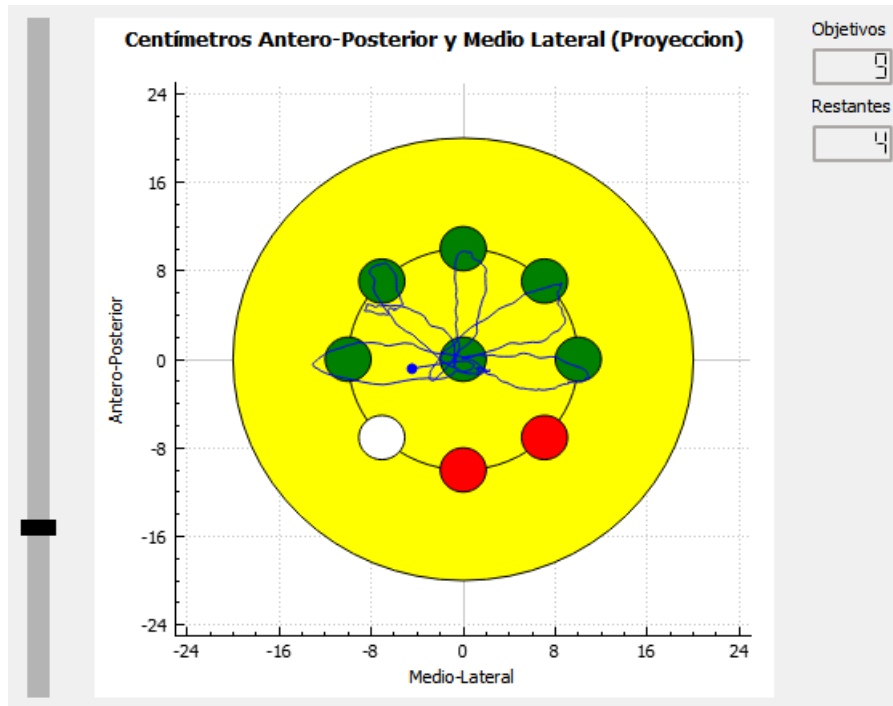


Figura 19: Gráfico de Prueba

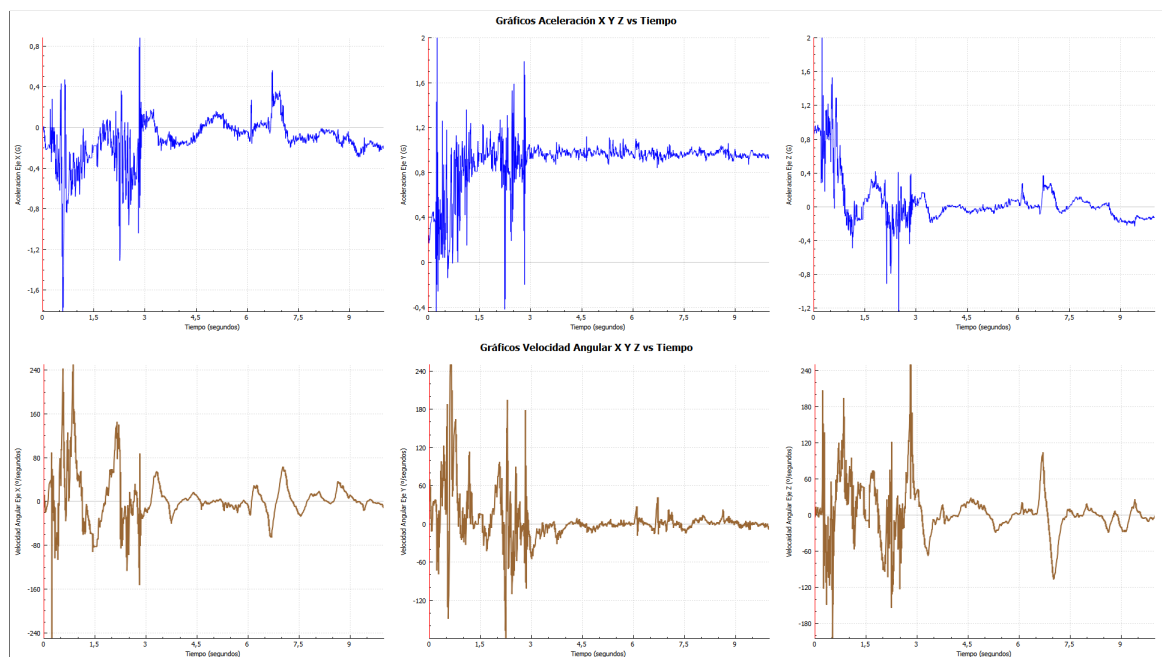


Figura 20: Gráficos de los sensores

Finalmente para el análisis de la información se dispone de herramientas intuitivas que permiten seleccionar intervalos, para el cálculo de estadísticos de la prueba, media, máximos, mínimos, etc. ver Figura (21).

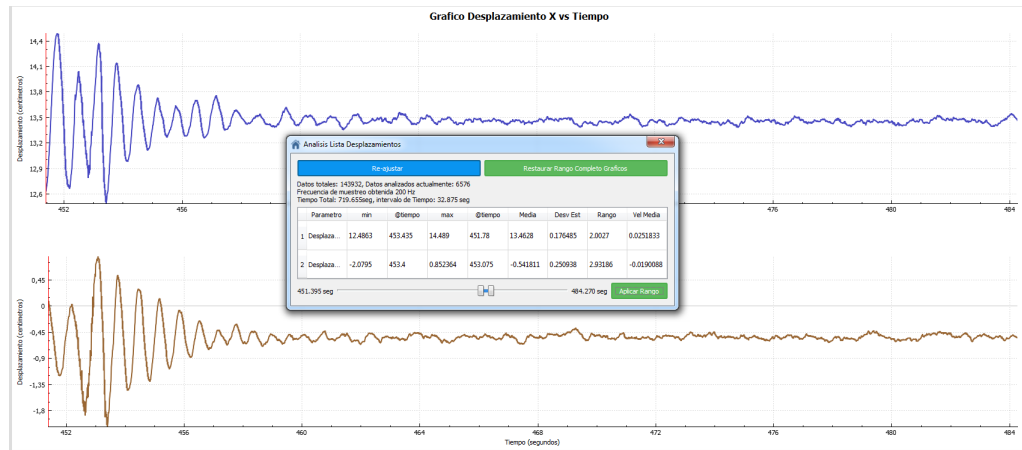


Figura 21: Ejemplo Herramienta de Análisis

4.10. 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, en contraste por el estudiado en esta Tesis, utilizando acelerometría para obtener la variación espacial del centro de masa, los resultados y análisis de las pruebas realizadas serán descritos a continuación.

4.10.1. Contraste Dispositivo vs Plataforma de Fuerza Kistler

El método empleado para verificar la fidelidad con que representa 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 m, 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, 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.

4.10.2. Prueba Dispositivo 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.

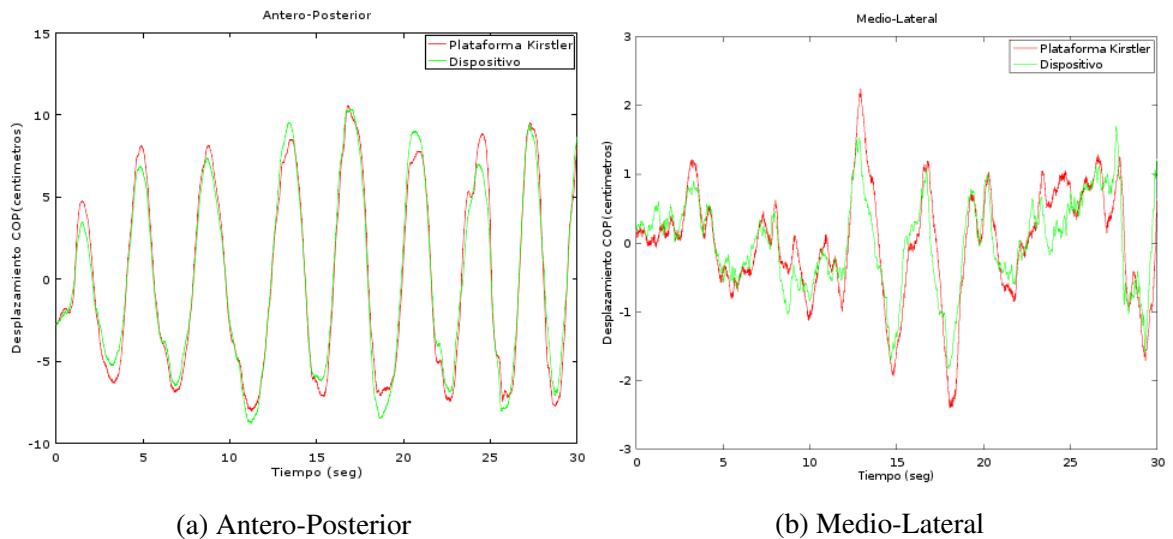


Figura 22: Prueba Dispositivo de BioFeed-Back ubicado Espalda

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 temporal, para coincidir los tiempos donde se realizaban las mediciones, por ende se puede entender que la correlación entre ellos es cercana a 1, indicando el grado de igualdad que poseen ambas curvas.

4.10.3. Prueba Dispositivo de BioFeed-Back ubicado Lateral Izquierdo

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

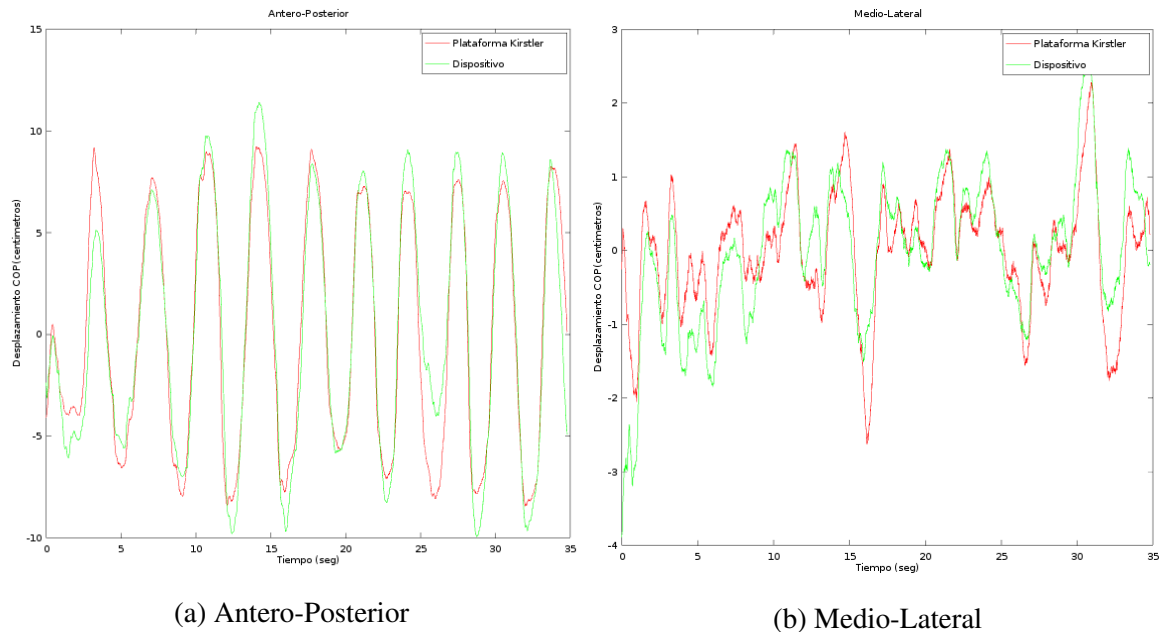


Figura 23: Prueba Dispositivo de BioFeed-Back ubicado Lateral Izquierdo

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 mas lejana al centro de masa de sujeto, pero pese a esa distancia extra es posible analizar el comportamiento del desplazamiento de éste.

4.10.4. Prueba Frontal

El procedimiento fue similar a las anteriores descritas, tan solo que en la mitad de la prueba se comenzo a generar variaciones medio-laterales por el sujeto de pruebas, con el fin de registrar una mayor variación en los registros.

Los resultados obtenidos son los siguientes:

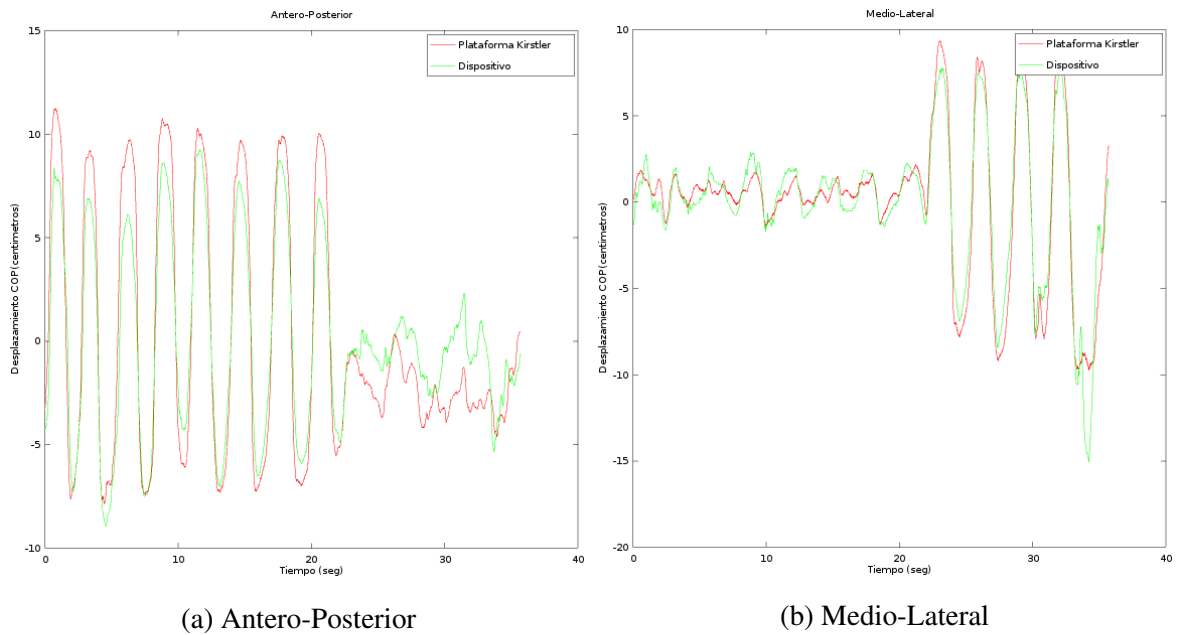


Figura 24: Prueba Dispositivo de BioFeed-Back ubicado Frontal Sujeto

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 mas directa.

4.10.5. Resumen de Resultados

Para comparar los resultados se definieron métodos para la batería de comparaciones a realizar, en donde la principal motivación consiste en demostrar el comportamiento de las series temporales utilizando valores representativos, con el fin de representar los resultados obtenidos de la forma mas científica posible.

Sin más que acotar a continuación se encuentra la definición de todas las ecuaciones utilizadas para obtener los cálculos en tabla de Resultados.

Definición de ecuaciones

$$\begin{matrix} \text{serie temporal} \\ \text{Kistler} \end{matrix} : S_K = \begin{cases} AP_K & : \text{Serie temporal Antero-Posterior de Kistler} \\ ML_K & : \text{Serie temporal Medio-Lateral} \end{cases} \quad (7)$$

$$\begin{matrix} \text{serie temporal} \\ \text{Dispositivo} \end{matrix} : S_D = \begin{cases} AP_D & : \text{Serie temporal Antero-Posterior Dispositivo de BioFeed-Back} \\ ML_D & : \text{Serie temporal Medio-Lateral Dispositivo de BioFeed-Back} \end{cases} \quad (8)$$

En las siguientes definiciones * equivale a Antero-Posterior o Medio Lateral.

$$\begin{matrix} \text{escalar} \\ \text{Rango} \end{matrix} : R^* = \text{Max}(S_K^*) - \text{Min}(S_K^*) \quad (9)$$

$$\begin{matrix} \text{Serie temporal} \\ \text{Diferencia} \end{matrix} : \Delta^* = S_K^* - S_D^* \quad (10)$$

$$\begin{matrix} \text{escalar} \\ \text{Error medio porcentual} \end{matrix} : \text{Error}^* = \left(\frac{\sum_{i=1}^n |\Delta^*|}{n} \right) * \frac{100}{R^*} \quad (11)$$

$$\begin{matrix} \text{escalar} \\ \text{Mínima diferencia porcentual} \end{matrix} : \text{Min}\Delta^* = \text{Min}(\Delta^*) * \frac{100}{R^*} \quad (12)$$

$$\begin{matrix} \text{escalar} \\ \text{Máxima diferencia porcentual} \end{matrix} : \text{Max}\Delta^* = \text{Max}(\Delta^*) * \frac{100}{R^*} \quad (13)$$

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
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

Tabla 9: Tabla resultados pruebas

4.10.6. 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 a 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 aproximadamente cerca de esa posición, era un resultado esperable, en cambio si son analizadas por separado, la prueba que representa mejor la variación Antero-Posterior, consiste en la prueba con el sensor en la Espalda, y para el medio lateral, el dispositivo al Frente del sujeto.

La prueba que arrojo menores cantidades de error en comparación con la plataforma Kistler, fue con el dispositivo en la Espalda del sujeto, por contra-parte la que ofrece mas diferencias(error) es con el dispositivo en la parte Lateral Izquierda fue la que entrega un error mayor.

4.11. Principales Desafíos

4.11.1. Representación en Tiempo Real

La interfaz gráfica es una parte integral del sistema, pasando a ser la principal fuente de información para la retroalimentación, junto con el lugar donde mayormente interviene el usuario del sistema, entonces el no poder desplegar la información a tiempo, o que esta sea poco representativa es un gran problema. Se planteó inicialmente en 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 resulta demasiado bien. 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 no sea un problema. 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 (14), después de realizar el cálculo, del total de muestras obtenidas aplicando módulo del *DivisorFPS*, si el resultado del módulo es 0 se envía el dato.

Nota: Si la frecuencia de muestreo es menor a los FPS escogidos se enviarán todas las muestras considerando el resultado de la Ecuación (14) = 1.

$$DivisorFPS = (int) \left(\frac{frecuenciaMuestreo}{FPS} \right) \quad (14)$$

4.11.2. Orientación Sensores

Al momento de realizar la captura de información sensorial, junto con la obtención del ángulo de inclinación deben ser consideradas referenciado tales como:

- **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 en la posición que el prototipo o sistema final será puesta en el sujeto de estudio,

ya que al cambiar la posición, las referencias internas del sensor dependen directamente de la posición, sino todo lo resultante va a cambiar, y con ello la información entregada comenzaría a describir el movimiento desde una perspectiva distinta a la planteada para los cálculos y estudio posterior.

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 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), éstos se configuraron estudiando los ejes que debían ser usados según la orientación junto con el sentido en que varía la información de Acelerómetro y giroscopio, para así realizar el cálculo final.

4.11.3. Comprensión de los algoritmos matemáticos involucrados

Para una correcta complementación y a la vez explicación el aprender y/o comprender el funcionamiento junto a las variables requeridas para una adecuada implementación, en este caso, principalmente en el Software.

El estudio para la obtención del ángulo con sus distintos métodos, acelerómetro, giroscopio, filtro complementario y filtro de Kalman, y de los principios involucrados en cada uno de estos, además de la asociación de los elementos utilizados para cada uno.

4.11.4. Data Terminal Ready

Según el tipo de semiconductor del puerto USB de Arduino puede venir por defecto el Pin DTR (Data Terminal Ready) la función Reset de Arduino puede venir activada o desactivada. 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 es complicación 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.

4.11.5. 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 que generó este error es la detección propia de éste, ya que al ser un error completamente aislado de los elementos que comúnmente son manipulados Arduino y Software, y a su vez es relativo a un modelo concreto de controlador de sistema y a su vez sistema operativo lo cual era de partida complejo de percibir y/o predecir.

La solución fue a partir de la información de configuración FTDI[INT2010] para configurar directamente en el registro de Windows (regedit) en la dirección asociada al controlador el parámetro de latencia deseado, para que éste sea lo más bajo posible.

5. Conclusiones y Trabajos Futuros

5.1. Conclusiones

A partir de los resultados obtenidos, y sus posteriores análisis e interpretación de los mismos, se pueden enunciar las siguientes como conclusiones mas relevantes.

- El principal objetivo de esta Tesis era generar un solución usando Acelerometría para el estudio del Balance, dicho esto, 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 replicar con un grado de similitud el estudio del Balance Clínico.

Unos de los objetivos era diseñar una solución de bajo coste comparado con el alto precio de los dispositivos actualmente utilizados principalmente en el Laboratorio, dicho esto 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 bordea el 0.1 % del valor de la plataforma, lo que supone una diferencia considerable.

La similitud en la información aunque de por si es alta de acuerdo los resultados de las pruebas realizadas, no es correcto dar por concluido el trabajo, esta Tesis el punto de partida y/o complemento a las investigaciones y avances en materia de la Biomecánica Humana.

- Todos los sistemas diseñados implementados en C++, tienen un tiempo de procesado muy corto, junto con una utilización de la maquina bajo en comparación a otros Lenguajes de programacion, fue probado satisfactoriamente en los equipos del Laboratorio de Biomecánica.

5.2. Trabajos Futuros

6. Bibliografía

- [ARD2013] Arduino. *Arduino - Home*. 2013. URL: <https://www.arduino.cc/>.
- [BIO2016] Biodex. *Balance System™ 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.
- [DON+2012] Lars Donath y col. «Testing single and double limb standing balance performance: Comparison of COP path length evaluation between two devices». en. En: *Gait & Posture* 36.3 (jul. de 2012), págs. 439-443. ISSN: 09666362. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.04.001. URL: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636212001208> (visitado 03-07-2016).
- [GIA+2009] D. Giansanti y col. «Energetic assessment of trunk postural modifications induced by a wearable audio-biofeedback system». en. En: *Medical Engineering & Physics* 31.1 (ene. de 2009), págs. 48-54. ISSN: 13504533. DOI: 10.1016/j.medengphy.2008.04.004. URL: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453308000507> (visitado 28-06-2016).
- [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] InvenSense. *Map Register and Descriptions*. 2013. URL: <http://43zrtwysvxb2gf2.wpengine.netdna-cdn.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Register-Map1.pdf> (visitado 05-10-2015).
- [KIS2016] KISTLER. *Kistler 9286B DataSheet*. 2016. URL: <https://www.ntnu.edu/documents/221360533/221362168/KISTLER.pdf/6e0bf322-368e-46b2-b125-c7251046a81c> (visitado 04-05-2016).

- [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).
- [MAU2005] Sandra Mau. «How can it be used for Data Fusion?» En: (2005). URL: <http://www.cs.cmu.edu/~smau/Mau05MathKalman.pdf> (visitado 01-07-2016).
- [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* 46.2 (2010), pág. 239. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3033730/> (visitado 01-07-2016).
- [QT2015] QT. *QT Home*. 2015. URL: <http://www.qt.io/> (visitado 05-10-2015).
- [SCO+2013] Fabio Scoppa y col. «Clinical stabilometry standardization». en. En: *Gait & Posture* 37.2 (feb. de 2013), págs. 290-292. ISSN: 09666362. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.07.009. URL: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636212002792> (visitado 01-07-2016).
- [SEM2014] NXP Semiconductors. *I2C bus Specification and User Manual*. 2014. URL: <http://www.i2c-bus.org/specification> (visitado 13-12-2015).