

**ESTUDIO DEL MOVIMIENTO DE UNA EXTREMIDAD INFERIOR  
IMPLEMENTANDO UN MODELO COMPUTACIONAL, POR MEDIO DE  
CINEMÁTICA ROBÓTICA, PROCESAMIENTO DE SEÑALES Y  
TECNOLOGÍA TIPO MEMS**

Andrés Eduardo Gómez Hernández  
Ingeniero Electrónico

Universidad Industrial de Santander  
Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas  
Escuela de Ingeniería de Sistemas e Informática  
Programa de Maestría en Ingeniería Sistemas e Informática  
Bucaramanga, 2012

**ESTUDIO DEL MOVIMIENTO DE UNA EXTREMIDAD INFERIOR  
IMPLEMENTANDO UN MODELO COMPUTACIONAL, POR MEDIO DE  
CINEMÁTICA ROBÓTICA, PROCESAMIENTO DE SEÑALES Y  
TECNOLOGÍA TIPO MEMS**

Andrés Eduardo Gómez Hernández

*Trabajo de grado presentado para optar al título de Magister en Ingeniería de Sistemas e  
Informática*

**Director del proyecto:**

John Faber Archila Díaz, Profesor

Universidad Industrial de Santander  
Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas  
Escuela de Ingeniería de Sistemas e Informática  
Programa de Maestría en Ingeniería Sistemas e Informática  
Bucaramanga, 2012

*Muere lentamente. . .*

Muere lentamente quien no viaja, quien no lee, quien no escucha música, quien no halla encanto en sí mismo.

Muere lentamente quien destruye su amor propio; quien no se deja ayudar.

Muere lentamente quien se transforma en esclavo del hábito, repitiendo todos los días los mismos senderos; quien no cambia de rutina, no se arriesga a vestir un nuevo color o no conversa con quien desconoce.

Muere lentamente quien evita una pasión y su remolino de emociones; aquellas que rescatan el brillo de los ojos y los corazones decaídos.

Muere lentamente quien no cambia la vida cuando está insatisfecho con su trabajo, o su amor; quien no arriesga lo seguro por lo incierto para ir tras de un sueño; quien no se permite, por lo menos una vez en la vida, huir de los consejos sensatos...

*Pablo Neruda.*

Gracias Dios, por permitirme hacer todo lo que me has encomendado,  
Madre, este es el fruto de tus largas jornadas de trabajo y de todo el esmero por  
hacer de nosotros personas de bien. Gracias, mil gracias, porque a la hora de  
batallar fuiste primera, siempre en guardia, siempre primera,  
A mi gran mentor, el profesor *Antonio Gan* (Mi padre), por enseñarme con su  
ejemplo y sabiduría a amar la ingeniería, pero ante todo, a que siempre debo  
prepararme para ser mejor en todos los aspectos,  
A mis sobrinos, en especial a mi amada *Maria Jose*, por demostrarme que el amor  
sincero si existe,  
A mi director, el profesor *John F. Archila D.*, mil gracias por la oportunidad, por todo  
lo que me enseñó, por permitirme ser parte de una gran universidad. Estoy  
eternamente agradecido con usted, que mi Dios le pague por todo.  
A Lina, mi ángel de la guarda, mi dulce compañía, mil gracias por toda tu ayuda. Te  
quiero mucho.  
Al profesor *Jorgue A. Ortiz S.*, Quien con su desinteresado aporte, me ayudó mucho  
en una etapa importante del proyecto, Mil gracias profe.  
A la UIS, por todas las oportunidades que me dió, por permitirme trabajar para ella  
y sobre todo por formarme como investigador, muchas gracias.  
A la Escuela de Ingeniería de Sistemas e Informática, mi escuela, por el excelente  
trato que me brindo durante todo mi posgrado.  
Al grupo GIIB, al profesor *Alfonso Mendoza*, a la profesora *Lola X. Bautista R.*, al Ing.  
*Hugo Gualdrón*, A los estudiantes de Maestría y a los estudiantes de pregrado. Mil  
gracias por todo, que mi Dios les pague.

## RESUMEN

### TÍTULO:

**ESTUDIO DEL MOVIMIENTO DE UNA EXTREMIDAD INFERIOR IMPLEMENTANDO UN MODELO COMPUTACIONAL, POR MEDIO DE CINEMÁTICA ROBÓTICA, PROCESAMIENTO DE SEÑALES Y TECNOLOGÍA TIPO MEMS<sup>1</sup>**

### AUTOR:

Andrés Eduardo Gómez Hernández<sup>2</sup>

### PALABRAS CLAVE:

Cinemática, Robótica, MEMS, Procesamiento de señales.

### DESCRIPCIÓN:

La discapacidad a nivel mundial está alcanzando proporciones considerables, demostrando que este problema, puede ser padecido por cualquier persona, en algún momento de su vida. Las personas que padecen de algún tipo de discapacidad, son vulnerables al contexto social en el que se desenvuelven, entre otros aspectos, por la relación estrecha que existe entre esta y la pobreza extrema, motivo por el cual son frecuentemente discriminadas.

La investigación en discapacidad es esencial para su comprensión pública. Esta debe contribuir con el desarrollo de nuevas técnicas y tecnologías que ayuden a la rehabilitación de un paciente, proporcionándole herramientas a los especialistas para la detección y el diagnóstico. Uno de los campos específicos, en los que se ha venido trabajando en los últimos años, es en la cuantificación del movimiento humano, por medio de herramientas para el análisis cinemático, que permitan al especialista diagnosticar, y ver la evolución de la terapia aplicada a los pacientes con algún tipo de discapacidad por movimiento.

Por otra parte, con el desarrollo progresivo de los dispositivos para el sensado del movimiento, se han encontrado nuevas técnicas que estudian de forma directa el movimiento del cuerpo humano, aprovechando la experiencia y el conocimiento logrado en el campo de la robótica industrial. Los acelerómetros tipo MEMS, son parte de los dispositivos que permitirán la cuantificación del movimiento, teniendo en cuenta algunas de sus características fundamentales como el número de ejes, sensibilidad y consumo entre otros.

El modelo computacional desarrollado en este proyecto, utiliza los conceptos matemáticos de la cinemática de robots manipuladores, para desarrollar un modelo cinemático directo que permita describir y estudiar el movimiento de una extremidad inferior humana. Los ángulos que necesita este modelo, serán proporcionados por medio de la cinemática inversa establecida para una extremidad inferior en dos planos del cuerpo humano, el sagital y el frontal.

El punto espacial requerido para el cálculo de los ángulos de las articulaciones en la cinemática inversa, es obtenido por medio del procesamiento de las señales adquiridas del acelerómetro triaxial *MMA 7341L* del fabricante Freescale. Las señales son filtradas por medio de la aplicación de la transformada Wavelet, la implementación de algunos algoritmos como el filtro mecánico, la integración de las señales para conocer la posición espacial y el ajuste de las señales por motivo de los errores de desviación. Como resultado de este trabajo se desarrolló una herramienta, con la cual a partir de la señal de un acelerómetro es posible obtener la posición de la extremidad inferior y los ángulos de las articulaciones, aportando a los procedimientos de diagnóstico actuales.

---

<sup>1</sup>Trabajo de grado

<sup>2</sup>Facultad de Ingenierías Físico Mecánicas. Escuela de ingeniería de Sistemas e Informática. Director: Profesor John Faber Archila Díaz

## SUMMARY

**TITLE:**

**STUDY OF MOVEMENT OF A LIMB LOWER IMPLEMENTING A COMPUTATIONAL MODEL, USING ROBOTICS KINEMATICS, SIGNAL PROCESSING AND MEMS TECHNOLOGY**  
1

**AUTHORS:**

Andrés Eduardo Gómez Hernández<sup>2</sup>

**KEYWORDS:**

Kinematics, Robotics, MEMS

**DESCRIPTION:**

The disability worldwide is reaching considerable proportions, showing that this problem may be suffered by any person, at some point in their lives. People who have a disability, are vulnerable to the social context in which they operate, among other things, by the close relationship between this and extreme poverty, reason why they are often discriminated against.

Research on disability is essential for public understanding. This should contribute to the development of new techniques and technologies that help the rehabilitation of a patient, providing specialists tools for detection and diagnosis. One of the specific areas in which we have been working in recent years, is in the quantification of human movement through kinematic analysis tools that allow the specialist to diagnose, and see the evolution of the therapy applied to patients with disabilities by movement.

Moreover, with the progressive development of devices for sensing movement, new techniques have been found in a direct way studying the human body movement, drawing on the experience and knowledge gained in the field of industrial robotics. MEMS accelerometers are part of the devices that enable the quantification of movement, considering some of its key features as the number of axes, sensitivity and consumption among others.

The computational model developed in this project, uses the mathematical concepts of kinematics of robot manipulators, to develop a kinematic model direct to describe and study the motion of a human lower limb. The angles need this model will be provided through inverse kinematics set for a lower limb on two planes of the human body, the sagittal and frontal.

The spatial extent required for the calculation of the joint angle in the inverse kinematics, is obtained by processing the signals acquired from the triaxial accelerometer *MMA 7341L* from manufacturer Freescale. The signals are filtered by means of the application of the wavelet transform, the implementation of some algorithms such as mechanical filter, the integration of the signals to determine the spatial position and the adjustment signal by reason of deviation errors. As a result of this work was developed a tool, with which from the signal of an accelerometer is possible to obtain the position of the lower limb and the joint angles, providing the diagnostic procedures existing.

---

<sup>1</sup>Research work

<sup>2</sup>Faculty of Physical-Mechanical Engineerings. Systems engineering and informatics department .  
Advisor: Professor John Faber Archila Díaz.

# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>17</b>
<b>2. Análisis antropométrico de una extremidad inferior</b>	<b>21</b>
2.1. Definición de Antropometría . . . . .	21
2.1.1. Tipos de antropometría . . . . .	22
2.2. Conceptos de antropometría . . . . .	22
2.2.1. Dimensiones en antropometría estructural . . . . .	22
2.2.2. Planos del cuerpo . . . . .	22
2.2.3. Posturas . . . . .	23
2.3. Tomas antropométricas . . . . .	24
2.3.1. Análisis Metrológico de una extremidad inferior . . . . .	25
<b>3. Modelamiento cinemático de una extremidad inferior</b>	<b>28</b>
3.1. Modelado de la cinemática humana . . . . .	29
3.1.1. Modelado del esqueleto . . . . .	29
3.2. Cinemática de una extremidad inferior . . . . .	30
3.2.1. Articulación de la cadera . . . . .	31
3.2.2. Articulación de la rodilla . . . . .	32
3.2.3. Articulación del tobillo . . . . .	34
3.3. Cinemática del robot manipulador . . . . .	35

3.4.	Modelo cinemático robótico de una extremidad inferior . . . . .	35
3.4.1.	Composición de transformaciones para la cinemática directa de una extremidad inferior . . . . .	37
<b>4.</b>	<b>Adquisición y procesamiento de señales de un acelerómetro triaxial</b>	<b>39</b>
4.1.	Sistemas de adquisición de datos . . . . .	39
4.2.	Especificaciones de diseño para un sistema de rehabilitación . . . . .	42
4.3.	Acelerómetros . . . . .	43
4.3.1.	Acelerómetros tipo MEMS . . . . .	44
4.3.2.	Clasificación de acelerómetros . . . . .	44
4.3.3.	Selección del acelerómetro . . . . .	45
4.4.	Tarjeta de adquisición de datos . . . . .	46
4.5.	Prototipo N1 . . . . .	48
4.6.	Entorno de Desarrollo Integrado (IDE) . . . . .	49
4.7.	Sistema de adquisición diseñado . . . . .	50
4.8.	Señales y su procesamiento . . . . .	50
4.8.1.	Transformada discreta Wavelet . . . . .	53
4.9.	Filtrado de las señales adquiridas . . . . .	55
<b>5.</b>	<b>Descripción de los algoritmos implementados en el modelo computacional</b>	<b>57</b>
5.1.	Modelo Computacional . . . . .	58
5.2.	Adquisición y filtrado de las señales tomadas del acelerómetro . . . . .	60
5.2.1.	Ventana de filtrado mecánico . . . . .	60
5.2.2.	Calibración del acelerómetro (CAL) . . . . .	61
5.3.	Descripción y cuantificación del movimiento de una extremidad infe- rior humana . . . . .	64
5.3.1.	Aplicación de algoritmos de posicionamiento utilizando ace- lerómetros . . . . .	65

5.3.2.	Algoritmo de Integración . . . . .	66
5.3.3.	Ajustes de las señales de velocidad (ZUPT) . . . . .	68
5.3.4.	Eliminación de picos indeseados . . . . .	69
5.4.	Cinemática inversa de una extremidad inferior . . . . .	71
5.4.1.	Plano sagital . . . . .	74
5.4.2.	Plano Frontal . . . . .	77
5.5.	GUI (Graphic User Interface) . . . . .	78
5.5.1.	Gráficas . . . . .	79
5.5.2.	Indicadores y ángulos de las articulaciones . . . . .	80
5.5.3.	Acciones . . . . .	81
5.5.4.	Menú . . . . .	83
5.5.5.	Archivo . . . . .	83
5.5.6.	DAQ . . . . .	83
5.5.7.	Wavelet . . . . .	83
5.5.8.	Cinemática . . . . .	84
5.5.9.	Calibración . . . . .	85
5.5.10.	Herramientas . . . . .	86
5.5.11.	Antropometría . . . . .	86
<b>6.</b>	<b>Pruebas y Resultados</b>	<b>88</b>
6.1.	Primera prueba: Plano inclinado . . . . .	88
6.1.1.	Estadística del proceso de medida . . . . .	92
6.2.	Segunda prueba: Movimiento de la extremidad inferior en el eje X . . . . .	98
6.3.	Tercera prueba: Videogrametría . . . . .	103
<b>7.</b>	<b>Conclusiones, Contribuciones y Recomendaciones</b>	<b>109</b>
7.1.	Conclusiones . . . . .	109
7.2.	Contribuciones . . . . .	112

7.3. Recomendaciones . . . . .	114
<b>Bibliografía</b>	<b>116</b>
<b>A. Anexo : Resultados de las mediciones del diseño factorial del plano inclinado</b>	<b>121</b>
<b>B. Anexo : Resultados del diseño factorial del movimiento de la extremidad inferior en el eje X</b>	<b>123</b>
<b>C. Anexo : Réplicas de los movimientos en los ejes +X, -X, +Y, -Y, +Z, -Z</b>	<b>125</b>

# Índice de figuras

1.1. Discapacidad y pobreza. . . . .	18
1.2. Lokomat Pro Robotic Gait Training. . . . .	19
1.3. Acelerómetro triaxial MMA7341L. . . . .	19
2.1. Planos del cuerpo . . . . .	23
2.2. Posición erguida . . . . .	24
2.3. Posición Sedente . . . . .	25
2.4. Mediciones antropométricas de una extremidad inferior . . . . .	26
3.1. Extremidad inferior humana en el plano sagital . . . . .	29
3.2. Modelo cinemático del cuerpo humano . . . . .	30
3.3. Anatomía de una extremidad inferior . . . . .	31
3.4. Movimientos de cadera: (a) Flexión-Extensión (b) Abducción-Aducción . . . . .	32
3.5. Movimientos de la rodilla . . . . .	33
3.6. Movimientos del tobillo en el plano sagital: (a) Flexión Plantar (b) Flexión Dorsal . . . . .	34
3.7. Diagrama de relación entre cinemática directa e inversa. . . . .	36
3.8. Modelo cinemático de una extremidad inferior. . . . .	36
3.9. Notación de la cinemática directa de una extremidad inferior. . . . .	38
3.10. Cinemática directa de una extremidad inferior. . . . .	38

4.1. Sistema de adquisición de datos. . . . .	40
4.2. Imagen microscópica de un acelerómetro tipo MEMS capacitivo. . . . .	45
4.3. Acelerómetro triaxial MMA7341L. . . . .	46
4.4. NI USB 6009. . . . .	48
4.5. Prototipo N1. . . . .	49
4.6. GUI de adquisición de datos. . . . .	49
4.7. Modelo de instrumento con fuentes de ruido. . . . .	51
4.8. Ejemplo de Wavelets, Sombrero mexicano a la izquierda y Wavelet Morlet a la derecha. . . . .	53
4.9. Eliminación del ruido de la señal del eje X en el Acelerómetro triaxial .	56
5.1. Interfaz Gráfica de Usuario del sistema. . . . .	58
5.2. División de la GUI. . . . .	59
5.3. Relación entre los algoritmos principales. . . . .	59
5.4. Ventana de filtrado Mecánico. . . . .	61
5.5. Aceleración sin ventana de filtrado mecánico. . . . .	61
5.6. Aceleración con ventana de filtrado mecánico. . . . .	62
5.7. Módulo de calibración. . . . .	64
5.8. Señal de la Voz humana. . . . .	66
5.9. Señal de aceleración. . . . .	67
5.10. Señal de velocidad. . . . .	67
5.11. Señal de posición. . . . .	68
5.12. Señal de velocidad y posición sin la corrección del error de desviación.	68
5.13. Señal de velocidad y posición con la corrección del error de desviación.	69
5.14. Señales de velocidad y posición con alteraciones. . . . .	70
5.15. Señales de velocidad y posición sin perturbaciones. . . . .	71
5.16. Selección de las coordenadas. . . . .	72

5.17. Modelo cinemático de la extremidad inferior en el plano sagital. . . . .	74
5.18. Análisis geométrico de la extremidad inferior en el plano sagital. . . .	75
5.19. Análisis geométrico de la extremidad inferior en el plano frontal. . . .	78
5.20. Relación entre los ángulos de las articulaciones de cadera y tobillo. . .	79
5.21. Gráfica para la descripción del movimiento de la extremidad inferior. .	80
5.22. Gráficas para la visualización de las señales cinemáticas. . . . .	80
5.23. Indicadores del movimiento de la extremidad. . . . .	81
5.24. Botones de la sección Acciones en la <i>GUI</i> . . . . .	81
5.25. Reporte del movimiento ejecutado. . . . .	82
5.26. Menú de la <i>GUI</i> . . . . .	83
5.27. Ventana para ver la adquisición de datos sin procesamiento. . . . .	84
5.28. Ventana Gravedades. . . . .	84
5.29. Ventana de la opción Wavelet. . . . .	85
5.30. Ventana de la señal de posición. . . . .	85
5.31. Ventana de la opción Configuración. . . . .	86
5.32. Ventana de los datos antropométricos de la extremidad inferior. . . . .	87
6.1. Plano inclinado. . . . .	90
6.2. Tipos de errores de medición. . . . .	93
6.3. Gráfica S-L del diseño factorial. . . . .	97
6.4. Señal de posición obtenida con la configuración de la gráfica S-L. . . .	97
6.5. Gráfica S-L del diseño factorial. . . . .	100
6.6. Direcciones del acelerómetro triaxial. . . . .	101
6.7. Movimiento de la extremidad inferior en el plano sagital para la pri- mera prueba. . . . .	103
6.8. Movimiento de la extremidad inferior en el plano frontal para la pri- mera prueba. . . . .	104

6.9. Movimiento de la extremidad inferior en el plano sagital para la segunda prueba. . . . .	106
6.10. Movimiento de la extremidad inferior en el plano frontal para la segunda prueba. . . . .	106

# 1. Introducción

Más de mil millones de personas viven en todo el mundo con alguna forma de discapacidad; de ellas, casi 200 millones experimentan dificultades considerables en su funcionamiento[1]. En los próximos años, la discapacidad será un motivo de preocupación aún mayor, pues su prevalencia está aumentando, debido al envejecimiento de la población y al incremento global de los problemas crónicos de salud asociados a discapacidad, como la diabetes, las enfermedades cardiovasculares y los trastornos mentales. En todo el mundo, las personas con discapacidad tienen peores resultados sanitarios, peores resultados académicos, una menor participación económica y unas tasas de pobreza más altas [1], ver figura 1.1<sup>1</sup>.

Según el Departamento Administrativo Nacional De Estadística de Colombia (*DANE*), dentro de todos los tipos de discapacidad, el 20% corresponde a discapacidad en el movimiento (cuerpo, manos, brazos y piernas), siendo el más representativo en la población [2].

En el Mundo se encuentran evidencias según las cuales se observa que ejercicios repetitivos e independientes pueden fortalecer directamente las extremidades implicadas, lo cual puede ayudar al proceso de rehabilitación.

Los tratamientos clásicos confían en primera instancia en el uso de la fisioterapia,

---

<sup>1</sup>Fuente: [www.discapacidadonline.com](http://www.discapacidadonline.com)



**Figura 1.1:** Discapacidad y pobreza.

la cual depende en gran medida tanto de la capacitación del terapeuta como de su experiencia [3]. Todo esto está sujeto a los métodos tradicionales, los cuales carecen de un análisis estandarizado, y objetivo para la evaluación de la efectividad de la terapia por medio del desempeño de un paciente sometido a esta [3]. La investigación en los métodos de análisis, es esencial para aumentar la comprensión pública acerca de la problemática de la discapacidad [1].

Un complemento al ejercicio de la fisioterapia tradicional (ver figura 1.2<sup>2</sup>), sería la cuantificación de los métodos usados en el transcurso de la rehabilitación, por lo cual son necesarios instrumentos apropiados para adquirir mediciones de trayectorias de movimientos, con los cuales se puedan especificar detalles de la tarea que acaba de ejecutar el paciente en el ejercicio físico propuesto por el terapeuta [4].

El conocimiento de la posición y el movimiento de los cuerpos en un espacio determinado es de vital importancia para numerosas aplicaciones. En las últimas décadas, dispositivos robóticos se han valido de tecnologías sensoriales para realizar el control del movimiento de las partes móviles de los mismos. El auge en la utilización de sensores en la caracterización de la cinemática del cuerpo humano es reciente. El

---

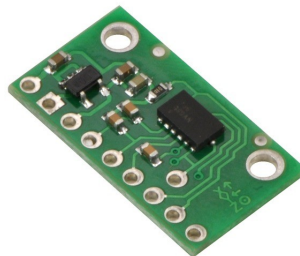
<sup>2</sup>Fuente: Hokoma.



**Figura 1.2:** Lokomat Pro Robotic Gait Training.

interés que ha despertado este último campo, impulsado especialmente por el impacto directo que puede tener el estudio del movimiento, en la calidad de vida de las personas, ha fomentado el desarrollo y la utilización de soluciones tecnológicas más completas.

Para la caracterización del movimiento humano, se están utilizando sensores como los acelerómetros triaxiales tipo MEMS. Estos sensores (ver figura 1.3<sup>3</sup>), han generado una gran expectativa en la comunidad científica y de ingeniería, principalmente por las ventajas que ofrecen, como por ejemplo, su reducido tamaño y bajo consumo de energía, entre otros.



**Figura 1.3:** Acelerómetro triaxial MMA7341L.

La ubicación de un acelerómetro triaxial tipo MEMS en una extremidad inferior,

---

<sup>3</sup>**Fuente:** Freescale.

puede ayudar a describir el movimiento realizado por esta parte del cuerpo, como también, cuantificar ciertas características del mismo (Velocidad, posición, ángulos entre las extremidades, etc.) lo cual proporcionaría un apoyo a los especialistas en la realización de sus sesiones de rehabilitación.

Como resultado de esta investigación se diseñó un modelo computacional para el estudio del movimiento de una extremidad inferior, por medio de la adquisición, procesamiento y aplicación de algoritmos matemáticos propios de la cinemática robótica, utilizando las señales de un acelerómetro triaxial ubicado en el límite de la extremidad. Con esta herramienta se disminuye el número de marcadores directos (Sensores inerciales) necesarios para la descripción del movimiento, con respecto a los empleados por otras técnicas.

En el inicio de este documento se realiza un análisis antropométrico de la extremidad inferior, en donde se explican cuáles son las consideraciones tomadas en cuenta para la medición de cada una de las partes de la extremidad en cuestión. Después, se describe el diseño del modelo cinemático de la extremidad inferior, el cual tiene un papel determinante en la realización de la investigación.

En la siguiente sección, se sustenta la adquisición, el pre y post procesamiento de las señales captadas por el hardware seleccionado. A continuación, se procede a explicar la estructura de cada uno de los algoritmos que integran el modelo computacional y que permiten la descripción del movimiento de la pierna. Por último, se exponen cada una de las pruebas ejecutadas en el proyecto y los resultados obtenidos. La descripción del movimiento logrado tanto en el plano sagital como en el frontal, además de los indicadores cinemáticos del movimiento de la extremidad, son la base para el desarrollo de una herramienta diagnóstica que brinde soporte al especialista.

## 2. Análisis antropométrico de una extremidad inferior

### 2.1. Definición de Antropometría

El término antropometría se deriva de las raíces griegas anthropos-hombre y metrikros-medida y se puede definir como *el estudio cuantitativo de las características físicas del individuo*. La antropometría como disciplina, y aún como término, fue fundada por el matemático belga Quetlet. Desde tiempos antiguos, existió interés por determinar cuantitativamente las características y dimensiones del cuerpo humano para su uso en actividades proyectuales. Así, tanto los griegos como los romanos estudiaron las dimensiones del cuerpo humano con el objeto de conocer normas y proporciones, para ser aplicadas, principalmente, en la arquitectura y la escultura. Las medidas de segmentos humanos fueron ampliamente utilizadas como modelos en la antigüedad y prueba de ello son los nombres que permanecen (tales como braza, pie y pulgada)[5].

Como conclusión, la antropometría es una técnica que se ha desarrollado como parte de la antropología física o biológica, que permite medir distintas partes del cuerpo humano.

### **2.1.1. Tipos de antropometría**

Cuando se habla de antropometría se acostumbra a diferenciar *la antropometría estructural*, que mide las diferencias entre segmentos del cuerpo humano, en diferentes posiciones, sin movimiento, de *la antropometría dinámica*, que considera las posiciones resultantes del movimiento, ésta última va ligada a la biomecánica [6]. En este trabajo, el tipo de antropometría empleada, fue la estructural, dado que a partir de la información obtenida en la medición de cada una de las partes que componen la extremidad inferior, el sistema podrá modelar la extremidad inferior para el análisis de su movimiento.

## **2.2. Conceptos de antropometría**

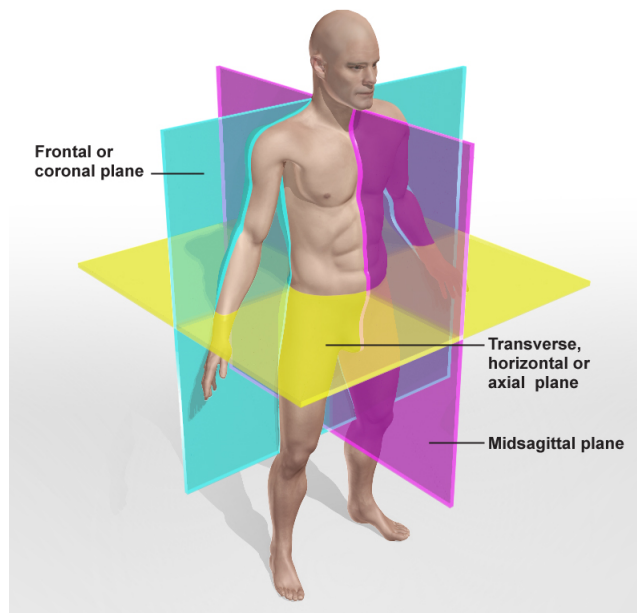
### **2.2.1. Dimensiones en antropometría estructural**

Para desarrollar mediciones Antropométricas de tipo estructural en una población, es necesario tener en cuenta las siguientes dimensiones: Alcances, alturas, extensiones, longitudes, perímetros, profundidades [7]. Las dimensiones pertinentes para el objetivo principal del proyecto son específicamente la medición de las alturas de tres articulaciones de la extremidad inferior (Cadera, Rodilla, Tobillo), y la medición de la longitud del pie.

### **2.2.2. Planos del cuerpo**

En la toma de mediciones se tienen en cuenta los planos corporales que ayudan a determinar el tipo de medida, y como ha de tomarse, para obtener resultados confiables, seccionando el cuerpo en diferentes partes (ver figura 2.1). Los planos son: Frontal o coronal, medio o sagital, transversal u horizontal[7]. Para el desarrollo del

proyecto, se determinó tomar las mediciones antropométricas, considerando solamente el plano sagital, porque las mediciones en el caso de las alturas para la cadera, rodilla y tobillo, como también para la longitud del pie, se pueden determinar con mayor precisión, ya que los puntos en donde están localizadas las articulaciones en este plano son más evidentes, y también por la comodidad de las personas implicadas (Sujeto/Medidor) al momento de la toma de mediciones .



**Figura 2.1:** Planos del cuerpo

### 2.2.3. Posturas

Las posiciones erguida o sedente son las más usuales, aprendidas o no, son utilizadas para desplazamiento, descanso y actividad; son notablemente diferentes en los ancianos, niños o mayores; como también por etnia y región geográfica [8].

Tomando en consideración lo anteriormente mencionado, se definen estas dos posturas del cuerpo humano:

**ERGUIDA:** En la cual el sujeto a medir se encuentra de pie mirando al frente con la espalda derecha (ver figura 2.2<sup>1</sup>), los brazos relajados y suspendidos, las piernas están sin flexionar y los pies dirigidos hacia el frente [7].



**Figura 2.2:** Posición erguida

**SEDENTE:** El sujeto a medir se encuentra sentado con los brazos relajados formando un ángulo de 90 grados con el antebrazo (ver figura 2.3), la espalda debe estar derecha apoyada en el espaldar de la silla, la cara mirando hacia el frente, las piernas flexionadas 90 grados haciendo que la tibia y el peroné estén perpendiculares al piso y formando un ángulo de 90 grados con el fémur [7].

En el proyecto, las mediciones de las partes de la extremidad inferior se realizan, tomando en cuenta la postura erguida de la persona. Otras mediciones que no están clasificadas en las posturas mencionadas, son la de la longitud de los pies y la altura del tobillo, las cuales, hacen parte de la antropometría estructural requerida.

### 2.3. Tomas antropométricas

El cuerpo humano, se caracteriza, por tener una forma muy complicada, estructurada con base en un conjunto de sólidos, que no tienen ninguna semejanza con las

---

<sup>1</sup>Fuente: SHOPDIRECT.



**Figura 2.3:** Posición Sedente

estructuras estudiadas en la clásica geometría de sólidos.

Resulta relativamente fácil tomar las medidas del cuerpo humano ya que se hace desde un punto de vista lineal; esto implica que se puedan cometer demasiados errores los cuales generan perjuicios al trabajo [5]. Una medición antropométrica debe reunir ciertas condiciones como:

- El cuerpo debe estar con un traje adecuado a la situación. La finalidad está en que se puedan localizar los puntos fijos sobre el cuerpo.
- Se trabajan básicamente la posición erguida y la posición sedente. A partir de la posición se toman las medidas necesarias del caso identificando el parámetro y los puntos fijos.

### **2.3.1. Análisis Metrológico de una extremidad inferior**

Este trabajo plantea en su primer objetivo, analizar la antropometría de las extremidades inferiores con base en estudios ya realizados, con el fin de conocer cuáles son los métodos necesarios y las principales medidas que se deben realizar en la extremidad inferior, con el propósito de utilizar esta información en el modelo ci-

nemático que se diseñó. Por lo tanto, teniendo en cuenta que el hombre promedio no existe, cada vez que se utilice el modelo computacional con una persona en particular, se deben tomar sus medidas antropométricas. Para tomar estas medidas antropométricas se condicionará a que la persona tome una postura erguida, y que las mediciones de la extremidad inferior se realicen en el plano sagital. Las medidas seleccionadas en este trabajo fueron las siguientes (Ver figura 2.4):

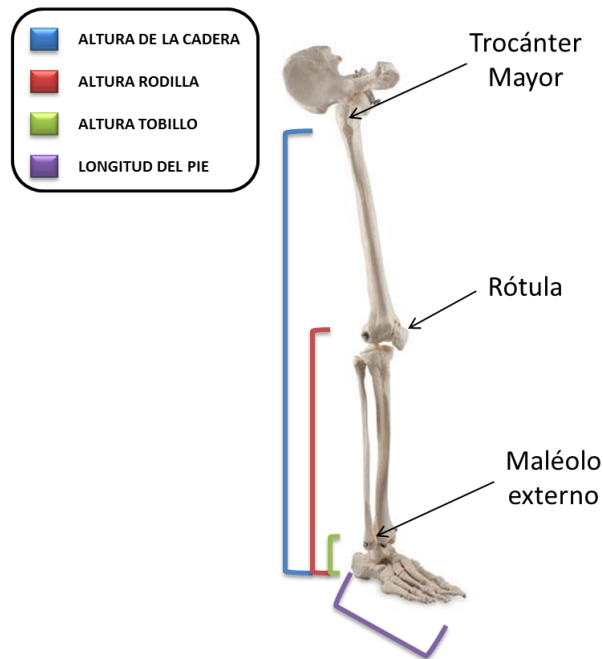


Figura 2.4: Mediciones antropométricas de una extremidad inferior

## Altura de la cadera

**Definición:** Distancia vertical desde el piso hasta el trocánter mayor.

## **Altura rodilla**

**Definición:** Distancia vertical desde el piso hasta la parte superior de la rótula, usualmente se mide hasta los músculos cuádriceps.

## **Altura tobillo**

**Definición:** Distancia vertical desde el piso hasta el maléolo externo.

## **Longitud total del pie**

**Definición:** Distancia paralela al eje del pie, desde la parte posterior del talón a la punta del dedo más largo.

### **3. Modelamiento cinemático de una extremidad inferior**

El término modelo se refiere al conjunto de ecuaciones que describen e interrelacionan las variables y parámetros de un sistema o proceso físico [9]. Con la ayuda de un modelo, es posible analizar el efecto relativo con respecto a cada variable y predecir su comportamiento. De esta forma un modelo proporciona un marco conceptual en el cual se puede investigar y entender un sistema real [10].

Hay varias razones para el estudio y modelado de sistemas biológicos. Una de las más importantes, es el buen desempeño que poseen estos sistemas, ya que son capaces de enfrentar situaciones imprevistas; ellos pueden adaptarse, pueden aprender y son robustos ante las fallas. Estos sistemas son el resultado de millones de años de evolución en un entorno hostil, que ha obligado a la selección natural del más apto [10].

Modelos físicos o de ingeniería, de sistemas biológicos, han demostrado ser útiles para entender el comportamiento biológico, como también, han servido de fuente de inspiración en el diseño de diferentes sistemas robóticos [10].

## 3.1. Modelado de la cinemática humana

La cinemática puede ser definida como la rama de la mecánica que se ocupa de la descripción del movimiento de los cuerpos o fluidos sin hacer referencia a las fuerzas que producen el movimiento [10]. Los modelos cinemáticos se han aplicado en el estudio de la marcha humana, en donde la cuantificación de los movimientos característicos de la locomoción del cuerpo humano, constituyen una importante herramienta para la obtención de patrones normales y anormales de los movimientos, además se ha demostrado que es útil en la prescripción de tratamientos, como también, en la evaluación de resultados terapéuticos [11][12].

### 3.1.1. Modelado del esqueleto

Para el modelamiento biomecánico de la anatomía humana, se han puesto en práctica algunas convenciones para representar el esqueleto humano como un conjunto de segmentos unidos por articulaciones (Ver figura 3.1). Estos segmentos en serie, pueden representar una extremidad específica del cuerpo humano[13].



**Figura 3.1:** Extremidad inferior humana en el plano sagital

En términos de cinemática, la función de la articulación es importante en cuanto

al número de grados de libertad asociados con su movimiento en general (Ver figura 3.2<sup>1</sup>).[13].

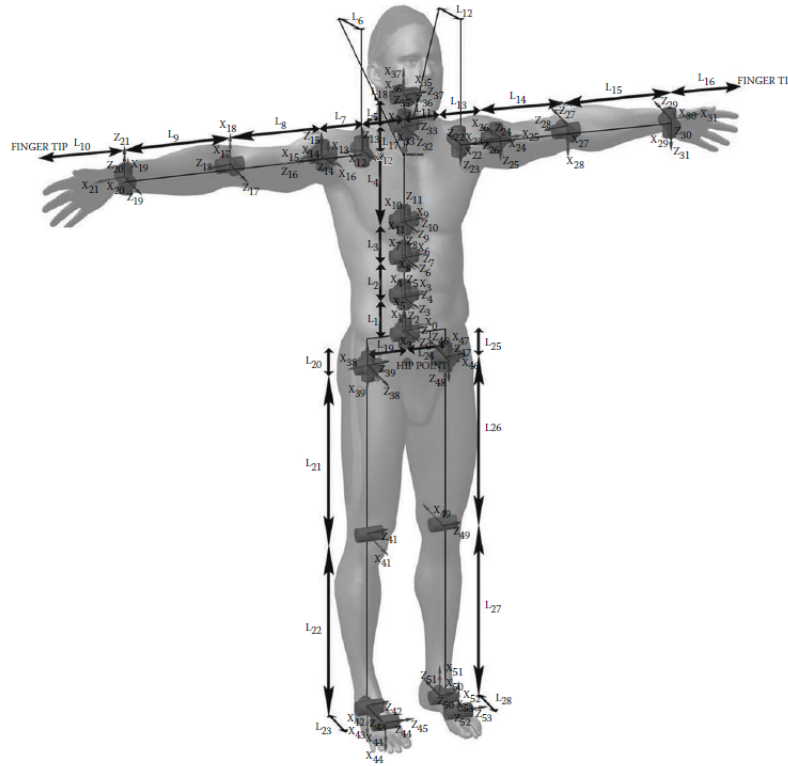


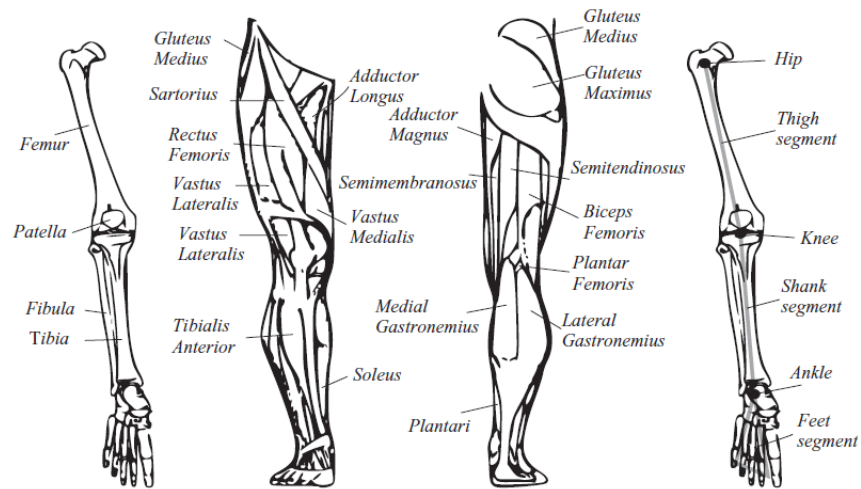
Figura 3.2: Modelo cinemático del cuerpo humano

## 3.2. Cinemática de una extremidad inferior

Una extremidad inferior, es la parte del cuerpo humano que se extiende desde la región del glúteo hasta el pie, y se conecta con la parte inferior del tronco. Está compuesta por los siguientes huesos: Pelvis (ilium, pubis, ischium), muslo (femur), canilla (tibia y peroné) y pie (Astrágalo, escafoides, cuneiformes, metatarsianos, cuboides, falanges, calcáneo). Sus tres principales articulaciones son la cadera, la rodilla y

<sup>1</sup>Fuente: model for Santos (developed by the Virtual Soldier Research group at the University of Iowa).

el tobillo (ver figura 3.3<sup>2</sup>).



**Figura 3.3:** Anatomía de una extremidad inferior

### 3.2.1. Articulación de la cadera

Está formada por la cabeza del fémur que articula en el acetábulo de la pelvis. El punto anatómico de referencia para esta articulación es el trocánter mayor. El trocánter mayor es una prominencia ósea en la región lateral de la cadera.

### Movimientos

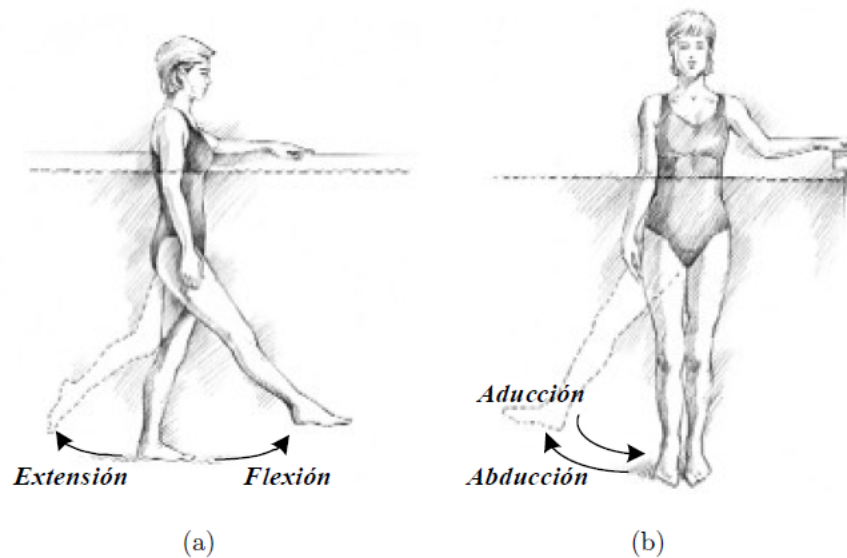
El movimiento de la cadera tiene lugar en los tres planos: En el sagital se producen los movimientos de flexión y extensión, en el frontal los de abducción y aducción (Ver figuras 3.4<sup>3</sup>), y en transversal los de rotación interna y rotación externa [14].

<sup>2</sup>Fuente: Wearable robots.

<sup>3</sup>Fuente: Tomado del sitio en internet de Arthritis Fundación.

<i>Movimiento</i>	<i>Grados</i>
Flexión	0 a 140
Extensión	0 a 30
Abducción	0 a 30
Aducción	0 a 25

**Cuadro 3.1:** Rango de movimientos para la cadera



**Figura 3.4:** Movimientos de cadera: (a) Flexión-Extensión (b) Abducción-Aducción

### 3.2.2. Articulación de la rodilla

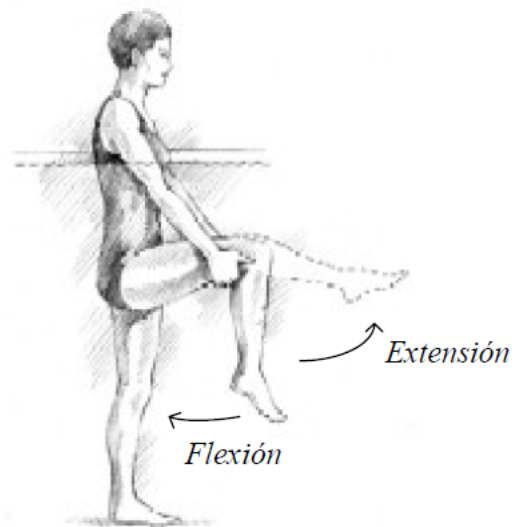
Es la articulación entre el fémur, la tibia y la rótula. La rodilla cuenta con cuatro puntos anatómicos de referencia, como la tuberosidad tibial, que es una prominencia ósea en cara anterior de la tibia en la que se inserta el tendón rotuliano. También se encuentran los cóndilos medial y lateral, las cuales son prominencias óseas de la tibia, que se palpan a ambos lados de la rodilla. La cabeza del peroné y los Epicóndilo medial y lateral.

## Movimientos

En la rodilla, el movimiento se produce en los tres planos, pero el máximo rango de desplazamiento angular se presenta en el plano sagital con los movimientos de flexión y extensión (Ver figura 3.5 <sup>4</sup>)[14]. En el cuadro 3.2 se especifican los rangos del movimiento de una persona, la cual se encuentra en posición decúbito supino.

<i>Movimiento</i>	<i>Grados</i>
Flexión	135
Extensión	0 a -10

**Cuadro 3.2:** Rango de movimientos para la rodilla



**Figura 3.5:** Movimientos de la rodilla

---

<sup>4</sup>**Fuente:** Tomado del sitio en internet de Arthritis Foundation.

### 3.2.3. Articulación del tobillo

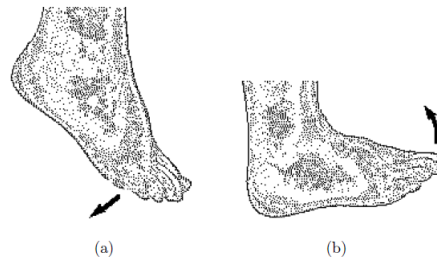
Articulación entre tibia-peroné y huesos del tarso. El punto anatómico de referencia es el maléolo externo del tobillo, la cual es una protusión ósea en la cara externa del tobillo, ubicada en el extremo distal de la tibia.

### Movimientos

El movimiento del tobillo se produce principalmente en el plano sagital y se describe como flexión plantar (Flexión) y flexión dorsal (extensión)[14](Ver figuras 3.6<sup>5</sup>). Los movimientos de inversión y eversión son más representativos en un plano frontal, sobre todo en los movimientos de abducción y aducción realizados por la cadera. En el cuadro 3.3 se puede apreciar el rango de movimientos para el tobillo.

<i>Movimiento</i>	<i>Grados</i>
Flexión dorsal	10 a 20
Flexión plantar	40 a 55
Inversión	35
Eversión	20

**Cuadro 3.3:** Rango de movimientos para el tobillo



**Figura 3.6:** Movimientos del tobillo en el plano sagital: (a) Flexión Plantar (b) Flexión Dorsal

<sup>5</sup>Fuente: Tomado del sitio en internet de Arthritis Foundation.

### **3.3. Cinemática del robot manipulador**

La cinemática del robot estudia el movimiento del mismo con respecto a un sistema de referencia. Así, la cinemática se interesa por la descripción analítica del movimiento espacial del robot como una función del tiempo, y en particular por las relaciones entre la posición y la orientación del extremo final del robot con los valores que toman sus coordenadas articulares [15].

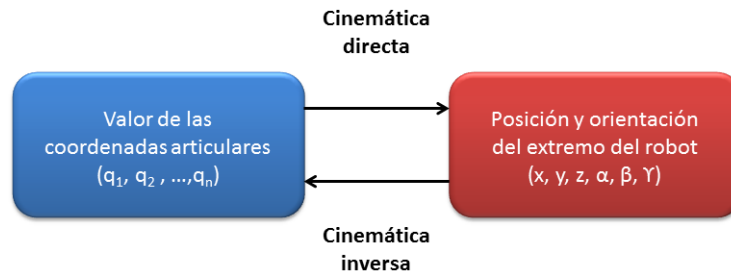
Como ya se había mencionado en la sección 3.1.1, el cuerpo humano puede ser modelado como una cadena de segmentos rígidos, donde cada segmento corresponde a una parte del cuerpo y las uniones entre estos segmentos, corresponden a las articulaciones del cuerpo humano. Con el fin de conocer la ubicación final de una extremidad inferior, es necesario determinar la relación entre las articulaciones. Hay dos posibles problemas a ser considerados para esta situación, desde el punto de vista de la robótica (ver figura 3.7<sup>6</sup>). El primero es la cinemática directa, la cual consiste en determinar la configuración del cuerpo, la posición y la orientación, del efector final sobre la base del conocimiento de los ángulos y las longitudes de los segmentos. El segundo problema, es la cinemática inversa, en la cual los ángulos y desplazamientos deben ser determinados, sobre la base del conocimiento de la posición y orientación del efector final [10].

### **3.4. Modelo cinemático robótico de una extremidad inferior**

En el segundo objetivo del proyecto se plantea el desarrollo de un modelo cinemático robótico que describa el movimiento de una extremidad inferior humana.

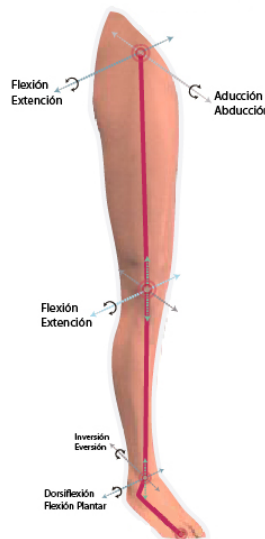
---

<sup>6</sup>fuentes: Fundamentos de robótica, Barrientos A., et al, Pagina 94.



**Figura 3.7:** Diagrama de relación entre cinemática directa e inversa.

Para el desarrollo de este objetivo, se asume que el miembro inferior es una cadena cinemática de cuatro eslabones y tres articulaciones (Cadera, rodilla y tobillo), ver figura 3.8. Para las distancias cada uno de los eslabones de la extremidad inferior, se toman en consideración las medidas antropométricas, de las cuales se hace referencia en la sección 2.3.1.



**Figura 3.8:** Modelo cinemático de una extremidad inferior.

Para el planteamiento de este modelo, se considera la solución del problema cinemático directo, y la herramienta matemática seleccionada para resolverlo son las

matrices de transformación homogéneas, las cuales son útiles en la representación de transformaciones espaciales. Las principales ventajas de las matrices de transformación homogénea, se dan en su capacidad de representar de forma conjunta la posición, la orientación y la conveniencia con la que se puede realizar la composición de transformaciones (Ver la ecuación 3.1). Para ello basta únicamente con multiplicar, en el orden adecuado, las matrices de transformación correspondientes [15].

$$T = \begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & P_{3 \times 1} \\ f_{1 \times 3} & w_{1 \times 1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{Rotacion} & \text{Traslacion} \\ \text{Perspectiva} & \text{Escalado} \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

### 3.4.1. Composición de transformaciones para la cinemática directa de una extremidad inferior

Tomando en consideración la cinemática de una extremidad inferior mencionada en la sección 3.2., se diseñó el modelo cinemático directo, representado por las ecuaciones 3.2 a la 3.6, para una extremidad inferior, por medio de la composición de transformaciones, que se describen en la figura 3.9.

$$Link0 = T(0, 0, Z_0) \quad (3.2)$$

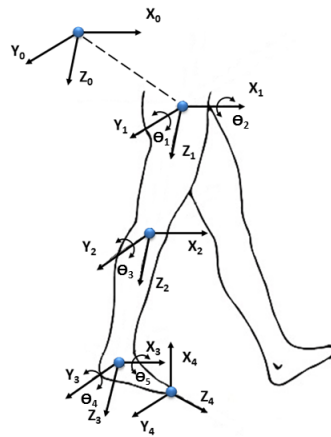
$$Link1 = Link0[R(Y_1, \theta_1)R(X_1, \theta_2)T(Z_1, L_1)] \quad (3.3)$$

$$Link2 = Link1[R(Y_2, \theta_3)T(Z_2, L_2)] \quad (3.4)$$

$$Link3 = Link2[R(Y_3, \theta_4)R(X_3, \theta_5)T(Z_3, L_3)] \quad (3.5)$$

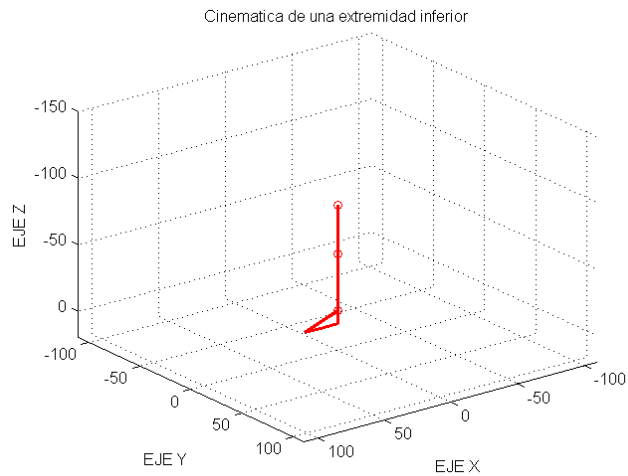
$$Link4 = Link3[R(Y_4, \frac{\pi}{2})T(Z_4, L_4)] \quad (3.6)$$

En la composición de las transformaciones anteriores, se deben proporcionar los



**Figura 3.9:** Notación de la cinemática directa de una extremidad inferior.

ángulos que determinen la configuración del movimiento de la extremidad. En el capítulo 5 del libro, se darán los detalles pertinentes a la obtención de la información angular necesaria para el modelo cinemático directo. Por último, en la figura 3.10 se puede apreciar la representación del modelo cinemático robótico de una extremidad inferior humana.



**Figura 3.10:** Cinemática directa de una extremidad inferior.

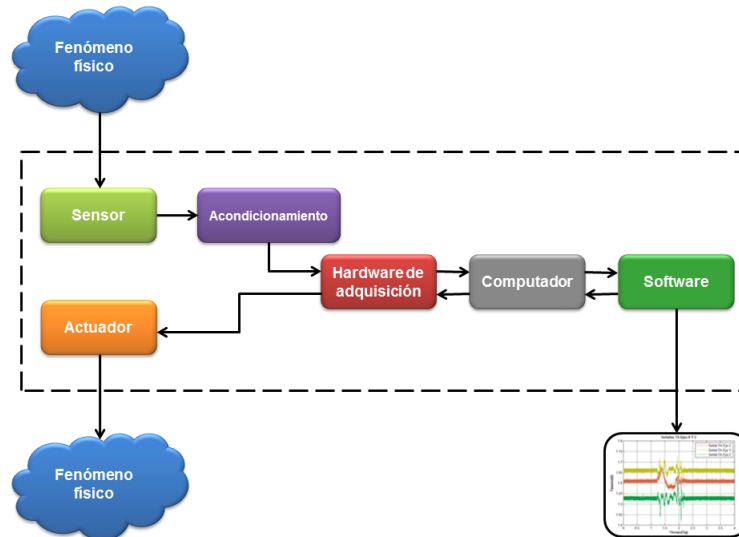
## **4. Adquisición y procesamiento de señales de un acelerómetro triaxial**

Un sistema de adquisición de datos, se puede ver como una asociación entre el software y el hardware, que se conecta con el mundo físico (Ver figura 4.1). El hardware, indudablemente sigue siendo el corazón de cualquier sistema de adquisición de datos, sin embargo, el software, permite el intercambio de información entre el computador y el hardware de adquisición de datos, lo cual le da la capacidad de desempeñar un procesamiento, sobre los datos adquiridos. Un análisis más detallado de cada una de las partes del sistema será proporcionada a continuación.

### **4.1. Sistemas de adquisición de datos**

Por sistema de adquisición de datos se entiende el conjunto de dispositivos, líneas e interfaces que realizan la conexión entre los sensores de medición y un computador encargado del procesamiento y el almacenamiento de la información [16]. Ver figura 4.1.

Un sistema de adquisición de datos está compuesto de un sensor, una etapa de acondicionamiento, el hardware de adquisición, un computador, software y un ac-



**Figura 4.1:** Sistema de adquisición de datos.

tuador. Cada uno de estos elementos serán mencionados a continuación [17]:

## Hardware de adquisición de datos

Su función principal es la de convertir las señales análogas a señales digitales y viceversa. El hardware de adquisición de datos, generalmente contiene combinaciones de conversores análogos-digitales y conversores digital-análogos, los cuales son los encargados de medir y generar las señales de voltaje análogo, respectivamente. También cuentan con líneas de entrada y salida digitales, además de contadores.

## Sensores (transductores)

Es el primer elemento de un sistema de adquisición de datos, el cual mide la magnitud de interés. El término sensor se refiere a un elemento que produce una señal relacionada con la cantidad que se está midiendo. Con frecuencia se utiliza el

término *transductor* en vez de sensor. Los transductores se definen como el elemento que al someterlo a un cambio físico experimenta un cambio relacionado. Es decir, los sensores son transductores [18].

## **Actuadores**

La función de los actuadores es realizar una acción mecánica en respuesta a una señal de entrada, que en el caso de los actuadores eléctricos es eléctrica, pero que puede ser también neumática, hidráulica o mecánica [19].

## **Acondicionamiento de señales**

Las señales proporcionadas por los sensores deben ser acondicionadas, y este tipo de acondicionamiento depende del sensor que se esté utilizando. Por ejemplo, una señal proporcionada por un transductor podría tener un componente en frecuencia no deseado y requerir filtrado. Las formas más comunes de acondicionamiento de señales son amplificación, filtrado, aislamiento eléctrico, multiplexado y fuente de excitación.

## **Computador**

El computador está compuesto por un procesador, un sistema de reloj, un bus de transferencia de datos, la memoria y espacio en disco para almacenar datos.

## Software

El software de adquisición de datos permite intercambiar información entre el computador y el hardware. Por ejemplo, una típica aplicación de software permite configurar la frecuencia de muestreo, del hardware de adquisición de datos y tomar una cantidad predefinida de datos.

### 4.2. Especificaciones de diseño para un sistema de rehabilitación

Generalmente, cuando se habla de desarrollar un sistema que ayude a la rehabilitación, se deben tener en cuenta los siguientes parámetros: Costo, tamaño, peso, desempeño, fácil operación y automatización. Por otra parte, el sistema debe considerar para el análisis de la rehabilitación en una extremidad, los siguientes aspectos [20]:

- El sistema debe contar con adquisición de datos, garantizando que el movimiento de la extremidad pueda ser cuantificado en el desarrollo de la terapia.
- El movimiento humano no debe ser limitado a un espacio de trabajo en particular.
- El sistema propuesto no debe traerle tareas complejas al usuario.
- Los parámetros del movimiento humano deben ser representados real y consistentemente en el computador.
- Una interface gráfica amigable entre el sistema y el usuario es importante.
- El sistema completo deber ser de fácil adaptación a un sitio de trabajo.

El sistema de adquisición de datos, es uno de los pilares del proyecto, el cual tiene como fin el estudio cinemático del movimiento de una extremidad inferior. Este sistema tiene que estar enmarcado en los requerimientos anteriores, por lo tanto, estos influyeron en la selección del sensor y del hardware de adquisición.

### 4.3. Acelerómetros

Un acelerómetro es un sensor utilizado para medir la aceleración y la vibración de un objeto [21]. Estos dispositivos convierten la aceleración de gravedad o de movimiento, en una señal eléctrica analógica proporcional a la fuerza aplicada al sistema, o mecanismo sometido a vibración o aceleración. Esta señal analógica indica en tiempo real, la aceleración instantánea del objeto sobre el cual el acelerómetro está montado [21].

Las técnicas convencionales para detectar y medir la aceleración se fundamentan en el primer principio de Newton. Muchos acelerómetros operan detectando la fuerza ejercida en una masa por una limitación elástica. Sea un sistema mecánico simple, que consiste de una masa fija  $m$ , con un muelle con rigidez  $k$  (constante). Si la masa se desplaza una distancia  $x$ , la aceleración debida a la fuerza restauradora del muelle viene dada por (4.1) [21].

$$F = -k * x \implies a = \frac{-k * x}{m} \quad (4.1)$$

De esta forma operan también los modernos acelerómetros micromecanizados [21].

Entre los acelerómetros más comunes, La diferencia básica radica en el método de medida del desplazamiento de la masa inercial. Solo se mencionara el tipo de

acelerómetro que ha sido utilizado en el desarrollo de este trabajo.

### 4.3.1. Acelerómetros tipo MEMS

Los acelerómetros están entre los primeros productos de micro sistemas (MST/MEMS<sup>1</sup>) desarrollados. Surgieron al final de la década de 1980, sin embargo, para alcanzar el éxito comercial necesitaron del desarrollo que apareció durante las décadas de los 70, 80, hasta la del 90 con aplicaciones principalmente en los mercados de la automoción y aeronáutica. Los sensores micrómetro-clasificados miden el movimiento tal como aceleración, vibración, choque e inclinación. Actualmente, con la fabricación en volúmenes muy elevados y a un bajo costo, los acelerómetros están en la mejor posición para moverse con éxito hacia otras aplicaciones, tales como el área médica, industrial y de transporte [21].

Con relación a la tecnología básica, se distinguen tres categorías principales de acelerómetros tipo MEMS: el capacitivo de silicio, el piezoresistivo y, finalmente, los acelerómetros térmicos. Hasta el momento, los acelerómetros capacitivos de silicio dominan ampliamente el mercado.

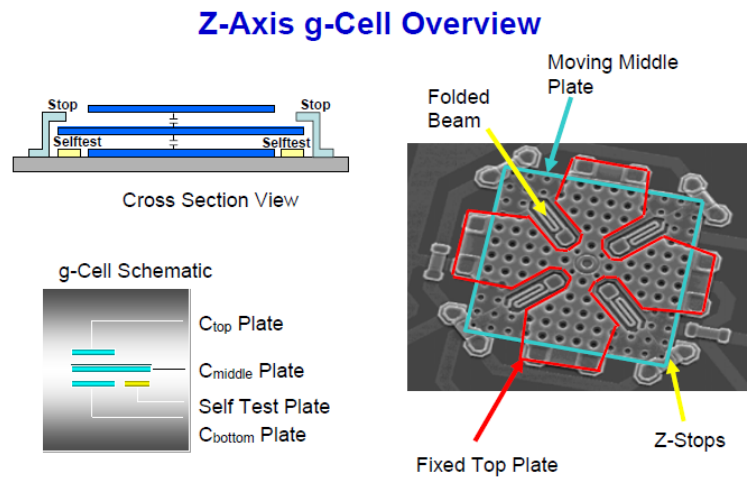
### 4.3.2. Clasificación de acelerómetros

**Acelerómetros Capacitivos:** Modifican la posición relativa de las placas de un microcondensador cuando está sometido a aceleración. El movimiento paralelo de una de las placas del condensador hace variar su capacitancia. Los acelerómetros capacitivos basan su funcionamiento en la variación de la capacitancia entre dos o más conductores entre los que se encuentra un dieléctrico, en respuesta a la variación de la aceleración. Su integración en silicio permite reducir los problemas derivados de la temperatura, humedad, capacidades parásitas, terminales, alta impedancia de

---

<sup>1</sup>Micro Sistemas/ Sistemas Micro Electro Mecánicos

entrada, etc. Ver figura 4.2<sup>2</sup>[21].



**Figura 4.2:** Imagen microscópica de un acelerómetro tipo MEMS capacitivo.

### 4.3.3. Selección del acelerómetro

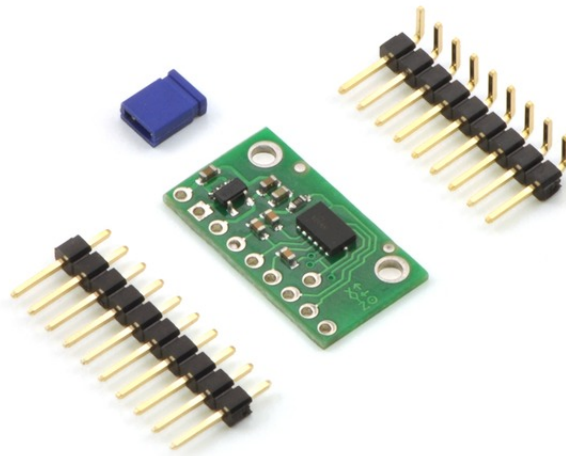
En el mercado existen múltiples posibilidades de sensores para medir la aceleración. La elección depende de las características del sensor. Algunas de ellas son [22]:

- Frecuencia de trabajo o margen de frecuencias de uso.
- Los valores máximos y mínimos del nivel de la señal que esperamos.
- Consideraciones acerca de la forma de montaje, el espacio disponible, la forma de salida de los cables, etc.
- Otras consideraciones tales como la temperatura de trabajo, aspectos ambientales y de compatibilidad química o la necesidad de seguridad intrínseca.

---

<sup>2</sup>**Fuente:** Freescale semiconductor

Para el desarrollo del trabajo propuesto se seleccionó el acelerómetro capacitivo de silicio tipo MEMS MMA7341L. Este acelerómetro cuenta con una etapa de acondicionamiento de sus señales de salida mediante un filtro pasa bajo de un polo, temperatura de compensación, auto test y sensibilidad ajustable entre más o menos 3g o más o menos 11g. Ver figura 4.3<sup>3</sup>.



**Figura 4.3:** Acelerómetro triaxial MMA7341L.

Entre sus características más importantes se destacan su voltaje de alimentación, consumo y bajo costo. En cuanto a las aplicaciones típicas sugeridas por el fabricante, está su utilización en teléfonos celulares, podómetros y la detección del movimiento [23].

#### 4.4. Tarjeta de adquisición de datos

La selección del hardware de adquisición, puede tornarse una tarea ardua para el diseño de un sistema de adquisición de datos. Por tal motivo, se deben considerar los siguientes aspectos [24]:

---

<sup>3</sup>**Fuente:** Freescale semiconductor

- Los tipos de señal que se deben medir o generar.
- El acondicionamiento de las señales.
- La frecuencia de muestreo de las señales.
- La resolución del hardware de adquisición.

En cuanto al primer aspecto, lo mejor es contar con un hardware de adquisición multifunción, el cual permite la habilidad de direccionar diferentes aplicaciones. En cuanto al acondicionamiento, generalmente este es necesario para una efectiva y adecuada medición de las señales. En este proyecto no se utilizó una etapa de acondicionamiento, porque el acelerómetro triaxial utilizado en el proyecto, cuenta con su propia sección de acondicionamiento. El tercer factor, es uno de los más importantes, porque es la velocidad con la cual el hardware de adquisición toma las muestras de una señal. La tasa de muestreo para una aplicación, va a depender del máximo componente en frecuencia de la señal que se mide o genera. Por último, la resolución, se refiere al número de niveles binarios del convertidor análogo digital que son necesarios para representar el más mínimo cambio en la señal que se requiere medir.

Tomando en consideración los anteriores aspectos, el hardware de adquisición seleccionado para el proyecto, fue la tarjeta de adquisición de datos NI USB 6009 de *National Instruments*, con características generales, como su bajo costo, funcionalidad básica para aplicaciones como registro de datos, medidas portátiles y experimentos académicos de laboratorio. Ver figura 4.4 <sup>4</sup>.

Dentro de las características más importantes de la NI USB 6009 [25], se tienen:

- 8 entradas analógicas (13 bits, 6KS/s).
- 2 salidas analógicas (12 bits a 150 S/s).

---

<sup>4</sup>**Fuente:** National Instruments Corporation.



Figura 4.4: NI USB 6009.

- 12 E/S digitales.
- Contador de 32 bits.
- Energizado por bus para una mayor movilidad, conectividad de señal integrada.
- Compatible con LabVIEW, LabWindows/CVI, Matlab y Measurement Studio para Visual Studio .NET.

## 4.5. Prototipo N1

El prototipo N1 es una cubierta para el pie, que se encarga de alojar la tarjeta de adquisición y el acelerómetro, ver figura 4.5. El diseño de esta cubierta tiene como objetivo principal facilitar la adquisición de los datos del movimiento del miembro inferior, y resguardar la tarjeta de adquisición de datos. El prototipo N1 tiene tres correas de velcro, las cuales se encargan de fijar el cable que conecta la tarjeta de adquisición de datos al computador, con la pierna del usuario del sistema. Esto proporciona mayor libertad de movimiento.



Figura 4.5: Prototipo N1.

## 4.6. Entorno de Desarrollo Integrado (IDE)

Matlab es el IDE empleado para este trabajo. Gracias a este entorno de desarrollo integrado se puede obtener la información tomada por el hardware de adquisición. Entre las prestaciones básicas de Matlab están la creación de interfaces gráficas de usuario (GUI) y la comunicación con dispositivos hardware. La *Toolbox Data Acquisition*, proporciona las funciones especializadas, que permiten conectar esta plataforma con la tarjeta de adquisición de datos que se utiliza en el proyecto (Ver Figura 4.6).

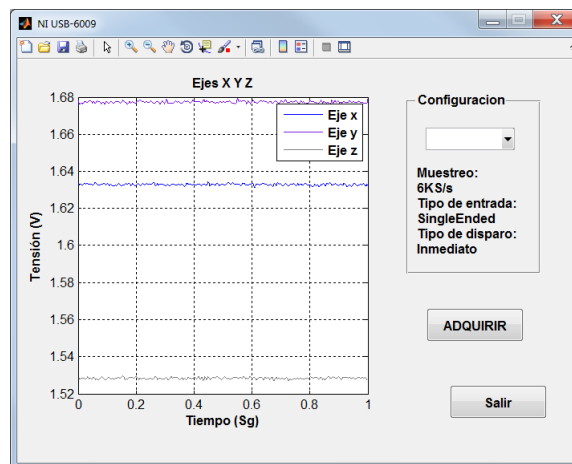


Figura 4.6: GUI de adquisición de datos.

## 4.7. Sistema de adquisición diseñado

Con la integración de todos los materiales en el prototipo N1, la conexión del acelerómetro con la tarjeta de adquisición se hace por medio de un bus de datos, lo más corto posible, ya que el fabricante del dispositivo así lo recomienda. El acelerómetro es alimentado también por la tarjeta de adquisición de datos, aprovechando la capacidad que tiene, de proporcionar una salida de corriente continua de 5V (200mA) entre los conectores 31 y 32. El modo de trabajo de la tarjeta de adquisición de datos para esta aplicación es de canales de simple conexión, por lo cual se utilizaron solamente los tres primeros canales de la tarjeta de adquisición. Los otros 5, fueron aterrizados, como medida propuesta por el fabricante de la tarjeta.

En Matlab se implementaron las funciones del Data Acquisition Toolbox (versión 2.18, de la versión 7.12 de Matlab) necesarias para configurar la tarjeta de adquisición de datos y para almacenar la información adquirida por el hardware para su posterior análisis. Es importante tener en cuenta que la adquisición de datos empleando esta herramienta en Matlab, no se realiza en tiempo real. A pesar de que la tarjeta de adquisición proporciona entre sus características una frecuencia de muestreo de 48 KS/s, esta tarjeta no cuenta con un muestreo simultáneo, motivo por el cual, la frecuencia de muestreo proporcionada por el fabricante debe ser dividida para nuestro caso entre el número de canales que están disponibles para adquirir información (8 canales). Por lo tanto, la frecuencia de muestreo real para nuestro sistema es de 6KS/s.

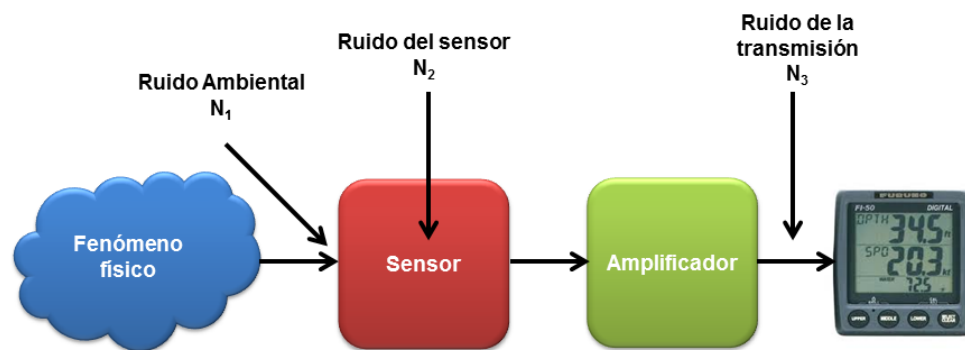
## 4.8. Señales y su procesamiento

Una señal es cualquier magnitud que podamos medir de alguna forma y que contiene información sobre el comportamiento o la naturaleza de algún fenómeno.

Desde el punto de vista matemático una señal es una función de una o varias variables cuyo dominio de definición es una cantidad finita de puntos [26]. Las señales están presentes en nuestra vida diaria; por ejemplo, sirven para controlar nuestra salud (electrocardiogramas, ecografías, Radiografías), mostrar la tendencia del índice de precios, estudiar el comportamiento de huracanes u otros fenómenos relacionados con el estado del tiempo, etc.

En la medición de un fenómeno físico, las señales obtenidas presentan un error permanente debido a la suma de otras señales externas, las cuales no tienen información útil, ver figura 4.7. Este error aleatorio es conocido como ruido. El modelo fundamental de una señal con ruido es básicamente como se muestra en (4.2):

$$S(n) = f(n) + \sigma e(n) \quad (4.2)$$



**Figura 4.7:** Modelo de instrumento con fuentes de ruido.

Donde el tiempo  $n$  es igualmente espaciado. En este modelo  $e(n)$  es un ruido blanco gaussiano y el nivel del ruido  $\sigma$  es considerado igual a 1. El objetivo de la eliminación del ruido es suprimir la parte del ruido de la señal  $S$  y recuperar  $f$ .

El problema de su eliminación es muy común en la adquisición de señales. Existe la necesidad de poder adquirir señales que presentan cambios bruscos en intervalos

muy pequeños (estas señales provienen de diferentes áreas de investigación, tales como la medicina, sismología, geología, electrónica, desarrollo militar, etc.)[27]. Dada la naturaleza de estas señales, la presencia del ruido puede reducir la exactitud de la medición, lo cual, generalmente no es solucionado con etapas de acondicionamiento para el filtrado de la señal. Teniendo en cuenta lo anterior, el procesamiento de señales a través de métodos basados en frecuencia, es una herramienta, que permite la eliminación o filtrado del ruido en señales unidimensionales.

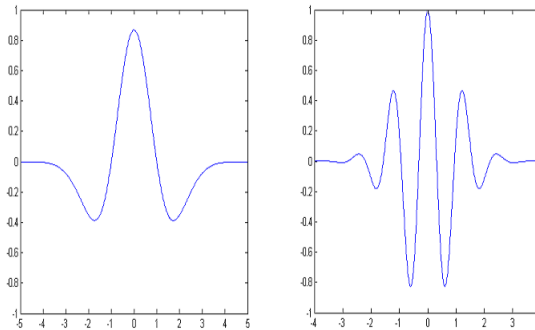
La Transformada de Fourier es ampliamente utilizada en el procesamiento y análisis de señales y con resultados satisfactorios en los casos en que estas señales son periódicas y lo suficientemente regulares, pero no ocurre lo mismo para el análisis de señales cuyo espectro varía con el tiempo (señales no estacionarias). La Transformada de Fourier detecta la presencia de una determinada frecuencia pero no brinda información acerca de la evolución en el tiempo de las características espectrales de la señal. Muchos aspectos temporales de la señal, tales como el comienzo y el fin de una señal finita y el instante de aparición de una singularidad en una señal transitoria, no pueden ser estudiados adecuadamente por el análisis de Fourier. Para los casos de señales no estacionarias y transitorias se utiliza generalmente la transformada de Fourier de intervalos cortos [28].

Con la Transformada de Fourier de intervalos cortos, se logra una mejor localización de la aparición de una singularidad en una señal. Sin embargo, se puede obtener esta información con precisión limitada, y esa precisión está determinada por el tamaño del intervalo. Además, los eventos no podrán ser resueltos si aparecen muy cerca unos de otros, ya que no será posible distinguir diferentes comportamientos dentro de una misma amplitud de ventana [28]. Otra de las herramientas a tener en cuenta para el análisis de señales irregulares es la transformada Wavelet.

El análisis Wavelet representa el siguiente paso lógico: Una técnica de ventanas con regiones de tamaño variable. El análisis con Wavelet permite el uso de largos

intervalos de tiempo donde se quiere información precisa a baja frecuencia, y cortas regiones de información a altas frecuencias.

Una Wavelet es una forma de onda con limitada duración efectiva que tiene un valor promedio de cero. Las Wavelets tienden a ser irregulares y asimétricas(Ver figura 4.8<sup>5</sup>). En este análisis, se segmenta una señal en versiones desplazadas y escaladas de la Wavelet original, lo cual permite un mejor análisis en señales con cambios bruscos que con una senoidal perfecta. La transformada Wavelet cuenta con dos herramientas importantes, la transformada continua de Wavelet y la transformada discreta de Wavelet. En este trabajo se implementó la transformada wavelet discreta.



**Figura 4.8:** Ejemplo de Wavelets, Sombrero mexicano a la izquierda y Wavelet Morlet a la derecha.

#### 4.8.1. Transformada discreta Wavelet

La transformada discreta Wavelet descompone una señal  $x(n)$  en una señal de aproximación ( $a_{2j}$ ) y una de detalles ( $d_{2j}$ ) usando un escalado ( $\phi_{j,k}(n)$ ) y una función madre Wavelet ( $\Psi_{j,k}(n)$ ) como funciones base, respectivamente [29]. Estas señales

<sup>5</sup><http://en.wikipedia.org/wiki/Wavelet>

están definidas en las ecuaciones (4.3) a (4.6):

$$a_{2j}(k) = \int x(n)\phi_{j,k}(n)dn \quad (4.3)$$

$$d_{2j}(k) = \int x(n)\Psi_{j,k}(n)dn \quad (4.4)$$

$$\phi_{j,k}(n) = 2^{-\frac{j}{2}}\phi(2^{-j}n - k) \quad (4.5)$$

$$\Psi_{j,k}(n) = 2^{-\frac{j}{2}}\Psi(2^{-j}n - k) \quad (4.6)$$

La función de escalado y la wavelet madre, son señales oscilantes que existen sobre un periodo finito de tiempo, con las propiedades de filtrado paso bajo y pasa banda de la transformada de Fourier, respectivamente. Mientras la variación en los niveles de escala ( $j$ ) de las funciones base permite la resolución de frecuencia, el valor del desplazamiento ( $k$ ) proporciona en la función base, la información del tiempo. Altas escalas corresponden a señales con bajas frecuencias y escalas pequeñas corresponden a altas frecuencias. Las señales con una resolución de alta frecuencia tienen un tiempo de resolución bajo y viceversa.

La transformada discreta Wavelet puede ser interpretada como un banco de filtros, donde la señal es descompuesta en varios componentes, cada uno representa una sub-banda de frecuencia única de la señal original. Esto es calculado por un filtrado sucesivo pasa bajo y pasa alto de la señal original.

En el primer nivel de descomposición, la señal es descompuesta en dos señales cada una representando exactamente la mitad del ancho de banda de la señal original. De acuerdo a la regla del muestreo de Nyquist, la señal es entonces submuestreada por un factor de 2 sin perder información sobre las frecuencias que contiene. La señal de frecuencias bajas es llamada aproximación  $a_{21}$  (o *tendencia*) y la otra se llama Detalles  $d_{21}$  (o *Fluctuación*).

El proceso mencionado anteriormente es consecutivamente repetido sobre la señal de aproximación de cada descomposición ya que la señal contiene un número sufi-

ciente de puntos de información. Después de un determinado número de niveles de descomposición  $J$ , se tendrá un conjunto de señales de la siguiente forma:

$$\{a_{2J}, d_{2J}, d_{2J-1}, \dots, d_{21}\} \quad (4.7)$$

La original  $x(n)$  puede ser reconstruida de las señales descompuestas mencionadas anteriormente

$$x(n) = \sum_{j=1}^J \sum_{k \in \mathbb{Z}} d_{2j}(k) \phi_{j,k}(n) + a_{2j}(k) \Psi_{j,k}(n) \quad (4.8)$$

## 4.9. Filtrado de las señales adquiridas

Para la eliminación del ruido adquirido con cada una de las señales de salida del MMA7341L, se utilizó la Wavelet toolbox de Matlab. El procedimiento general del filtrado del ruido, utilizando esta herramienta en las señales adquiridas involucra tres pasos, [28]:

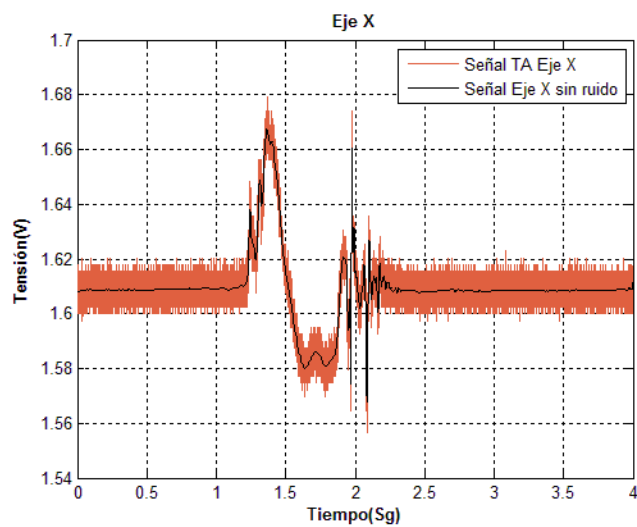
- **Descomponer:** Seleccionar una Wavelet y un nivel de descomposición  $J$ . Después, se calcula la descomposición Wavelet de la señal.
- **Umbral de los coeficientes de detalle:** Para cada nivel desde 1 hasta  $J$ , se selecciona un umbral y se aplica una umbralización suave a los coeficientes de detalle.
- **Reconstruir:** Calcular la reconstrucción Wavelet usando el coeficiente de la aproximación del nivel  $J$  y los coeficientes de detalle modificados de cada uno de los niveles desde 1 hasta el nivel  $J$ .

Siguiendo este procedimiento, se utilizó la interfaz gráfica de usuario wavemenu, de la *toolbox Wavelet* de Matlab, la cual fue de gran ayuda para la selección de la

Wavelet madre y el nivel de descomposición.

El funcionamiento del proceso de filtrado depende de la elección del umbral de filtrado. Dicho umbral es diferente para cada escala, y en su elección deben tenerse en cuenta las características de las componentes de la señal en esa escala [30].

El resultado del procesamiento de las señales del acelerómetro triaxial, a partir de la transformada Wavelet se puede apreciar en la figura 4.9.



**Figura 4.9:** Eliminación del ruido de la señal del eje X en el Acelerómetro triaxial .

## 5. Descripción de los algoritmos implementados en el modelo computacional

En un sistema como el que se sugiere, es necesaria una interfaz de usuario gráfica, en la cual se tuviera acceso a los resultados de las variables del movimiento de la extremidad inferior que se requieren medir. Como ya se describió en el capítulo pasado, específicamente en la sección 4.6, el entorno de desarrollo utilizado para el planteamiento del modelo computacional fue Matlab, ya que se requería de una herramienta con la cual se pudiera realizar la adquisición y procesamiento de las señales adquiridas con el hardware de adquisición; además de analizar la información obtenida, desarrollar algoritmos y en última instancia, implementar una aplicación que pudiera realizar todo lo anteriormente descrito.

Matlab es una herramienta robusta, que cuenta con un amplio menú de opciones para realizar diversas tareas requeridas en ingeniería. Entre todas las alternativas con las que cuenta Matlab, se encuentran las toolbox, que son un grupo de instrucciones con un objetivo común, de las cuales tres de ellas fueron utilizadas para el desarrollo del proyecto y estas son: la *data acquisition*, *Wavelet*, y la *curve fitting toolbox*. Por otra parte, también se utilizó el GUI Builder (o GUIDE), para el desarrollo de la interfaz de usuario principal. En la figura 5.1 se puede apreciar la GUI principal del modelo

computacional. En la última sección de este capítulo se describirán las principales características de la interfaz de usuario desarrollada.

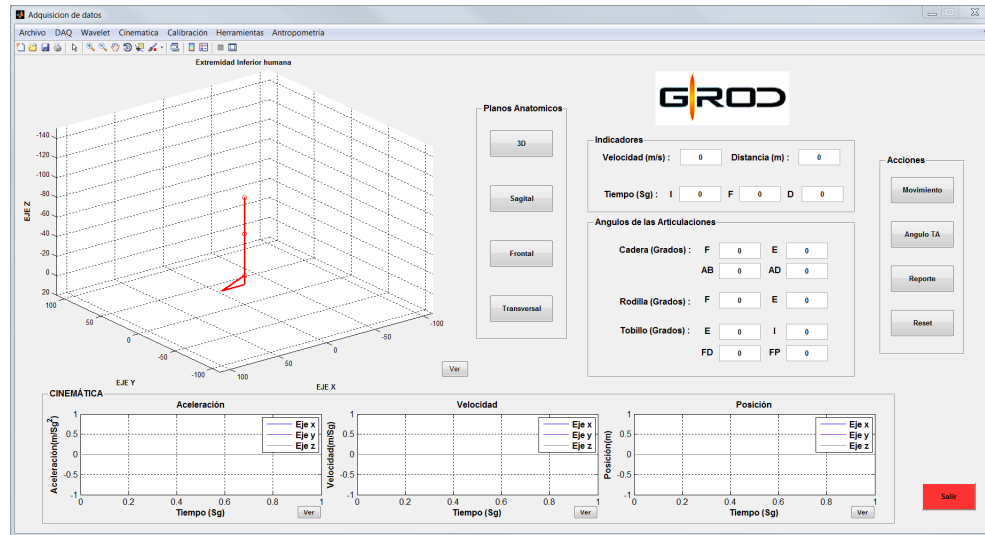


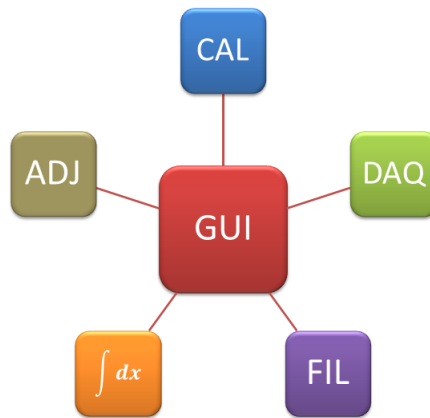
Figura 5.1: Interfaz Gráfica de Usuario del sistema.

## 5.1. Modelo Computacional

En la GUI principal del modelo computacional, se encuentran incorporados 5 algoritmos que son importantes para la obtención de los resultados requeridos (Ver figura 5.2). El desarrollo de cada uno de estos algoritmos, se realizó teniendo en cuenta los requerimientos que se plantearon en el plan del proyecto; específicamente en el quinto objetivo, de donde se tomó el compromiso de cumplir dos secciones principales:

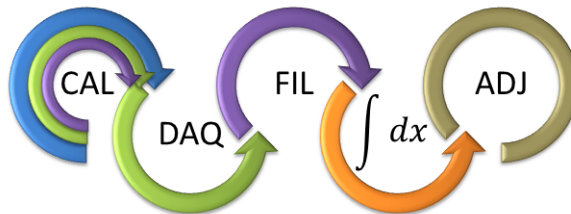
- Adquirir y filtrar las señales tomadas del acelerómetro.
- Describir y cuantificar el movimiento de una extremidad inferior humana.

Cada una de estas secciones será justificada en lo sucesivo de este capítulo.



**Figura 5.2:** División de la GUI.

A excepción del algoritmo de calibración, cada uno de los algoritmos principales, tiene una dependencia con la función que desarrolla el algoritmo anterior, lo cual establece una secuencia de funcionamiento ordenada, como se puede ver en la figura 5.3. Esta secuencia se debe al desarrollo estructural que tuvo el proyecto.



**Figura 5.3:** Relación entre los algoritmos principales.

En el algoritmo de calibración, se utilizan los algoritmos de adquisición y filtrado de las señales, ya que se requiere obtener señales filtradas, para calcular la calibración del dispositivo. Este detalle es representado en la figura 5.3.

En las siguientes secciones se explicará el desarrollo de cada uno de los principales procesos del modelo computacional.

## **5.2. Adquisición y filtrado de las señales tomadas del acelerómetro**

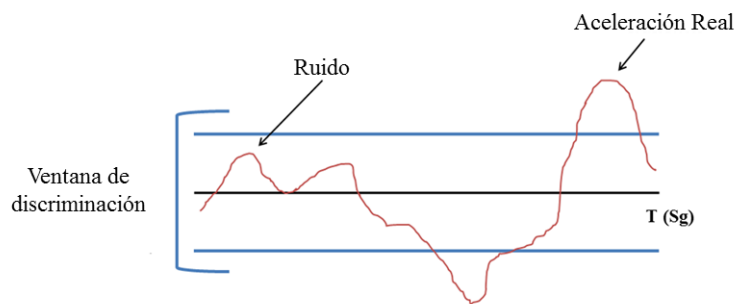
Este proceso comprende los siguientes algoritmos: Calibración (CAL), Adquisición de Señales (DAQ) y filtrado (FIL). La adquisición de señales del acelerómetro triaxial utilizado en el proyecto es realizada por el sistema de adquisición descrito en el capítulo anterior, específicamente en la sección 4.7. De igual forma, el filtrado de las señales utilizando la transformada Wavelet, fue expuesto en la sección 4.9, también del capítulo preliminar. En esta sección, se tratarán con detalle dos aspectos: La ventana de filtrado mecánico y la calibración.

### **5.2.1. Ventana de filtrado mecánico**

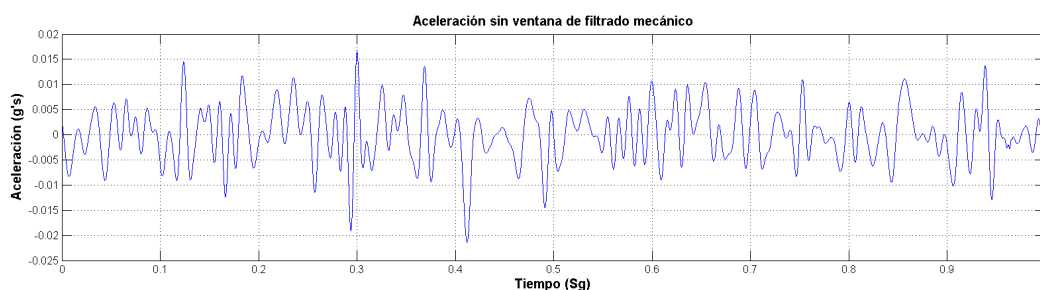
Cuando un acelerómetro se encuentra en un aparente estado de quietud, pequeños movimientos de menor importancia generan una señal de aceleración, lo cual puede ser interpretado como una velocidad constante al momento de integrar. Incluso con el filtrado realizado en la etapa previa, algunos datos pueden ser erróneos. Por tal motivo es necesario implementar una ventana de discriminación de datos válidos y datos no válidos, con el fin de cumplir la condición de quietud (Ver figura 5.4). [31].

En la figura 5.5 y 5.6, se puede apreciar el efecto de aplicar y de no aplicar en una misma señal (sin movimiento), la ventana de filtrado mecánico.

Cada vez que se inicia a trabajar con el sistema para la medición del movimiento de una extremidad inferior o se ubica el sistema en un sitio diferente al habitual, lo primero que debe realizar el usuario es una calibración del acelerómetro. A continuación se describe el procedimiento que es ejecutado por el algoritmo de calibración (CAL).



**Figura 5.4:** Ventana de filtrado Mecánico.

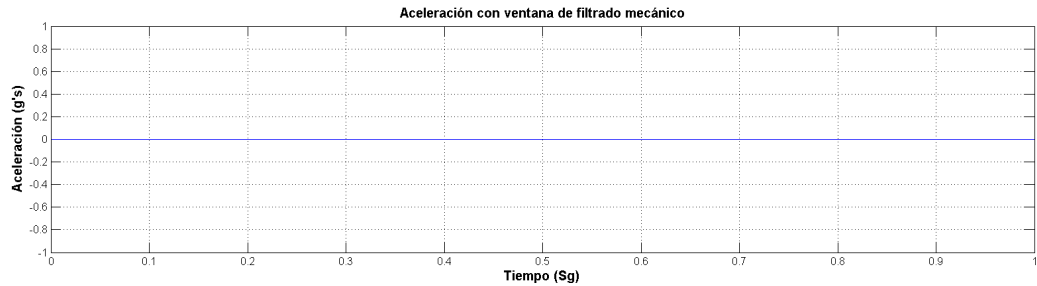


**Figura 5.5:** Aceleración sin ventana de filtrado mecánico.

### 5.2.2. Calibración del acelerómetro (CAL)

La precisión de la salida del acelerómetro es fundamental para la medición del movimiento del miembro inferior, y por lo tanto, una buena calibración es necesaria para utilizarlos adecuadamente. La información técnica distribuida por los fabricantes, no es lo suficientemente precisa, al contrastarla con el funcionamiento del dispositivo en la realidad del entorno en donde se encuentra, ya que factores como la temperatura y las condiciones ambientales, alteran la salida del dispositivo. Por lo tanto, los acelerómetros tienen que ser calibrados en el sitio en donde van a ser utilizados, para obtener precisión en las mediciones que se realicen con él [32].

La técnica empleada para la calibración del acelerómetro en este proyecto, se basa en el trabajo presentado en la nota de aplicación AN3447 de *Freescale Semiconductor* [33]. Entre los diferentes métodos expuestos en este documento, se implementó la



**Figura 5.6:** Aceleración con ventana de filtrado mecánico.

calibración manual  $0g$  X, Y, Z de rango completo.  $0g$ , hace referencia a una condición tomada de [33] en la cual *no hay presencia de gravedad*, en dos de los ejes del acelerómetro. Con el fin de encontrar el rango del voltaje de salida a  $0g$ , es necesario ubicar el acelerómetro completamente nivelado en una superficie, aunque esto no garantiza que el dispositivo no experimente una ligera fuerza  $g$ .

Una manera para obtener una lectura  $0g$  exacta y confiable, es rotar el dispositivo 180 grados en presencia de la gravedad, con cada uno de los ejes del acelerómetro ( $+1g$  a  $-1g$ ). Para una mayor comprensión del procedimiento, remítase a la página 6 del manual del MMA7341L (Rev. 0, 04/2008).

El valor de la lectura máxima sería el obtenido a  $+1g$ , y el valor mínimo sería a  $-1g$ . Asumiendo que la sensibilidad es simétrica [33], de  $0V$  a  $+1g$ , y de  $0V$  a  $-1g$ , el valor de sensibilidad ( $S$ ) del dispositivo puede ser asumido como en la ecuación (5.1).

$$S = (V_{out+1g} - V_{out-1g})/2 \quad (5.1)$$

Conociendo  $S$ , el valor del voltaje offset a  $0g$  puede ser calculada por la suma de  $S$  al valor  $V_{out-1g}$ , o por la resta al valor  $V_{out+1g}$ . Para comprobar el valor offset ( $V_{out-offset}$ ) a  $0g$ , se coloca el dispositivo paralelo a una superficie, y dependiendo del eje del acelerómetro a comprobar, el valor de la señal de salida debe ser muy cercano

al calculado con los valores  $V_{out+1g}$  y  $V_{out-1g}$ . Este procedimiento se debe realizar para cada uno de los ejes. Por último, con la información que se acaba de obtener, se calcula la aceleración por cada eje como en la ecuación (5.2).

$$A_{Eje}(g) = (V_{outactual} - V_{outoffsetEje})/S \quad (5.2)$$

Las unidades de la aceleración para este caso son  $gs$  (*Gravedades*). El acelerómetro se encuentra ubicado en la punta del prototipo *N1*, de tal forma que la gravedad de la tierra este casi paralela con el eje *Z*, por lo tanto, esto altera la medición en este eje. Tomando en cuenta este aspecto, el tratamiento para el cálculo de la aceleración en el eje *Z*, debe tener la consideración de restar o sumar la sensibilidad calculada anteriormente, al voltaje offset calculado para este eje. En la ecuación (5.3) se puede apreciar el procedimiento.

$$A_{EjeZ}(g) = (V_{outactual} - (V_{outoffsetEjeZ} \pm S))/S \quad (5.3)$$

El signo de la sensibilidad, en el caso específico del proyecto, depende de la ubicación del acelerómetro en el pie. Para acceder a esta técnica se implementó un módulo, el cual se ejecuta desde la interfaz gráfica principal, ver Figura 5.7.

El algoritmo de calibración es usado generalmente al inicio de la toma de datos del movimiento de una extremidad o cada vez que se cambia la locación en la cual se desarrolla una medición de movimientos con el sistema. Sin embargo, si las condiciones del recinto en donde se realiza la actividad de medición son controladas, o por lo menos el lugar no presenta un cambio brusco en la temperatura, no sería necesaria la calibración del dispositivo. Se recomienda calibrar el dispositivo cada vez que se encuentren mediciones no consistentes con el trabajo que se esté desarrollando.



Figura 5.7: Módulo de calibración.

Todos los cálculos de la calibración del sistema, quedan almacenados en el mismo, por lo tanto, cada vez que se inicia el sistema y no se calibra al comienzo de las actividades, el sistema realizará las labores que debe ejecutar, tomando en consideración la última calibración realizada. Esta calibración es registrada en un archivo de texto con el nombre de calibración.txt.

### 5.3. Descripción y cuantificación del movimiento de una extremidad inferior humana

El segundo proceso, consiste en tomar las señales del acelerómetro triaxial y lograr un análisis del movimiento de la extremidad inferior. Para conseguirlo, en el sistema propuesto y específicamente en esta etapa, se desarrollan 3 procedimientos, los cuales hacen parte de los dos algoritmos principales restantes, mencionados al inicio de la sección 5.1, y son la integración ( $\int dx$ ) y los ajustes (ADJ).

La integración es uno de estos procedimientos y el algoritmo principal ADJ, está compuesto de dos de los tres procedimientos y son: El ajuste de las señales

de velocidad, utilizando la técnica conocida por *Zero Velocity Update (ZUPT)*[34] y la eliminación de picos indeseados. A continuación se presentará una descripción de la filosofía de los algoritmos de posicionamiento aplicados en las señales del acelerómetro triaxial empleado.

### 5.3.1. Aplicación de algoritmos de posicionamiento utilizando acelerómetros

Actualmente en el mercado de la electrónica de consumo, hay una gran variedad de productos multifuncionales con características interesantes, como los Smartphone, que se benefician de la obtención de la posición. Los acelerómetros triaxiales tipo MEMS pueden obtener esta información, pero es necesario realizar un procesamiento con las señales adquiridas de estos dispositivos [31].

Si la aceleración de un objeto es conocida, se puede obtener la posición, aplicando una doble integración como se puede ver en la ecuación 5.4.

$$\vec{v} = \int (\vec{a}) dt \wedge \vec{s} = \int (\vec{v}) dt \therefore \int (\int (\vec{a}) dt) dt \quad (5.4)$$

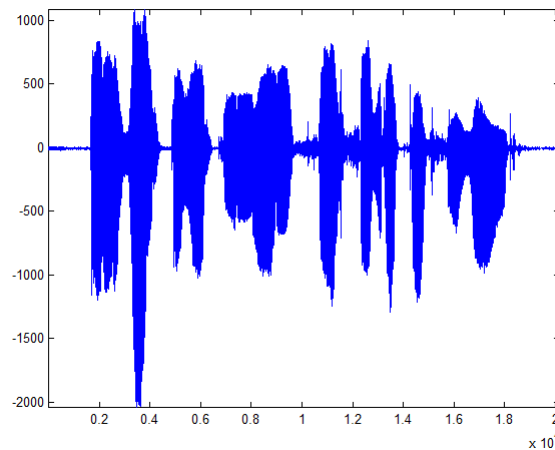
En la práctica, esto no es tan trivial, porque las señales proporcionadas por los acelerómetros, sufren de una desviación, y además están inmersas en una gran componente de ruido eléctrico. Si no se tienen presentes estas consideraciones, y se integran las señales adquiridas del acelerómetro, este procedimiento amplificaría el más mínimo error [34].

Tomando en cuenta la anterior apreciación, Seifert en [31], recomienda las siguientes consideraciones al respecto para el procesamiento de cada una de las señales adquiridas:

- Las señales del acelerómetro deben ser filtradas.
- Seleccionar una frecuencia de muestreo adecuada para la adquisición de las señales.
- El acelerómetro debe ser calibrado antes del inicio de la adquisición de las señales que se van a integrar.

### 5.3.2. Algoritmo de Integración

Las señales de un acelerómetro son de tipo no estacionario, es decir, son señales en las que su frecuencia varía en el tiempo [35], como por ejemplo, la señal de la voz humana, donde las frecuencias varían sobre el tiempo dependiendo de las palabras o sílabas que se estén pronunciando, ver figura 5.8.<sup>1</sup>



**Figura 5.8:** Señal de la Voz humana.

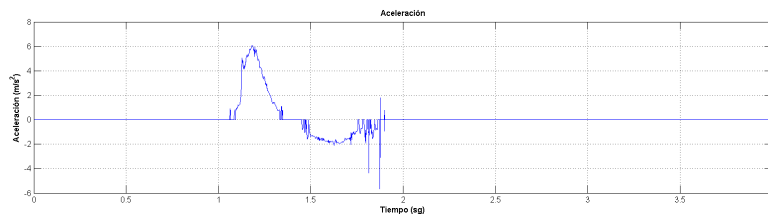
Para poder integrar este tipo de señales se debe conocer su función, lo cual es una tarea ardua. La solución es construir una función de ajuste, que defina la señal del acelerómetro adquirida y procesada, en cada medición del movimiento de la

<sup>1</sup>Tomada de <http://hertasecurity.com/blog/>

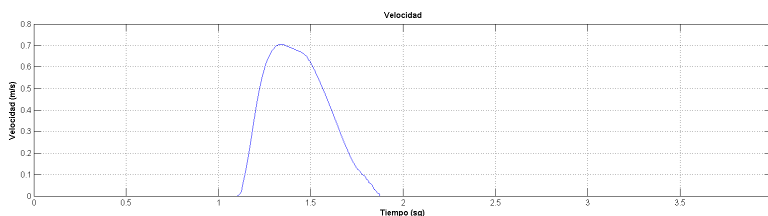
extremidad inferior. Para lograr esto, se utiliza la interpolación mediante el uso de trazadores, específicamente los trazadores cúbicos, dado que estos son la versión más común y útil en la práctica de la ingeniería [36].

Los trazadores son tramos de polinomios suaves que pueden ser utilizados para representar funciones sobre intervalos de datos amplios, en donde no es práctico el uso de una simple aproximación polinomial [37]. La interpolación mediante trazadores cúbicos se implementó mediante la *curve fitting toolbox* de Matlab, ya que esta proporciona funciones en líneas de comandos para el ajuste de curvas de datos. Esta herramienta permite además, aplicar una variedad de métodos entre los cuales se encuentra el cálculo de la integral de una curva que ha sido ajustada, lo cual es una de las características principales de esta herramienta.

El algoritmo para la integración se aplica escalonadamente para obtener la posición espacial del acelerómetro, en las figuras 5.9, 5.10 y 5.11, se puede ver el resultado de integrar la señal de aceleración dos veces.



**Figura 5.9:** Señal de aceleración.



**Figura 5.10:** Señal de velocidad.

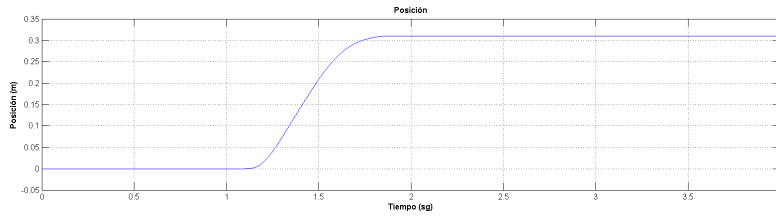


Figura 5.11: Señal de posición.

### 5.3.3. Ajustes de las señales de velocidad (ZUPT)

Los acelerómetros de bajo costo son susceptibles a errores de desviación. A pesar de todo el preprocesamiento ya realizado, la estimación de la posición basada en una doble integración, puede divergir en cortos periodos de tiempo (ver figura 5.12). Las correcciones de la desviación son esenciales para la búsqueda de una posición, usando acelerómetros de baja gama[38].

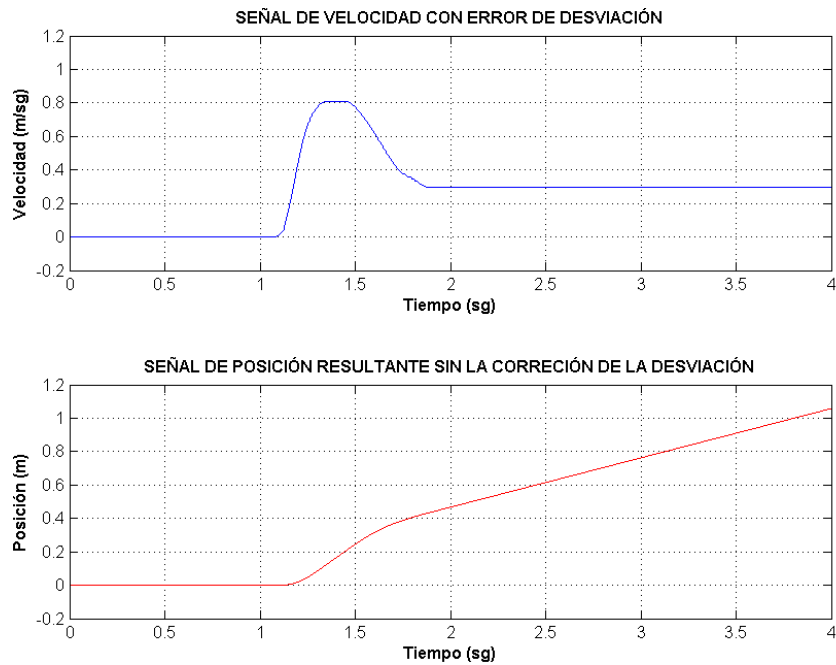
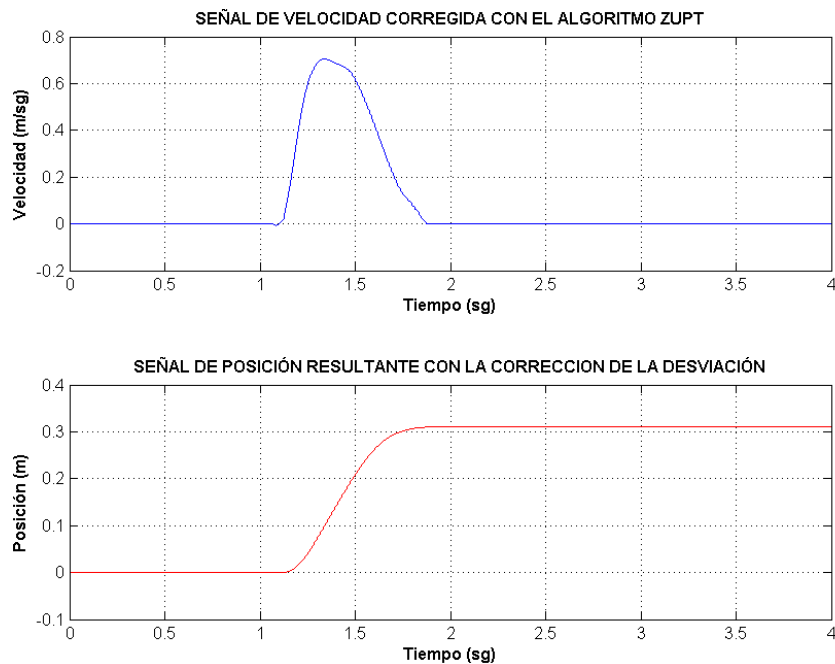


Figura 5.12: Señal de velocidad y posición sin la corrección del error de desviación.

Es necesario realizar una corrección de las señales después de integrar por pri-

mera vez la aceleración, cada vez que se realice un movimiento ya establecido (ver figura 5.13). De esta forma se garantiza que el cálculo de la distancia recorrida en cada movimiento va a estar cerca del valor real, y que el pequeño error cometido en el procesamiento de las señales obtenidas para cualquier movimiento no continuará acumulándose [39].

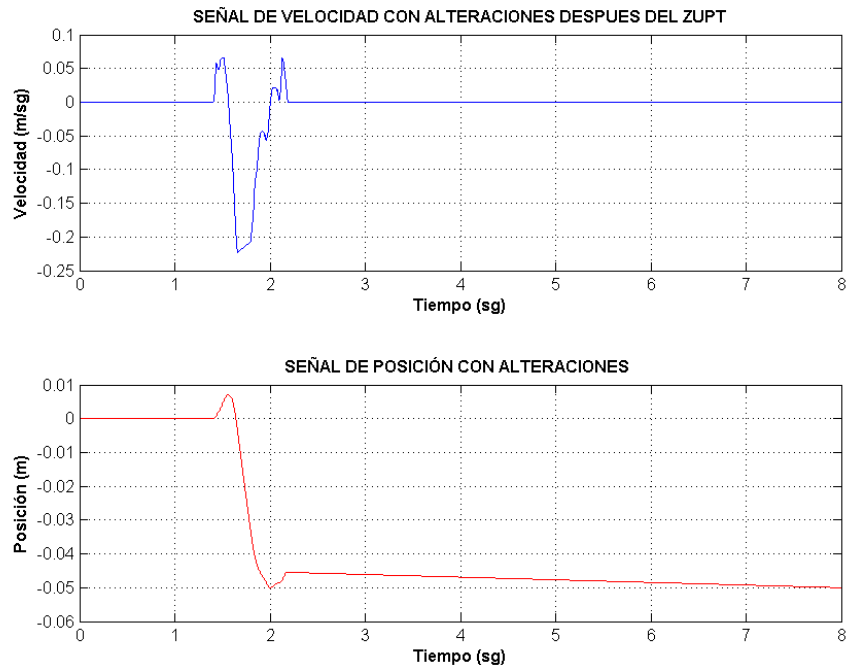


**Figura 5.13:** Señal de velocidad y posición con la corrección del error de desviación.

El algoritmo ZUPT, el cual fue implementado en este proyecto, es considerado como el más viable y versátil, independientemente del usuario y el movimiento realizado [40]. La descripción del procedimiento que se implementó para el desarrollo de este algoritmo, se puede encontrar en [39].

#### 5.3.4. Eliminación de picos indeseados

Como se puede apreciar en la figura 5.14, las señales de velocidad después del ajuste ZUPT, pueden conservar algunas alteraciones que perturban el resultado de

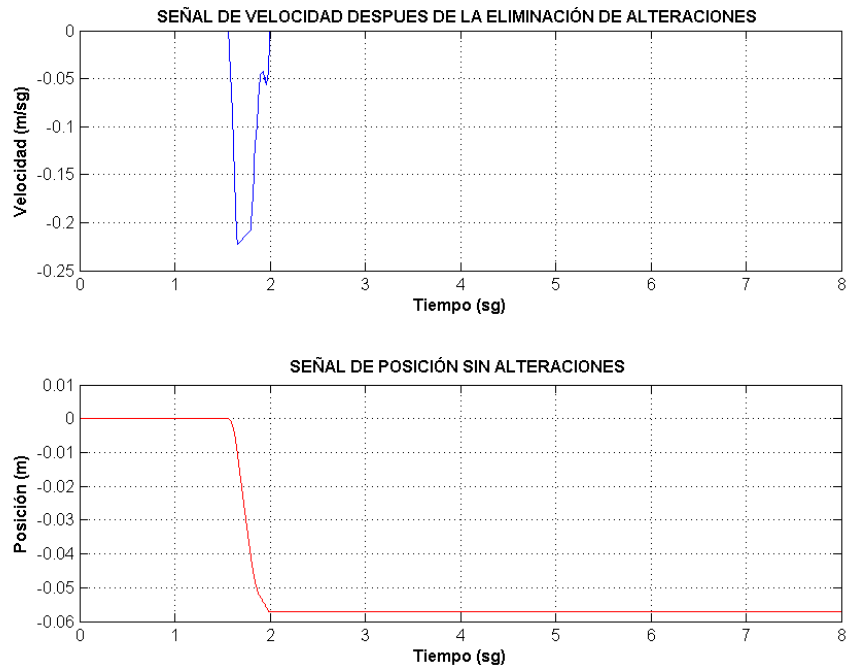


**Figura 5.14:** Señales de velocidad y posición con alteraciones.

la siguiente operación de integración. Esas perturbaciones producen un error, el cual se ve reflejado en resultados aleatorios para una misma medición. La eliminación de estos picos indeseados era necesaria en la etapa del proceso de ajuste, para contrarrestar este fenómeno en la señal y por lo tanto se implementó un algoritmo que detectara la presencia de estas perturbaciones en las señales de velocidad.

Como se puede apreciar en la figura 5.13, las señales de velocidad se caracterizan por la presencia de un pico positivo (como en este caso) o negativo, el cual no tiene ninguna perturbación antes o después. Para mantener esta característica en las señales de velocidad, lo primero que hace el algoritmo es determinar si la señal tiene un valor máximo o mínimo. Por ejemplo, si el valor es mínimo, el algoritmo elimina todos los valores positivos como se representa en la figura 5.15.

Después, si se presenta el caso, el algoritmo busca la presencia de datos con valor cero entre el valor mínimo y todos los datos desde el inicio de la señal. Lo mismo



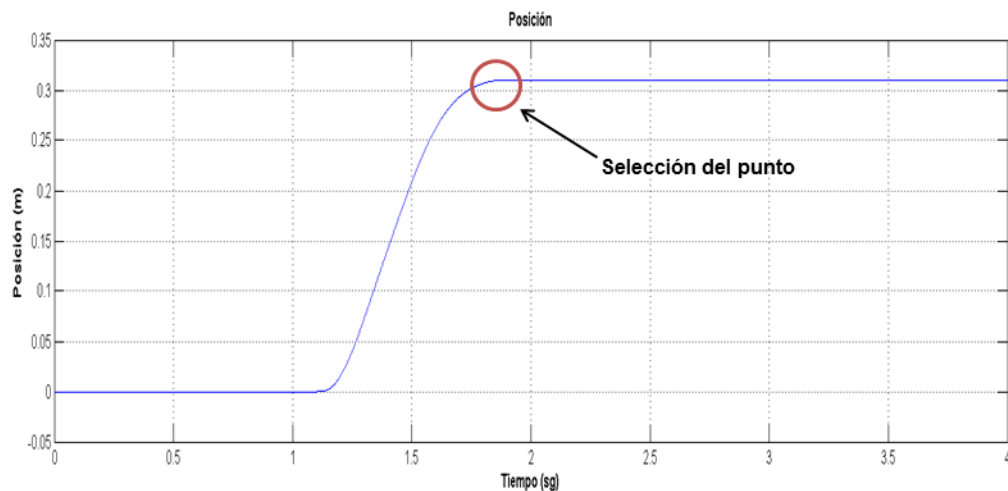
**Figura 5.15:** Señales de velocidad y posición sin perturbaciones.

ocurre desde el punto mínimo hasta el final de la señal. De esta forma el algoritmo detecta los extremos del pico de la señal y de paso en la búsqueda de estos límites, elimina todas las perturbaciones. En las figuras 5.14 y 5.15, se puede apreciar el efecto de las perturbaciones en la señal de posición.

## 5.4. Cinemática inversa de una extremidad inferior

En el capítulo tres, específicamente en la sección 3.4.1 en su párrafo final, se mencionó que el modelo cinemático directo diseñado para la extremidad inferior, necesita de los ángulos para poder determinar la configuración del movimiento de la extremidad. En este momento del libro es donde se ve la necesidad de tomar nuevamente en consideración, la figura 3.7 del capítulo tres, en donde se presenta la relación existente entre las dos cinemáticas (La directa y la inversa) de un robot manipulador.

Barrientos en [15] expresa que el objetivo del problema cinemático inverso consiste en encontrar los valores que deben adoptar las coordenadas articulares del robot manipulador  $q = [q_1, q_2, \dots, q_n]^T$  para que su extremo se posicione y oriente según una determinada localización espacial. Cuando se obtienen las señales de posición de cada uno de los ejes del acelerómetro, se busca el primer punto en donde cada una de las señales después de un tiempo, comienzan a estabilizarse (Ver figura 5.16), este punto en los ejes X, Y, Z determina una localización espacial, la cual es requerida para encontrar el valor de cada uno de los ángulos necesarios para describir el movimiento de la extremidad inferior mediante el modelo cinemático directo ya implementado.



**Figura 5.16:** Selección de las coordenadas.

En el problema cinemático inverso de un robot manipulador, el procedimiento de obtención de ecuaciones está relacionado estrechamente con la configuración del robot. También es importante encontrar una relación matemática explícita de la forma,

$$q_k = f_k(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma) \quad (5.5)$$

$$k = 1, \dots, n \text{ (GDL)}$$

Cuando los robots manipuladores tienen cinemáticas simples (por ejemplo, tres grados de libertad), la solución del problema cinemático inverso es en cierta medida más sencillo. En estos casos, es posible establecer pautas que permitan plantear y resolver el problema cinemático inverso de una manera sistemática. Dos métodos son comúnmente citados para la resolución del problema cinemático inverso, estos son: Los métodos geométricos y nuevamente, las matrices de transformación homogénea.

La resolución del problema cinemático inverso por métodos geométricos es adecuada para robots de pocos grados de libertad o para el caso de que se consideren sólo los primeros grados de libertad, dedicados a posicionar el extremo del robot [15]. En cuanto al problema cinemático inverso a partir de la matriz de transformación homogénea, es posible tratar de obtener el modelo cinemático inverso de un robot manipulador a partir del conocimiento de su modelo directo. En la práctica esta tarea no es trivial siendo en muchas ocasiones tan compleja que obliga a ser desechada [15].

Tomando en consideración los aspectos de cada método para la resolución del problema cinemático inverso, mencionados anteriormente, en este trabajo se tomó la decisión de utilizar los métodos geométricos para complementar el modelo cinemático directo presentado en el capítulo tres. Ya que en el modelo cinemático directo se determinaron 5 grados de libertad (GDL), en donde algunas articulaciones tienen más de un GDL. Se determinó trabajar el modelo cinemático inverso de la extremidad inferior, tomando en consideración dos planos anatómicos del movimiento de forma independiente, el plano sagital y el plano frontal. De esta forma el plano sagi-

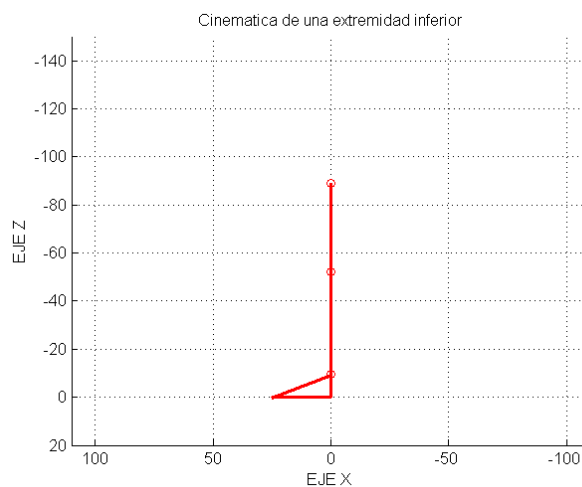
tal queda en función del eje  $X$  y del eje  $Z$ , y el plano frontal queda en función del eje  $Z$  y del eje  $Y$ .

En las siguientes dos secciones se determinarán las ecuaciones para cada uno de los planos.

### 5.4.1. Plano sagital

El acelerómetro se encuentra ubicado en la punta del pie de la persona. Por lo tanto esta ubicación debe ser tomada en cuenta al momento de plantear las ecuaciones. Específicamente se hace referencia a la longitud del pie y una altura  $k$ . La altura  $k$ , es una constante cuyo valor está determinado por la diferencia entre la altura del tobillo y la altura a la que se encuentra el acelerómetro sobre el pie.

Como se puede apreciar en la figura 5.17, la cadera se encuentra ubicada en el modelo cinemático en una posición negativa sobre el eje  $Z$ , por tal razón, se debe ajustar el valor de la coordenada  $Z$  proporcionada con el acelerómetro, con respecto a la altura de la cadera, con el fin de poder calcular el ángulo de la cadera. En las ecuaciones 5.6, 5.7 y 5.8, se plantea que:

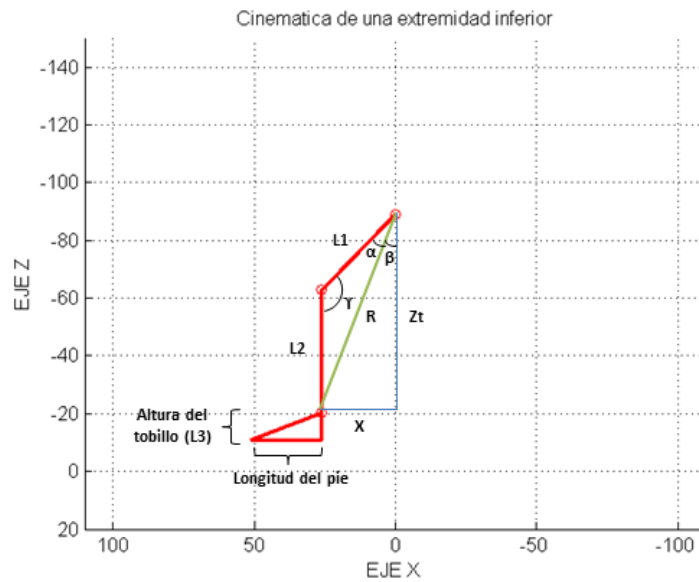


**Figura 5.17:** Modelo cinemático de la extremidad inferior en el plano sagital.

$$Z_t = -((L_1 + L_2 + k) + Z) \quad (5.6)$$

$$R = \sqrt{X^2 + Z_t^2} \quad (5.7)$$

$$\beta = \tan^{-1}(X/Z_t) \quad (5.8)$$



**Figura 5.18:** Análisis geométrico de la extremidad inferior en el plano sagital.

Como se puede apreciar en la figura 5.18, el ángulo de la cadera está compuesto de dos ángulos,  $\alpha$  y  $\beta$ . Para encontrar  $\alpha$ , teniendo en cuenta la figura anterior se plantean las siguientes ecuaciones, las cuales de paso definen el ángulo  $\gamma$  de la rodilla.

$$\cos\gamma = \frac{L_1^2 + L_2^2 - R^2}{2L_1L_2} \quad (5.9)$$

$$\text{sen}\gamma = \text{Re}(\sqrt{1 - \cos^2\gamma}) \quad (5.10)$$

$$\gamma = \tan^{-1}\left(\frac{\text{Re}(\sqrt{1 - \cos^2\gamma})}{\cos\gamma}\right) \quad (5.11)$$

$$\cos\alpha = \frac{L_1^2 + R^2 - L_2^2}{2L_1R} \quad (5.12)$$

$$\alpha = \tan^{-1}\left(\frac{\text{Re}(\sqrt{1 - \cos^2\alpha})}{\cos\alpha}\right) \quad (5.13)$$

$$c\text{sa} = \beta - \alpha \quad (5.14)$$

Cada una de las ecuaciones que determinan los ángulos de las extremidades, tienen condiciones implementadas en el código, ante la posibilidad de circunstancias matemáticas inesperadas (como por ejemplo las singularidades), las cuales se adaptan al movimiento que realiza la extremidad inferior. A continuación se calcula el ángulo del tobillo partiendo del hecho de que cada vez que se mueva la extremidad inferior, el pie va a estar de forma paralela al piso, lo cual nos permite establecer la siguiente relación:

Si el ángulo  $c\text{sa}$  de un movimiento de flexión en la cadera, es mayor que el ángulo  $\gamma$  de un movimiento de flexión de la rodilla, entonces la diferencia entre el ángulo  $c\text{sa}$  y  $\gamma$ , proporcionarían el ángulo del tobillo, correspondiente a un movimiento de flexión plantar. Por el contrario si el movimiento de flexión de la cadera tiene un ángulo  $c\text{sa}$  menor, que el movimiento de flexión de rodilla con un ángulo  $\gamma$ , entonces la diferencia entre  $\gamma$  y  $c\text{sa}$ , corresponderá a un movimiento de flexión dorsal en el tobillo, con un ángulo producto de esta diferencia.

El movimiento de extensión de cadera no produce un movimiento de rodilla, por lo tanto, se establece que cuando se presente un movimiento de extensión en

la cadera, el ángulo del tobillo será el mismo, y produce un movimiento de flexión dorsal.

El tipo de movimiento de la articulación, es determinado por el signo de los ángulos, por ejemplo, un ángulo con valor negativo en la cadera, determina en el modelo cinemático un movimiento de extensión, mientras que un valor positivo determina un movimiento de flexión. Algunas condiciones también son implementadas en el código, considerando el signo de los ángulos en cada una de las extremidades.

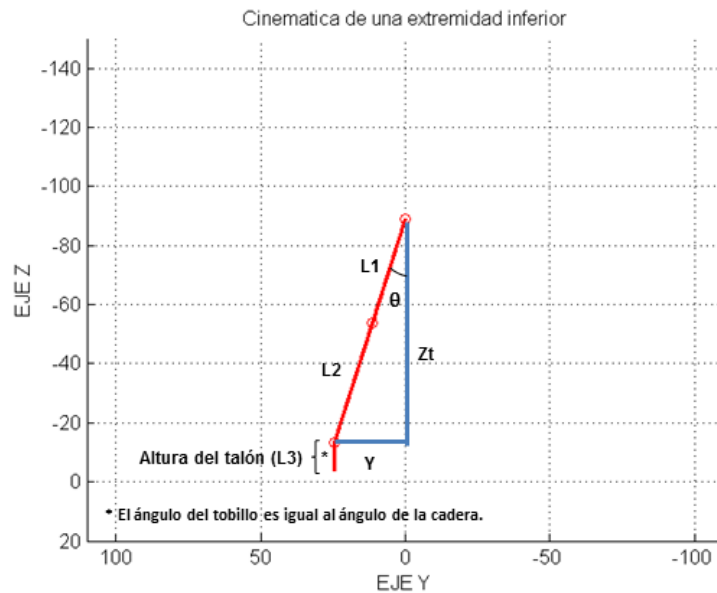
#### 5.4.2. Plano Frontal

En este plano también se debe tener en cuenta el ajuste del valor de la coordenada  $Z$ , proporcionada por el acelerómetro triaxial con respecto a la cadera. Por lo tanto, se deben tomar en cuenta las consideraciones hechas con respecto a la altura del tobillo en la sección anterior. Según la figura 5.19, se plantean las siguientes ecuaciones para la extremidad inferior en este plano:

$$Z_t = -((L_1 + L_2 + k) + Z) \quad (5.15)$$

$$\theta = \tan^{-1}(Y/Z_t) \quad (5.16)$$

El plano frontal no requiere de un análisis geométrico considerable, sin embargo, hay un detalle en la obtención del ángulo del tobillo. La relación entre articulaciones nuevamente es encontrada en este plano, específicamente entre la articulación de la cadera y el tobillo. Cada vez que se realiza un movimiento de abducción en la extremidad inferior, al colocar el pie sobre una superficie plana, la articulación del tobillo realiza un movimiento de inversión que compensa el movimiento de la cadera, con un ángulo igual que el obtenido en la cadera. En la figura 5.20, se demuestra esta afirmación, en donde se puede apreciar que los ángulos  $\theta, \alpha, \gamma$  son iguales, dado que



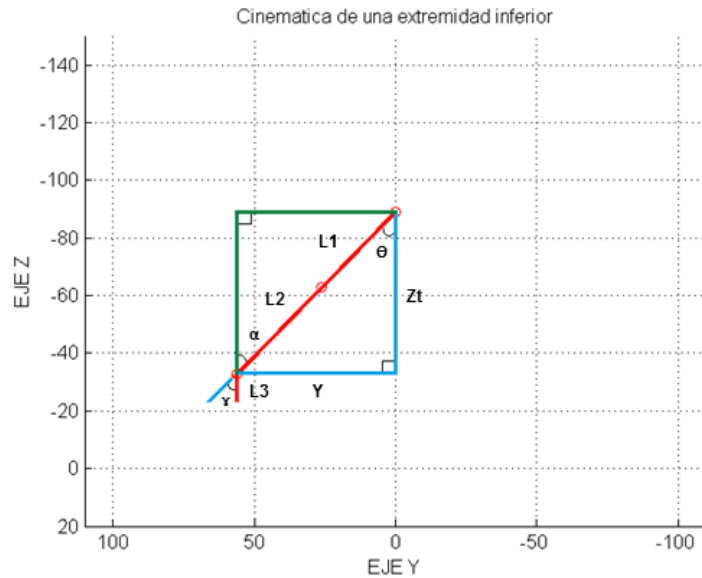
**Figura 5.19:** Análisis geométrico de la extremidad inferior en el plano frontal.

el triángulo de color azul es igual al triángulo de color verde y los ángulos  $\alpha$  y  $\gamma$  son opuestos por el vértice que se supone en el tobillo.

Para el caso de un movimiento de aducción, el efecto es igual al explicado anteriormente con el movimiento de abducción. La articulación del tobillo responderá al movimiento de aducción con un movimiento de eversión en igual proporción angular. En este plano también se implementan algunas restricciones, y el signo de los ángulos también determinan el movimiento de la articulación.

## 5.5. GUI (Graphic User Interface)

La Interfaz Gráfica de usuario (*GUI*), es donde todas las operaciones antes descritas, se ejecutaran. El diseño de la (*GUI*), se basó en la necesidad de mostrar el resultado de todos los indicadores implicados en el movimiento de la extremidad inferior, motivo por el cual hay varias gráficas con características del movimiento



**Figura 5.20:** Relación entre los ángulos de las articulaciones de cadera y tobillo.

que se ejecuta, e indicadores que proporcionan los datos esperados. A continuación se describirán algunas de las partes de la *GUI* y su función:

### 5.5.1. Gráficas

Son cuatro gráficas, de donde la gráfica principal muestra la descripción del movimiento de la extremidad inferior. Esta cuenta con tres botones en el costado derecho, los cuales permiten apreciar cada uno de los planos anatómicos de la extremidad inferior. Las otras tres gráficas muestran cada una de las señales de aceleración, velocidad y posición de cada uno de los ejes del acelerómetro. Cada una de estas gráficas tiene un botón *Ver*, con el cual se puede maximizar la gráfica que se quiera apreciar con un mejor detalle. La figuras 5.21 y 5.22 permiten observar cada una de ellas.

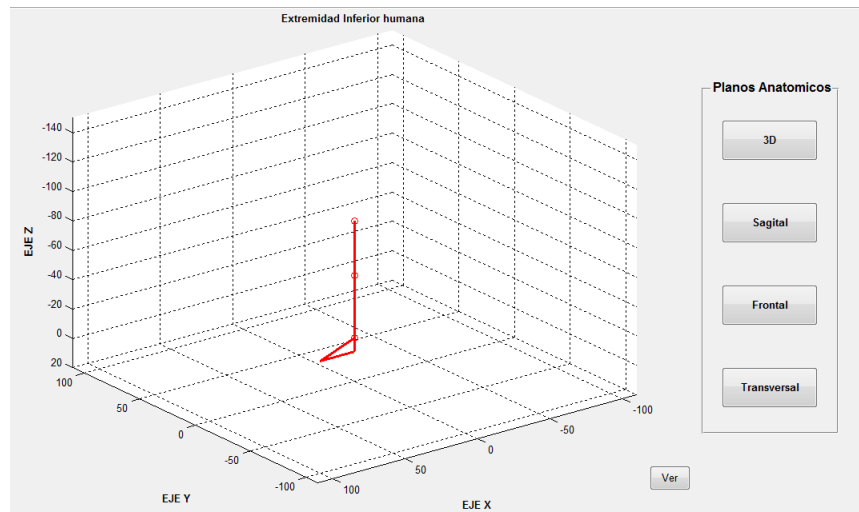


Figura 5.21: Gráfica para la descripción del movimiento de la extremidad inferior.

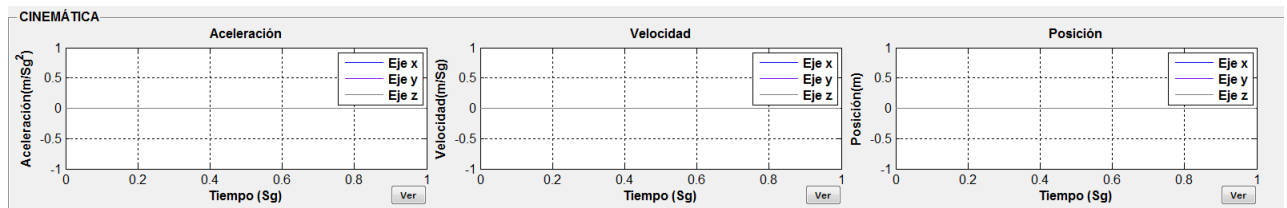


Figura 5.22: Gráficas para la visualización de las señales cinemáticas.

## 5.5.2. Indicadores y ángulos de las articulaciones

Esta parte de la *GUI*, es la encargada de proporcionar toda la información del movimiento realizado por la extremidad inferior. La figura 5.23, muestra cada uno de los indicadores.

Las letras en mayúscula al lado de las cajas de texto, en la división correspondiente a los ángulos de las articulaciones, se refieren a la inicial de cada uno de los movimientos para cada articulación.

Indicadores	
Velocidad (m/s) :	<input type="text" value="0"/> Distancia (m) : <input type="text" value="0"/>
Tiempo (Sg) :	I <input type="text" value="0"/> F <input type="text" value="0"/> D <input type="text" value="0"/>
Angulos de las Articulaciones	
Cadera (Grados) :	F <input type="text" value="0"/> E <input type="text" value="0"/>
	AB <input type="text" value="0"/> AD <input type="text" value="0"/>
Rodilla (Grados) :	F <input type="text" value="0"/> E <input type="text" value="0"/>
Tobillo (Grados) :	E <input type="text" value="0"/> I <input type="text" value="0"/>
	FD <input type="text" value="0"/> FP <input type="text" value="0"/>

Figura 5.23: Indicadores del movimiento de la extremidad.

Acciones
<input type="button" value="Movimiento"/>
<input type="button" value="Angulo TA"/>
<input type="button" value="Reporte"/>
<input type="button" value="Reset"/>

Figura 5.24: Botones de la sección Acciones en la GUI .

### 5.5.3. Acciones

Como se puede apreciar en la figura 5.24, la GUI cuenta con cuatro botones los cuales tienen las siguientes funciones:

**Movimiento:** Este botón es el encargado de realizar la medición del movimien-

to de la extremidad inferior. Cuando se oprime este botón, la gráfica principal se reinicia y aproximadamente después de 8 sg, la gráfica principal representa el movimiento realizado y los indicadores proporcionan la información correspondiente al movimiento.

**Angulo TA:** Este botón tiene como finalidad mostrar el movimiento en el pie, de forma independiente a la medición del movimiento de toda la extremidad inferior. Con esta opción se puede apreciar cada uno de los cuatro movimientos del pie en función de la articulación del tobillo.

**Reporte:** La función de este botón es la de archivar toda la información contenida en los indicadores. La figura 5.25 es un ejemplo de reporte escrito en el archivo de texto plano en donde es almacenado.

```

=====
||          REPORTE DEL MOVIMIENTO          ||
=====
18-Sep-2012 15:24:10
INDICADORES
Velocidad(m/Sg) :      1.0557
Distancia(m) :    0.38159
Tiempo Inicial(Sg) :    1.714
Tiempo Final(Sg) :    2.1135
Tiempo Duración(Sg) :  0.39951
CADERA
Flexión :      65      Extensión :      0
Abducción :    0      Aducción :      0
RODILLA
Flexión :      81      Extensión :      0
TOBILLO
Eversión :      0      Inversión :      0
Flexión Dorsal :    16      Flexión Plantar :    0

```

**Figura 5.25:** Reporte del movimiento ejecutado.

**Reset:** Este botón es el encargado de reiniciar todas las funciones de la GUI.

#### 5.5.4. Menú

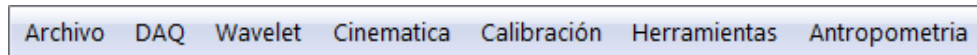


Figura 5.26: Menú de la GUI.

En la figura 5.26 se contemplan las siete opciones a las cuales se tiene acceso desde el menú de la GUI. A continuación se describirá cada una de ellas.

#### 5.5.5. Archivo

La opción archivo en el menú, contiene a su vez una opción clásica en diferentes aplicaciones de un programa, la opción Salir, la cual permite cerrar la aplicación.

#### 5.5.6. DAQ

Esta opción del menú cuenta con dos ítems, señales USB NI-6009 y Gravedades. La Sub opción USB NI-6009, me permite desplegar una ventana en la cual se puede apreciar la adquisición de las señales del acelerómetro sin ningún procesamiento. Esta ventana fue implementada con el propósito de diagnosticar la adquisición inicial de las señales. La otra sub opción *Gravedades*, permite apreciar las señales del acelerómetro triaxial antes del filtrado mecánico y la conversión de las señales a metros por segundo. Esta ventana fue implementada con el fin de comprobar el efecto de la calibración en las señales adquiridas. Las figuras 5.27 y 5.28, muestran cada una de estas ventanas.

#### 5.5.7. Wavelet

La opción *Wavelet* en el menú de la GUI, despliega una ventana en la cual se puede apreciar el efecto del número de niveles de descomposición de la transformada

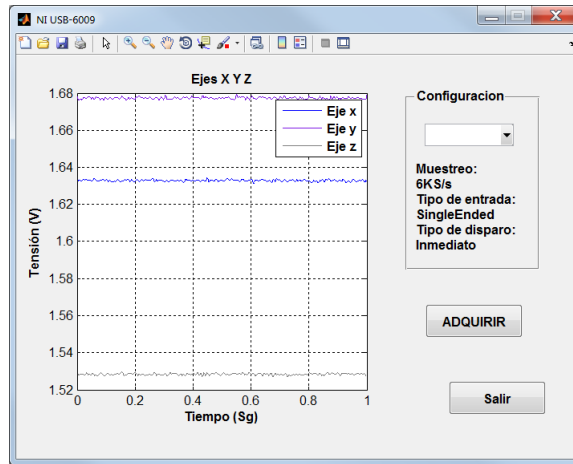


Figura 5.27: Ventana para ver la adquisición de datos sin procesamiento.

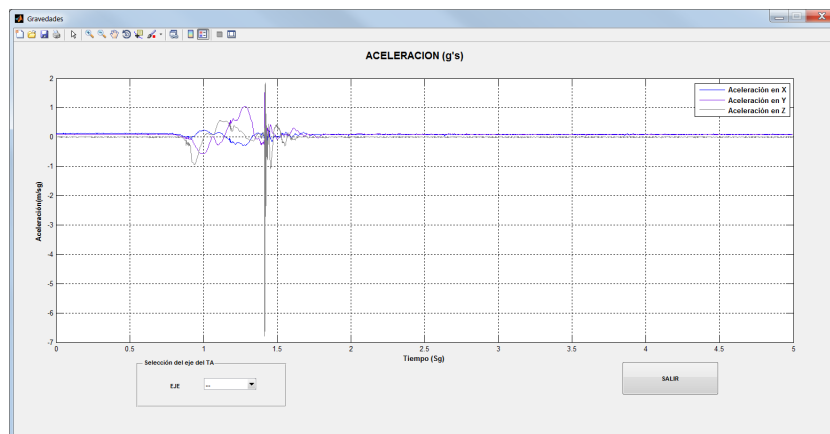
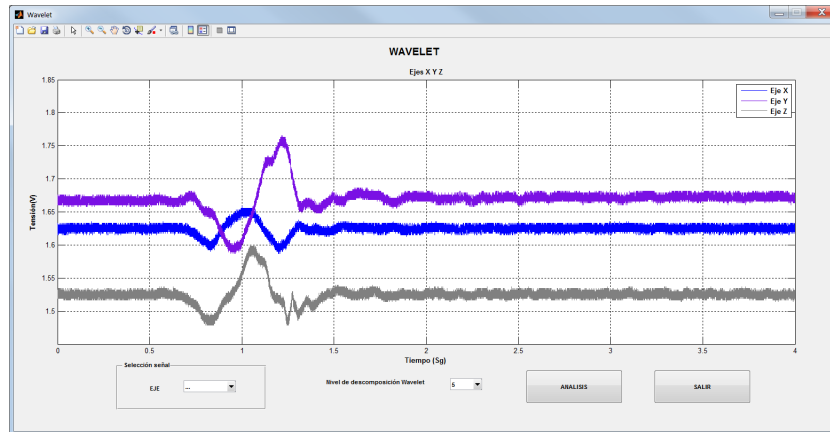


Figura 5.28: Ventana Gravedades.

*Wavelet* usando la *Wavelet* madre *db10*, en cada una de las señales adquiridas del acelerómetro. Esta ventana fue implementada en la etapa de desarrollo del cuarto objetivo y fue agregada a la *GUI*, con el fin de explicar la influencia de la transformada *Wavelet* en el proyecto. La figura 5.29 muestra la ventana de esta opción.

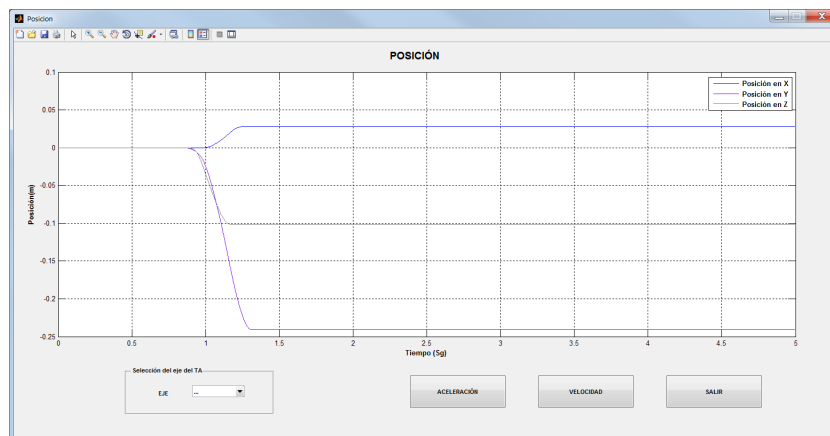
### 5.5.8. Cinemática

La opción cinemática del menú, cuenta con tres sub opciones que son aceleración, velocidad y posición, las cuales tienen como tarea principal mostrar las gráficas de



**Figura 5.29:** Ventana de la opción Wavelet.

cada una de estas magnitudes en el movimiento de la extremidad inferior. Estas gráficas se muestran en ventanas independientes, las cuales tienen dos botones que permiten llamar a las ventanas de las otras magnitudes. La figura 5.30, muestra una de estas ventanas.



**Figura 5.30:** Ventana de la señal de posición.

## 5.5.9. Calibración

La opción Calibración del menú, contiene las sub opciones Calibrar y cargar calibración, que fueron descritas en la sección 5.2.2, y la figura 5.7, muestra la ventana

para la calibración del acelerómetro.

### 5.5.10. Herramientas

La opción herramientas, está compuesta por la sub opción Configuración, la cual despliega la ventana Tiempo, en donde se digita el tiempo en el que la tarjeta de adquisición tomara datos del acelerómetro. Por defecto el tiempo de adquisición está fijado en 1 segundo. La figura 5.31 muestra la ventana del Tiempo.



Figura 5.31: Ventana de la opción Configuración.

### 5.5.11. Antropometría

La opción Antropometría del menú, es la encargada de desplegar la ventana Antropometría, en la cual el usuario digitará los parámetros antropométricos establecidos en el capítulo 2 en la sección 2.3.1. La figura 5.32 muestra la ventana Antropometría.

Antropometria

### MEDICIONES ANTROPOMETRICAS

Parametros en cm

**Altura del trocánter mayor**  
89

**Altura rodilla**  
52

**Altura tobillo**  
9.5

**Longitud total del pie**  
24

**Primer eslabón**  
37

**Segundo eslabón**  
42.5

Guardar

Reset

Salir

Figura 5.32: Ventana de los datos antropométricos de la extremidad inferior.

## 6. Pruebas y Resultados

La descripción del movimiento de una extremidad inferior a este nivel del proyecto debe ser demostrada, por lo cual, se plantean una serie de pruebas con el fin de obtener los resultados que permitan evaluar la correcta aplicación de las técnicas y procedimientos seleccionados para la ejecución de los objetivos planteados. En este capítulo se describirán tres pruebas las cuales tienen como objetivo validar la técnica propuesta en este proyecto.

La primera prueba tiene como fin comprobar la exactitud del desplazamiento del acelerómetro en un medio con características bien determinadas y controladas. La segunda prueba depende en gran medida de los resultados de la primera prueba, y consiste básicamente en contrastar la medición del movimiento de la extremidad inferior realizada con el acelerómetro, con otra técnica indirecta de análisis cinemático del movimiento conocida como videogrametría. La última prueba, corresponde la medición de la aceleración de coriolis en el movimiento de la extremidad inferior.

### 6.1. Primera prueba: Plano inclinado

Es necesario buscar un método para la validación del desplazamiento al que es sometido el acelerómetro, y para lograr esto, es mejor contar con unas condiciones

controladas las cuales permitan ver el efecto de forma clara. Ante este panorama, la solución propuesta es recrear un movimiento con aceleración constante como el propuesto por Serway en [41], aquí se plantea el problema cinemático de un vehículo sin control que transita sobre una superficie helada, con un ángulo de inclinación  $\theta$ .

Serway propone aplicar la ecuación 6.1 para el análisis del vehículo.

$$x_f = x_i + v_{xi}t + \frac{1}{2}a_x t^2 \quad (6.1)$$

El sufijo  $x$  en la ecuación, es por la recomendación que establece Serway en el libro con respecto a los planos inclinados, *Es conveniente escoger los ejes de coordenadas con el eje X a lo largo del plano inclinado y el eje Y perpendicular al mismo.*

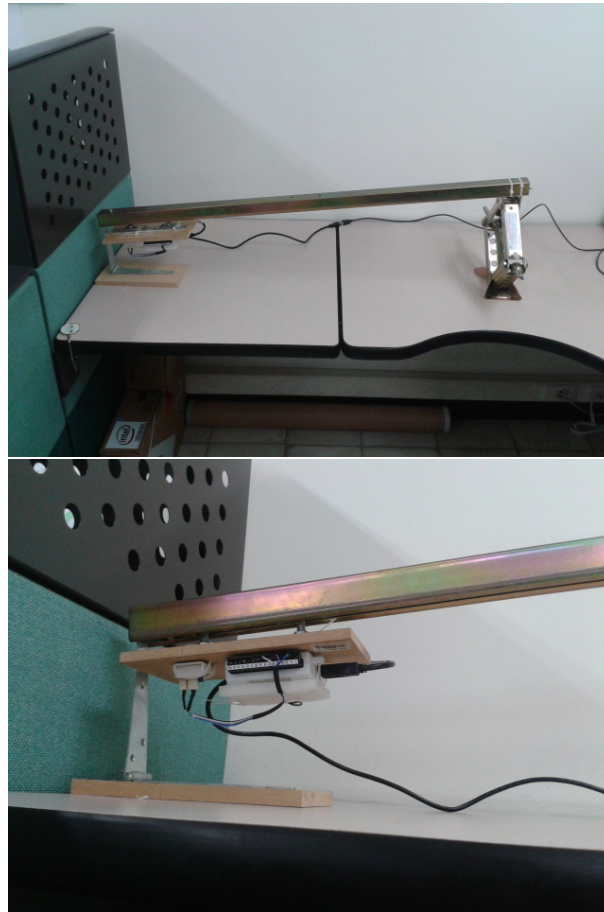
En este ejemplo, se define la posición inicial en la defensa delantera del vehículo como  $x_i = 0$  y su posición final como  $x_f = d$ . Se debe reconocer que la velocidad inicial  $v_{xi} = 0$ , por lo tanto,

$$d = \frac{1}{2}a_x t^2 \quad (6.2)$$

Con el modelo matemático propuesto por Serway, se procede hacer un montaje en el cual se puedan suplir las condiciones necesarias para aplicar este modelo. En la figura 6.1, se puede apreciar el montaje realizado para cumplir con el modelo.

El montaje está compuesto de las siguientes partes:

- Un dispositivo de elevación.
- Un plano inclinado.
- Soporte para el acelerómetro y la tarjeta de adquisición.



**Figura 6.1:** Plano inclinado.

Para lograr la inclinación del plano, se une el dispositivo de elevación con uno de los extremos del plano. Del otro extremo del plano, este se eleva alrededor 12 cm del sitio en donde sea colocado este montaje. Esta precaución es importante tomarla, ya que el plano inclinado transportara por dentro un soporte que tendra fijos el acelerómetro y la tarjeta de adquisición. Este soporte ejercerá la función del Vehículo del ejercicio propuesto en [41].

Los dos extremos del plano, cuentan con tapones de goma los cuales limitan el desplazamiento del acelerómetro y la tarjeta de adquisición de datos. Estos dos tapones también tienen la tarea de minimizar el impacto al final del desplazamiento en

cualquiera de los extremos. Para conocer el ángulo de inclinación del acelerómetro en el montaje, se implementa el algoritmo presentado en [42]. Este mismo algoritmo se utiliza para conocer el ángulo sobre el pie del dispositivo *MEMS*. El soporte que tiene fijo el acelerómetro y la tarjeta de adquisición, se encuentra paralela al plano, esta condición se corrobora con el uso de un nivel análogo, para las dos superficies.

Por medio del dispositivo de inclinación, se lleva el plano hasta un ángulo de 5 grados, los cuales son medidos con la *GUI* del sistema. Los 5 grados han sido seleccionados con base a la rapidez con la que se realiza el desplazamiento del soporte en el plano, ya que desplazamientos más rápidos implican un impacto más fuerte al final del recorrido, lo cual podría afectar la integridad de la tarjeta de adquisición.

Teniendo el montaje y el modelo matemático, se procede a medir la distancia real recorrida por el acelerómetro, que en este caso corresponde a 69 cm. De manera análoga al planteamiento propuesto por Serway en [41], las condiciones iniciales del movimiento del soporte en el plano, serán las siguientes:

- $X_i = 0$ , desde el punto del plano, que es perpendicular al acelerómetro, cuando el soporte que lo tiene fijo, esta al tope de la cima del plano.
- La posición final  $x_f$ , será la ubicación del punto en el plano perpendicular al acelerómetro, se encuentre al final del recorrido del plano.
- $V_{xi} = 0$  cuando el soporte, se encuentra en la cima del plano.

El eje del acelerómetro triaxial, que se encuentra paralelo al plano es el eje  $X$ , por lo cual el efecto del movimiento se podrá apreciar en este eje. Perpendicular al plano se encuentra el eje  $Z$  del acelerómetro.

Al realizar el desplazamiento del soporte en el plano inclinado, se perciben mediciones de distancias variables con respecto al valor utilizado como patrón, por lo tanto se debe encontrar el tipo de error en la medición que afecta al sistema.

### 6.1.1. Estadística del proceso de medida

El objetivo de un sistema de instrumentación es medir una magnitud de la forma más precisa. Sin embargo, no hay ningún instrumento ideal que sea capaz de medir con absoluta precisión, por lo tanto, un aspecto fundamental de cualquier equipo de medida es la caracterización de la aproximación con que mide [43].

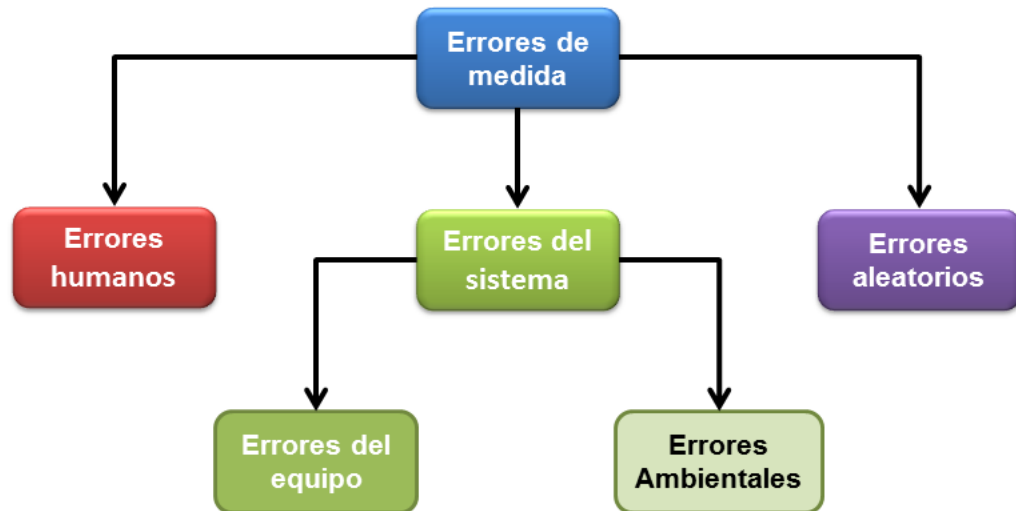
Cuando se mide una magnitud física, es importante considerar cuán de próximo es el valor "*medido*" del valor "*verdadero*". El valor medido es el valor cuantitativo de una magnitud que se obtiene a través de un proceso de medida. En metrología, el valor verdadero se refiere al valor que se obtendría utilizando un método patrón [43].

La falta de precisión de un instrumento, sin tomar en cuenta el error humano, se puede explicar en función de los errores que se generan en los equipos y en los procesos con que se realiza la medida. Los errores que se cometen pueden clasificarse como:

- *Errores sistemáticos*: Son los debidos a defectos o fallos en el sistema de medida (Errores instrumentales), o a las condiciones ambientales en que se desarrollan (Errores sistemáticos ambientales).
- *Errores aleatorios*: Son aquellos de naturaleza accidental, que son introducidos por el procedimiento de medida que se sigue.

En la figura 6.2, se puede apreciar la clasificación de los errores de medición.

En el capítulo anterior, los procedimientos aplicados a las señales del acelerómetro triaxial, tienen como fin, eliminar errores de tipo sistemático, sin embargo los resultados de las lecturas correspondientes al desplazamiento del soporte que tiene fijo el acelerómetro y la tarjeta de adquisición, demuestran que hay una varianza considerable en las mediciones. Se debe realizar por estas circunstancias, un análisis



**Figura 6.2:** Tipos de errores de medición.

más detallado del error aleatorio, en el cual está incluido el ruido. Una de las formas de reducir el error aleatorio en un sistema, es mediante el uso de técnicas estadísticas de medida [43].

Para lograr la reducción del error aleatorio, en este proyecto se plantea un experimento con diseños factoriales, con el fin de obtener información sobre cada uno de los factores<sup>1</sup> involucrados en las mediciones del movimiento, que tienen que ver con los errores aleatorios, específicamente con el ruido.

### **Diseño Factorial**

Es posible que las comparaciones entre tratamientos<sup>2</sup> se vean afectadas de manera sustancial por las condiciones en las que ocurren. Con frecuencia, las interpretaciones claras de los efectos para un factor de tratamiento deben tomar en cuenta los efectos de los otros factores [44]. Los diseños factoriales producen experimentos más

<sup>1</sup>Un factor es un grupo específico de tratamientos.

<sup>2</sup>Los tratamientos son el conjunto de circunstancias creadas para el experimento.

eficientes, pues cada observación<sup>3</sup> proporciona información sobre todos los factores, y es factible ver las respuestas de un factor en diferentes niveles de otro factor, en el mismo experimento [44].

La hipótesis que se maneja en este diseño factorial es, que la correcta configuración de la transformada Wavelet y la amplitud de la ventana del filtro mecánico, reducirán el error aleatorio en las mediciones del movimiento.

En el arreglo factorial aplicado en este trabajo, el primer factor es el *nivel de descomposición de la transformada Wavelet* tomando como base la Wavelet madre *db 10*, y cinco niveles de descomposición desde el nivel tres hasta el nivel siete. El segundo factor, es la *amplitud de la ventana del filtro mecánico*, descrito en la sección 5.2.1 del capítulo anterior, en donde también se escogen cinco amplitudes de ventana:

- V1,  $\pm 0,07$ .
- V2,  $\pm 0,06$ .
- V3,  $\pm 0,05$ .
- V4,  $\pm 0,04$ .
- V5,  $\pm 0,03$ .

El tratamiento que se aplicará en el arreglo factorial, se basa en el mismo montaje realizado y propuesto por Serway en [41], de donde se tomaron 10 réplicas para cada una de las 25 combinaciones propuestas.

El tiempo promedio en el que se realiza el recorrido del soporte que tiene fijo el acelerómetro, es de 1,11 sg desde el momento en que se suelta el soporte, hasta que el mismo se impacta con el tope del plano. Ya se había establecido anteriormente que la distancia recorrida por el soporte es de 69 cm, Por lo tanto, la aceleración constante en el soporte sería de  $1,12 \frac{m}{s^2}$  aplicando la ecuación 6.2.

---

<sup>3</sup>Es el registro que se obtiene al evaluar una característica en una unidad elemental.

Debe ser claro que lo que se desea obtener en estas condiciones, en cada una de las combinaciones del diseño factorial, es la medida del desplazamiento recorrido por el soporte en el plano.

En el anexo A, se muestra el resultado de las 250 observaciones y en el cuadro 6.1 se pueden apreciar las medias del experimento factorial.

V. F.M.	Niveles de descomposición Wavelet					
	D3	D4	D5	D6	D7	
<b>V1(± 0,07)</b>	69,675	61,475	62,353	63,792	65,635	<b>B</b>
<b>V2(± 0,06)</b>	69,023	69,317	68,768	69,740	66,346	
<b>V3(± 0,05)</b>	67,052	67,249	66,576	66,816	67,640	
<b>V4(± 0,04)</b>	65,078	64,496	66,238	67,240	65,535	
<b>V5(± 0,03)</b>	64,449	64,241	63,900	65,029	63,949	
	<b>A</b>					

**Cuadro 6.1:** Medias del experimento factorial, unidades en centímetros.

El anterior cuadro presenta un resumen de todas las combinaciones. A simple vista, es también evidente que algunas de estas configuraciones no tienen el efecto deseado en el experimento. Este cuadro aún no es concluyente, y por tal razón se procede a realizar un análisis de varianza, para obtener el error experimental, de tal forma que se pueda apreciar qué tan bien se ajusta el modelo a los datos. En el cuadro 6.2 , se recopila toda la información concerniente al análisis de varianza realizado.

Fuente de variación	GDL	SC	CM	CM esperados
<b>Total</b>	249	2390,32		
<b>Factor A</b>	4	100,099	25,025	11,53
<b>Factor B</b>	4	650,106	162,526	45,90
<b>Interacción AB</b>	16	454,076	28,380	12,37
<b>Error</b>	225	1186,043	<b>5,271</b>	

**Cuadro 6.2:** Análisis de varianza del diseño factorial

En el cuadro anterior la sigla *GDL* hace referencia a los grados de libertad, *SC* a la

suma de cuadrados y  $CM$  a los cuadrados medios. En el cuadro 6.2 se puede concluir que la varianza alcanzada en el diseño factorial propuesto, con 250 observaciones, es de 5,271, lo cual concluye una estimación del error experimental bajo.

A pesar de la información recopilada en el diseño factorial, no se ha determinado cuál es la mejor opción para la configuración de la transformada Wavelet y la amplitud de la ventana del filtro mecánico, que presente un menor error experimental. Por este motivo, se aplica una herramienta diagnóstica a toda la información recopilada, con la intención de poder encontrar la mejor configuración de factores en el fenómeno estudiado.

Para este caso específico, la aplicación de residuales proporcionó una evaluación visual del análisis de varianza. La diagramación de residuales contra valores estimados de las medias de cada uno de los tratamientos, revelaron las posibles relaciones entre las medias y las varianzas de los grupos en tratamiento.

La gráfica de residuales utilizada en este trabajo es la SP (*Spread Locación*), y los resultados obtenidos se presentan en la figura 6.3.

Con esta herramienta gráfica, ya se puede determinar de forma sencilla la configuración del diseño factorial que proporciona un error experimental<sup>4 5</sup> menos significativo. La mejor configuración lograda en el diseño factorial, es la establecida por la configuración resaltada en la gráfica en un círculo rojo  $V2D6$ . Para confirmarlo, se tomaron las observaciones recopiladas para esta configuración, y se calculó la varianza entre el número de repeticiones establecidas, y se tiene como resultado una varianza de 1,040.

Una de las señales de posición resultantes de configurar los niveles de descomposición de la transformada Wavelet y la amplitud del filtro mecánico, según el re-

---

<sup>4</sup>Describe la variación entre las unidades experimentales tratadas de manera idéntica e independiente.

<sup>5</sup>Una unidad experimental es una entidad física o un sujeto expuesto a un tratamiento, independiente de otras unidades.

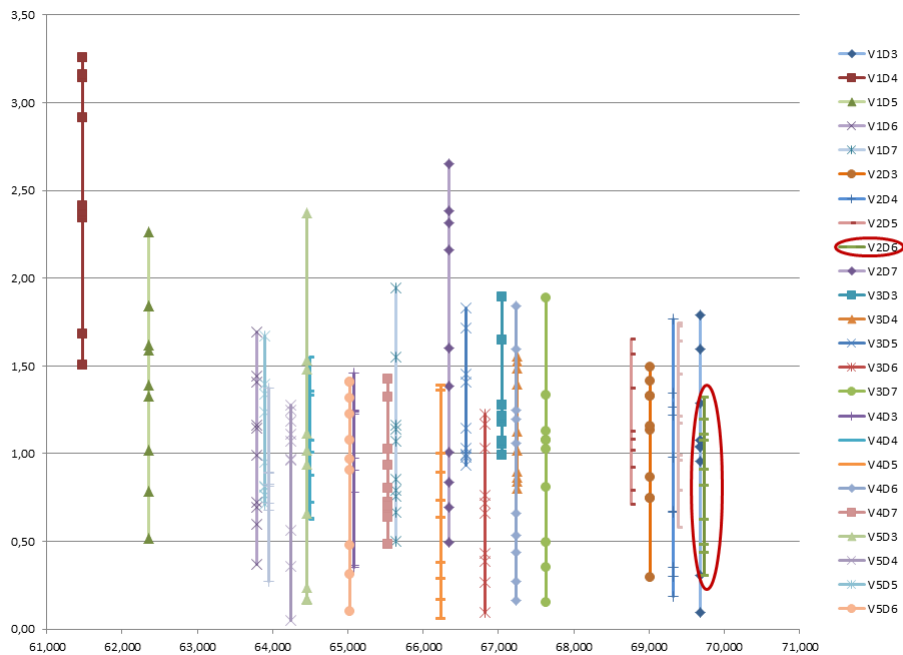


Figura 6.3: Gráfica S-L del diseño factorial.

sultado arrojado por el diseño factorial, se puede apreciar en la figura 6.4.

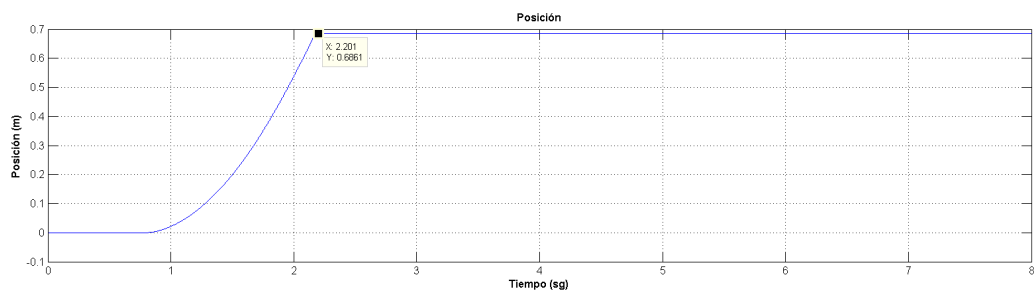


Figura 6.4: Señal de posición obtenida con la configuración de la gráfica S-L.

## 6.2. Segunda prueba: Movimiento de la extremidad inferior en el eje X

Comprobada la hipótesis de que la configuración de los niveles de descomposición de la transformada Wavelet y la amplitud de la ventana del filtro mecánico, influyen en la reducción del error aleatorio, en las mediciones tomadas de un desplazamiento, se diseña otro tratamiento con el fin de medir distancias recorridas por la extremidad inferior en un sentido. El movimiento consiste en dar un paso hacia adelante desde un punto inicial establecido hasta otro punto final también establecido. Estos dos puntos tienen topes físicos que no permiten un desplazamiento diferente, ya que los movimientos del cuerpo humano no se pueden repetir de forma exacta.

La distancia establecida para el desplazamiento de la extremidad fue de 38 cm, y el eje del acelerómetro que se fija en la dirección del desplazamiento, es el eje X. Como este experimento es diferente al anterior, se decide realizar nuevamente un diseño factorial con igual número de réplicas entre factores y se anexa un nivel de descomposición más, al factor de la transformada Wavelet. Los niveles de descomposición tenidos en cuenta son  $D3, D4, D5, D6, D7, D8$ . Por otro lado, el factor de la amplitud de la ventana del filtro mecánico, queda establecido con las mismas características de la prueba con el plano inclinado.

En el anexo B, se muestra el resultado de las 300 observaciones y en la cuadro 6.3, se encuentran las medias para el experimento factorial.

En el cuadro 6.4, se recopila toda la información concerniente al análisis de varianza realizado en el diseño factorial.

Tomando en cuenta el análisis de varianzas con este nuevo tratamiento, se puede apreciar que la varianza del error experimental es de 18,885, lo cual es considerable. La figura 6.5 permite ver la gráfica S-L del diseño factorial para el movimiento de la

V. F.M.	Niveles de descomposicion Wavelet						
	D3	D4	D5	D6	D7	D8	
V1( $\pm 0,07$ )	41,620	37,567	37,335	37,508	37,635	37,046	<b>B</b>
V2( $\pm 0,06$ )	37,244	35,766	37,815	37,609	35,790	38,550	
V3( $\pm 0,05$ )	35,824	40,722	37,689	37,454	36,802	38,273	
V4( $\pm 0,04$ )	35,738	45,214	43,607	40,977	39,886	38,738	
V5( $\pm 0,03$ )	45,931	41,595	37,994	45,210	40,296	39,843	
	<b>A</b>						

**Cuadro 6.3:** Medias del experimento factorial, unidades en centímetros.

Fuente de variación	GDL	SC	CM	CM esperados
<b>Total</b>	299	6739,01		
<b>Factor A</b>	5	152,908	30,582	38,23
<b>Factor B</b>	4	822,190	205,548	246,66
<b>Interacción AB</b>	20	1271,715	63,586	63,59
<b>Error</b>	270	5099,024	<b>18,885</b>	

**Cuadro 6.4:** Análisis de varianza del diseño factorial.

extremidad inferior.

A pesar del error experimental obtenido en el diseño, hay una combinación factorial que presenta una distribución adecuada para la medición realizada. Esta combinación esta resaltada en la figura anterior con un círculo rojo y es *VID5*, la cual muestra una distribución más concentrada con respecto a las otras 290 observaciones.

Tomando en consideración la combinación *VID5*, se plantean 6 diseños de un solo factor, en donde cada diseño tendrá 4 desplazamientos diferentes delimitados, con 20 réplicas por recorrido, en donde se tomarán los sentidos del movimiento establecidos por las condiciones de orientación propuestas por el fabricante del acelerómetro triaxial (ver figura 6.6<sup>6</sup>), es decir se realizaran desplazamientos en +X, -X, +Y, -Y, +Z, -Z.

Cuando se habla de los movimientos dependiendo de la orientación del ace-

<sup>6</sup>Freescale Semiconductor

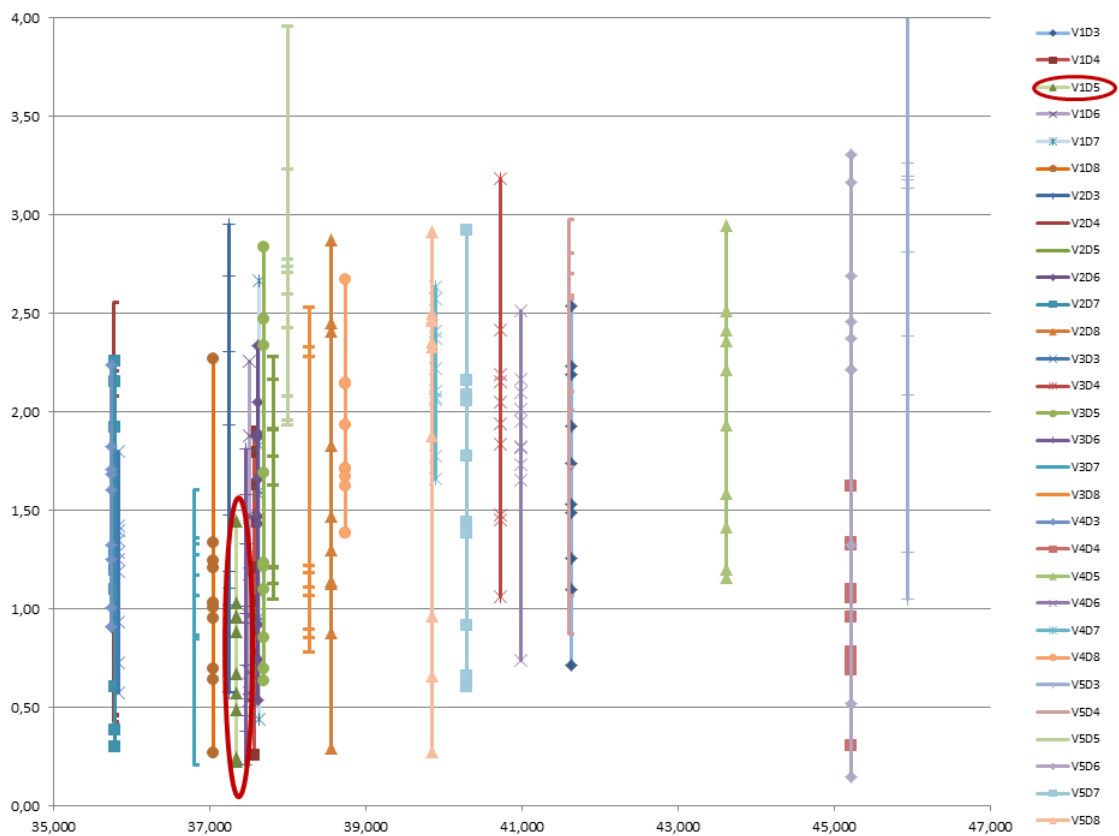


Figura 6.5: Gráfica S-L del diseño factorial.

lerómetro se hace referencia a lo siguiente:

- $+X$ , movimiento de la extremidad inferior en el plano sagital hacia adelante.
- $-X$ , movimiento de la extremidad inferior en el plano sagital hacia atrás.
- $+Y$ , movimiento de la extremidad inferior izquierda en el plano frontal, de izquierda a derecha.
- $-Y$ , movimiento de la extremidad inferior izquierda en el plano frontal, de derecha a izquierda.

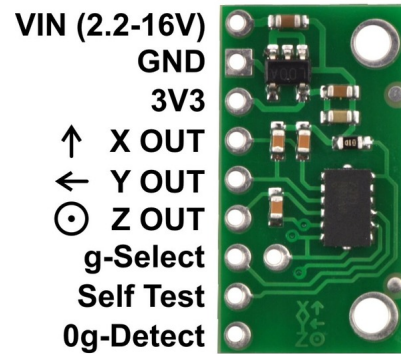


Figura 6.6: Direcciones del acelerómetro triaxial.

- +Z, movimiento de la extremidad inferior en el plano sagital desde una posición elevada hacia el piso.
- -Z, movimiento de la extremidad inferior en el plano sagital desde el piso hacia una posición elevada.

Los resultados de *ochenta* mediciones por cada uno de los movimientos se pueden apreciar en el anexo C. En el cuadro 6.5 se pueden apreciar los análisis de varianza de cada uno de los movimientos según la orientación.

EJE	Fuente de variación	GDL	SC	CM
+X	<b>Total</b>	79	4766,66	
	<b>Tratamiento</b>	3	3458,68	1152,893
	<b>Error</b>	76	124,898	<b>1,643</b>
-X	<b>Total</b>	79	5671,53	
	<b>Tratamiento</b>	3	5308,18	1769,39
	<b>Error</b>	76	95,47	<b>1,26</b>
+Y	<b>Total</b>	79	7364,10	
	<b>Tratamiento</b>	3	7631,81	2543,935
	<b>Error</b>	76	60,45	<b>0,795</b>
-Y	<b>Total</b>	79	3372,52	
	<b>Tratamiento</b>	3	3270,97	1090,32
	<b>Error</b>	76	165,52	<b>2,18</b>
+Z	<b>Total</b>	79	1469,30	
	<b>Tratamiento</b>	3	1262,28	420,76
	<b>Error</b>	76	95,11	<b>1,25</b>
-Z	<b>Total</b>	79	4081,94	
	<b>Tratamiento</b>	3	4223,41	1407,80
	<b>Error</b>	76	185,03	<b>2,43</b>

**Cuadro 6.5:** Análisis de varianza de cada uno de los movimientos según la orientación.

Los análisis de varianzas expuestos en el cuadro anterior, permiten apreciar que los errores experimentales de los 6 movimientos con la configuración encontrada en la gráfica S-P (VID5), presentan una variación menor a 2.5. Tomando en consideración esto, al calcular el error promedio por cada tratamiento en cada uno de los movimientos +X,-X,+Y,-Y y +Z, se obtienen los siguientes rangos de movimiento con un error menor al 6 por ciento:

- +X, 0 a 45 cm.
- -X, 0 a 54 cm.
- +Y, 0 a 50 cm.
- -Y, 0 a 45 cm.

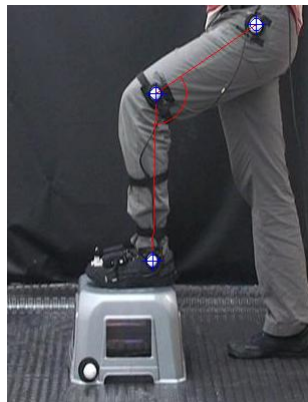
- +Z, 0 a 30 cm.

En el caso de -Z, el error es mayor al 6 por ciento y esto se atribuye a la presencia de la gravedad, dado que la dirección de este eje es contraria a este fenómeno.

### 6.3. Tercera prueba: Videogrametría

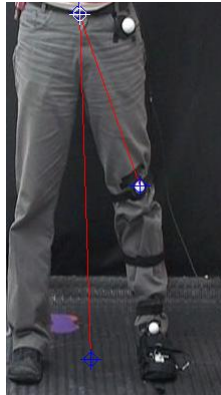
Para la primera prueba, se contó con el apoyo de la Escuela de Fisioterapia adscrita a la Facultad de Salud de la Universidad Industrial de Santander. Las mediciones de los movimientos de la extremidad inferior en el plano sagital y en el plano frontal se realizaron en el laboratorio de marcha de la Escuela de Fisioterapia, utilizando la técnica de videogrametría, gracias a la colaboración de la profesora *María Solange Patiño Segura*. El ejercicio tenía como fin, captar los movimientos mediante un sistema de adquisición de imágenes, y al mismo tiempo con el sistema propuesto en este trabajo, para contrastar los resultados.

La prueba del movimiento en el *plano sagital*, consistió en llevar el pie hasta la parte superior de una superficie, mientras se filmaba el movimiento. Esta actividad se repitió 7 veces para este plano. En la figura 6.7 se puede apreciar una toma del movimiento captado.



**Figura 6.7:** Movimiento de la extremidad inferior en el plano sagital para la primera prueba.

El movimiento en el *plano frontal*, consistía en desplazar la extremidad inferior izquierda hacia el costado izquierdo del cuerpo en frente de la cámara. Esta actividad se realizó 6 veces. En la figura 6.8 se puede apreciar una toma del movimiento.



**Figura 6.8:** Movimiento de la extremidad inferior en el plano frontal para la primera prueba.

Los resultados obtenidos por el método de videogrametría (VG) y acelerometría (A) en los dos planos, se puede apreciar en el cuadros 6.6 y en el cuadro 6.7.

MEDICIONES	CADERA		RODILLA		TOBILLO		
	P. SAGITAL	VG	A	VG	A	VG	A
M1	60.7	65	126,7	53,3	81	103.1	94,81
M2	60.8	66	125,3	54,7	83	103.8	93,81
M3	60.5	62	124,3	55,7	87	103.8	85,81
M4	60.5	67	125,9	54,1	85	104	92,81
M5	60	62	125,6	54,4	83	103.6	89,81
M6	60.3	64	126,7	53,3	85	103	89,81
M7	60.8	65	124,2	55,8	84	103.7	91,81
<b>MEDIA</b>	60.51	64,43	125,5	54,47	84	103,5	91,24

**Cuadro 6.6:** Contrastación de las mediciones de los dos métodos en el plano sagital para la primera prueba, unidades en grados sexagesimales.

Tomando en consideración la información de los cuadros, se puede apreciar una diferencia considerable en los movimientos del plano sagital, con respecto a la articulación de la rodilla. Es importante resaltar que el marcador de la rodilla en las

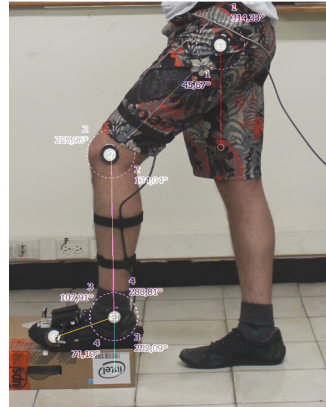
MEDICIONES	CADERA		TOBILLO	
P. FRONTAL	VG	A	VG	A
M1	18,5	18	14,1	18
M2	18	17	14,2	17
M3	19	15	15,6	15
M4	18,1	15	14,5	15
M5	18	18	15,8	18
M6	18,3	14	15,4	14
<b>MEDIA</b>	18,3	16,17	14,93	16,17

**Cuadro 6.7:** Contrastación de las mediciones de los dos métodos en el plano frontal para la primera prueba, unidades en grados sexagesimales.

imágenes tomadas para la medición de los ángulos, presenta un claro desfase en la ubicación con respecto a la rodilla, lo cual influye en la medición del ángulo. El posicionamiento de los marcadores es un punto crítico y una fuente considerable de error en los parámetros por el método de videogrametría. Lo ideal para obtener mediciones más precisas de los huesos, sería ubicar los marcadores directamente adheridos a las estructuras óseas, sin embargo las desventajas son evidentes en cuanto al dolor, riesgo en el procedimiento y la modificación de los movimientos naturales [45].

Se decide realizar una segunda prueba, pero en esta ocasión se contó con el apoyo del Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) adscrito a la Facultad de Fisicomecánicas de la Universidad Industrial de Santander. Las mediciones de los movimientos de la extremidad inferior en el plano sagital y en el plano frontal se realizaron en las instalaciones del GIIB, utilizando nuevamente la técnica de Videogrametría y la herramienta software Golden Ratio [46]. La coordinación de la prueba, estuvo a cargo de la Ingeniera Lina María Garcés Rodríguez, integrante del grupo.

Las pruebas de movimiento tanto en el *plano sagital* como en el *plano frontal*, son las mismas que se realizaron en el laboratorio de marcha de la escuela de Fisioterapia, tomando en esta ocasión 9 mediciones para cada plano. En las figuras 6.9 y 6.10 se puede apreciar una toma de cada movimiento captado y la mediciones realizadas.



**Figura 6.9:** Movimiento de la extremidad inferior en el plano sagital para la segunda prueba.



**Figura 6.10:** Movimiento de la extremidad inferior en el plano frontal para la segunda prueba.

Los resultados obtenidos por el método de videogrametría y acelerometría en los dos planos, pueden ser apreciados en el cuadro 6.8 y en el cuadro 6.9. En las articulaciones de la rodilla y del tobillo en la sección de la técnica de videogrametría en el cuadro 6.8 , una de las columnas hace referencia a los ángulos de la rodilla y del tobillo en su forma suplementaria, por tal razón se calculan y muestran en la columna lateral, de la misma forma como son representados los ángulos con el acelerómetro.

MEDIDAS	CADERA		RODILLA			TOBILLO		
	P. SAGITAL	VG	A	VG	A	VG	A	
M1	45,67	47	134,04	45,96	48	107,91	0,9	1
M2	45,84	43	131,2	48,8	43	105,5	3,12	0
M3	46,35	43	136,51	43,49	45	109,28	3,41	2
M4	46,85	40	132,53	47,47	39	107,88	0,56	1
M5	47,2	42	136,86	43,14	48	111,07	3,33	6
M6	47,69	44	132,45	47,55	52	107,41	0,9	8
M7	46,78	43	134,5	45,5	42	108,93	1,83	1
M8	47,42	36	133,76	46,24	20	107,47	0,09	16
M9	46,46	46	139,37	40,63	47	111,15	4,73	1
<b>MEDIA</b>	46,70	42,67	134,58	45,42	42,67	108,51	2,10	4,00

**Cuadro 6.8:** Contrastación de las mediciones de los dos métodos en el plano sagital para la segunda prueba, unidades en grados sexagesimales.

MEDIDAS	CADERA		TOBILLO	
	P. FRONTAL	VG	A	VG
M1	13,8	14	12,89	14
M2	14,6	15	13,77	15
M3	15,9	15	15,99	15
M4	15,9	12	15,22	12
M5	16,4	16	16,42	16
M6	16,2	13	15,43	13
M7	17,2	12	17,46	12
M8	16,1	16	16,5	16
M9	15,1	14	14,95	14
<b>MEDIA</b>	15,68	14,11	15,40	14,11

**Cuadro 6.9:** Contrastación de las mediciones de los dos métodos en el plano frontal para la segunda prueba, unidades en grados sexagesimales.

En el cuadro 6.10 se puede ver el resultado de comparar las distancias recorridas por cada uno de los movimientos, en los dos planos para esta prueba.

MEDIDAS	Distancias PS		Distancias PF	
	VG	A	VG	A
M1	29,98	32,73	19,17	20,05
M2	28,53	30,45	20,38	21,62
M3	32,41	32,47	21,97	21,74
M4	30,73	35,11	22,06	18,63
M5	34,13	30,2	22,70	22,53
M6	31,34	34,49	22,87	19,97
M7	31,62	36,45	23,68	18,71
M8	32,48	32,74	22,12	23,4
M9	34,98	35,83	20,93	21,24
<b>MEDIA</b>	32,29	33,39	21,76	20,88

**Cuadro 6.10:** Contrastación de las distancias recorridas por los dos métodos en los dos planos para la segunda prueba, unidades en centímetros.

# 7. Conclusiones, Contribuciones y Recomendaciones

## 7.1. Conclusiones

Con el desarrollo de este trabajo se logró describir el movimiento de una extremidad inferior, utilizando una herramienta computacional, la cual mediante la adquisición y procesamiento de las señales de un sensor tipo MEMS, proporciona los ángulos de cada uno de los eslabones del miembro inferior, así como la magnitud de la distancia recorrida, la velocidad y la duración del movimiento. La contrastación del sistema propuesto, con respecto a la técnica de videogrametría, la cual es generalmente utilizada para el estudio del movimiento y su diagnóstico, demostró ser confiable al valorar los resultados obtenidos y además demostró ser útil en la entrega de resultados, ya que el sistema propuesto suministra toda la información del movimiento después de haber sido terminada la actividad, mientras que con la técnica de videogrametría, después de tomadas las imágenes, hay que realizar la medición del movimiento en las mismas.

El desarrollo de un modelo cinemático directo, utilizando las matrices homogéneas fue una pieza fundamental en el desarrollo del proyecto. El uso de esta herramienta

matemática, ampliamente utilizada en la descripción de los movimientos de los robots manipuladores, es de gran ayuda en la descripción del movimiento espacial de cualquier objeto. A pesar de que requiere de un costo computacional más alto con respecto a las otras herramientas para la especificación del movimiento, la aplicación de esta herramienta describe de forma muy detallada, durante cada operación de transformación, las características del movimiento que se desea analizar.

La integración del modelo cinemático directo con su contra parte, el modelo cinemático inverso, funciona tal cual como es descrito en la literatura. El planteamiento de las ecuaciones requeridas empleando el método geométrico en la solución del problema cinemático inverso, debe de tener un especial cuidado en el nivel de detalle de los movimientos que se desean representar. Es importante, seguir las recomendaciones de varios autores expertos en el área de la robótica industrial, en cuanto a obtener cada uno de los ángulos en función de tangentes, dado el costo computacional que ello representa. Igualmente se debe tener un especial cuidado con las singularidades que se originen en la aplicación del algoritmo cinemático inverso; por tal motivo se recomienda realizar las excepciones por software que correspondan.

El sensado del movimiento empleando un acelerómetro triaxial tipo MEMS permitió conocer del acelerómetro sus características, capacidades y aplicaciones, lo cual contribuyó a la selección de este tipo de sensor para desarrollar este trabajo. Las hojas de datos de los fabricantes, contienen información recopilada en condiciones especiales, las cuales no se adaptan del todo en la práctica. Es por esto, que se debe tomar como guía esta información, sin embargo, es importante contrastarla con la información adquirida, en la circunstancia en donde va a ser utilizado el dispositivo seleccionado. Un ejemplo claro de la anterior afirmación, se vió reflejada en la información recopilada para la calibración del dispositivo.

Es necesario calibrar un acelerómetro cada vez que sea posible en la aplicación que lo contenga, ya que no hacerlo, acarreará errores en la exactitud de las medicio-

nes que dependen del mismo. La temperatura es uno de los factores que altera el desempeño del dispositivo, motivo por el cual, la calibración debe ser considerada.

El ruido en las señales adquiridas del acelerómetro es un efecto que siempre se debe de considerar en un sistema de adquisición de datos. El hecho de que el acelerómetro *MMA7341L*, cuente con una etapa de acondicionamiento de las señales de salida mediante un filtro pasa bajo de un polo, ayudó a tomar la decisión de no implementar una etapa de acondicionamiento de señales por medio de hardware adicional, lo cual hubiera implicado un mayor volumen de elementos en el pie de una persona, sin embargo, fue necesario un procesamiento de las señales adquiridas por medio del software, para terminar de eliminar el ruido en las señales, y fué ahí en donde la implementación de la transformada *Wavelet* realizó un excelente trabajo en este aspecto. Por tal motivo se concluye que la aplicación de esta transformada, como un complemento software en un sistema de adquisición de datos, es recomendable para las mediciones de señales de difícil adquisición, como es el caso de las señales no estacionarias producidas por el acelerómetro triaxial utilizado en este proyecto.

En este trabajo, otro efecto fue encontrados en las señales adquiridas del acelerómetro triaxial, las perturbaciones en las señales de velocidad, después del ajuste de la desviación. Este efecto tiene una repercusión significativa en la exactitud de la medición, y es específicamente encontrada en la señal de velocidad. Para contrarrestar esto, fue necesaria la implementación de un algoritmos que eliminara las perturbaciones en la señal de velocidad obtenida.

La aplicación del diseño factorial permitió considerar el error aleatorio de las mediciones, el cual estaba implícito en la configuración propuesta para la eliminación del ruido en las señales del acelerómetro, durante las dos primeras pruebas del sexto capítulo. La obtención de la mejor configuración para el filtrado del ruido, permitió determinar una mejor respuesta ante la medición del desplazamiento y de esta forma, garantizar las siguientes etapas del algoritmo de obtención de coordenadas

espaciales.

Otro resultado del diseño factorial, fue la determinación de los límites del desplazamiento que se pueden lograr con la extremidad inferior, utilizando el sistema propuesto. Esta información fue importante en el momento de diseñar la prueba de videogrametría, ya que permitió lograr una comparación más equitativa entre las dos técnicas. Los resultados de la prueba de Videogrametría en la segunda prueba, permiten apreciar una diferencia mínima entre esta y el sistema propuesto.

## 7.2. Contribuciones

La aplicación de los modelos matemáticos, propios de la cinemática de la robótica industrial, en unión con la tecnología de dispositivos de sensado MEMS, para la descripción del movimiento de una extremidad completa utilizando solamente un sensor, es la contribución más significativa que este proyecto proporciona al estado del arte en el campo de la biomecánica. Ante todo, es claro que este es un pequeño indicio, para todo lo que se puede desencadenar de ahora en adelante, a partir del sistema propuesto.

Gracias al cumplimiento de los objetivos planteados en la propuesta de investigación, este proyecto permitió el desarrollo de los siguientes trabajos en eventos nacionales e internacionales como también la posibilidad de dos publicaciones en una revista nacional. A continuación se presentan cada una de ellas:

### *Publicaciones*

GOMEZ, A., GAN, A., ARCHILA, J. F. D., Kinematic model for direct analysis of human progress, Revista Colombiana de Tecnologías de Avanzada, V. 2, N 18, 2011, pg 63 - 69. ISSN 1692-7257. [http://www.unipamplona.edu.co/unipamplona/porta1IG/home\\_40/recursos/03\\_v13\\_18/revista\\_18/03122011/10.pdf](http://www.unipamplona.edu.co/unipamplona/porta1IG/home_40/recursos/03_v13_18/revista_18/03122011/10.pdf)

GOMEZ, A., CARRILLO, M., ARCHILA, J. F. D., Estudio de ayudas técnicas ti-

po exoesqueleto para apoyo a pacientes con desordenes en el movimiento, Revista Colombiana de Tecnologías de Avanzada, V. 1, N 15, 2010, pg 52 - 59. ISSN 1692-7257. [http://www.unipamplona.edu.co/unipamplona/portaIIG/home\\_10/recursos/general/pag\\_contenido/publicaciones/revista\\_tec\\_avanzada/2010/29062010/08\\_articulo\\_andres.pdf](http://www.unipamplona.edu.co/unipamplona/portaIIG/home_10/recursos/general/pag_contenido/publicaciones/revista_tec_avanzada/2010/29062010/08_articulo_andres.pdf)

### *Congresos internacionales*

GOMEZ, A. E., ARCHILA, J. F., MENESES, J. E., Tecnologías MEMS aplicadas a la cinemática del movimiento de una extremidad inferior. VII Congreso Nacional de Engenharia Mecânica, São Luis Maranhão Brasil, 31 de julio al 3 de agosto del 2012. ISSN 2178-180X.

### *Congresos nacionales*

GOMEZ, A., ARCHILA, J. F., BAUTISTA, L. X., Eliminación del Ruido en las Señales Adquiridas a través de un Dispositivo Tipo MEMS. Primer seminario taller latinoamericano de instrumentación, control y telecomunicaciones Universidad del Quindío, Armenia 2 al 4 de Mayo 2012. ISBN 978-958-46-0496-5.

CARRILLO. M. J. GOMEZ. A. E., ARCHILA. J. F., Diseño y Validación de un Modelo Cinemático del Pie-Tobillo para Análisis y Estudios Biomecánicos. 3er Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica UNAB, Bucaramanga 5 al 7 de octubre de 2011. ISSN 2145-812X. <http://catic.unab.edu.co/3congresomecatronica/index.php/es/antecedentes>

GOMEZ, A., ARCHILA, J. F. D., GAN, A., Modelo cinemático directo para el análisis de la marcha humana, VIII congreso internacional de electrónica y tecnologías de avanzada CIETA, Abril de 2011, Pamplona Colombia. ISBN 978-958-99876-0-5. [http://www.unipamplona.edu.co/unipamplona/portaIIG/home\\_29/recursos/01\\_general/04042011/ponencias.pdf](http://www.unipamplona.edu.co/unipamplona/portaIIG/home_29/recursos/01_general/04042011/ponencias.pdf)

GOMEZ, A. E., ARCHILA, J. F., ACOSTA, G., VILLAFRADES, F., Ortesis activas y desarrollo del modelo cinemático para miembro inferior. Congreso de Ingeniería Mecánica UIS, 9 12 de Noviembre de 2010. Bucaramanga Colombia ISSN 978-958-57001-0-9. <https://www.uis.edu.co/webUIS/es/rss/imagenes/conferencistas/conferenciasPonencias.pdf>

GOMEZ, A., CARRILLO, M., ARCHILA, J. F. D., Estudio de ayudas técnicas tipo exoesqueleto para apoyo a pacientes con desordenes en el movimiento, VII congreso internacional de electrónica y tecnologías de avanzada CIETA, Noviembre de 2009, Pamplona Colombia. [http://www.unipamplona.edu.co/unipamplona/portalIG/home\\_2/recursos/01\\_general/10052009/programacion.jsp](http://www.unipamplona.edu.co/unipamplona/portalIG/home_2/recursos/01_general/10052009/programacion.jsp)

La eliminación de las alteraciones que aparecen en la señal de velocidad, aún después del ajuste de la desviación en esta misma señal, posterior a la integración, es otra contribución de este proyecto, con respecto al tratamiento de las señales de los acelerómetros triaxiales. En toda la información consultada con respecto a este procedimiento, no se encontró información explícita al respecto, por lo cual hasta este instante, se considera como otro de los aportes de este proyecto al estado del arte en esta materia.

### **7.3. Recomendaciones**

El sistema actual cuenta con una conexión alámbrica al computador, por medio de un cable USB, entre la tarjeta de adquisición de datos y el computador portátil. Este aspecto limita el espacio de trabajo del sistema en el sitio en donde se hagan las pruebas, con respecto a la distancia del cable, ya que el computador debe estar cerca de la persona que esté usando el prototipo *N1*. Por esta razón, una de las recomendaciones, consiste en que el sistema cuente con una conexión inalámbrica, la

cual le proporcione al usuario del prototipo *N1* y a la persona encargada de operar la interfaz gráfica del sistema, mayor autonomía al momento de tomar la información del movimiento realizado por la extremidad inferior.

La sensibilidad del acelerómetro utilizado en este proyecto, es una de las más altas para los dispositivos de la gama a la que pertenece. A pesar de que el valor de sensibilidad del acelerómetro utilizado, esta entre los límites propuestos por el fabricante, para la aplicaciones relacionadas con el movimiento, se considera que una mayor sensibilidad en el dispositivo, permitirá un mayor rango capacidad de medición de movimientos.

La adquisición de datos a través de la *data acquisition Toolbox* de Matlab, no se realiza en tiempo real, por lo cual cada vez que se realiza el movimiento de la extremidad se debe esperar aproximadamente  $8\text{ sg}$ , para poder apreciar la descripción y la cuantificación de las variables propuestas del movimiento de la extremidad inferior. Por este motivo, se recomienda utilizar una herramienta software, en la cual el movimiento de la extremidad inferior se pueda apreciar en tiempo real o en un menor tiempo.

# Bibliografía

- [1] O.M.S, "Informe mundial sobre la discapacidad," 2011.
- [2] DANE, "Discapacidad, información estadística," 2010.
- [3] Z. Huiyu, H. Huosheng, and Y. T., "Inertial measurements of upper limb motion," *Springer*, p. 479487, 2006.
- [4] A. Gómez H., M. Carrillo, and J. Archila, "Estudio de ayudas tecnicas tipo exoesqueleto para apoyo a pacientes con desordenes en el movimiento," *Revista Colombiana de tecnologías de Avanzada*, vol. 1, pp. 52–59, 2009.
- [5] F. E. Correal, *Antropometría, Conocimientos básicos para el diseñador*. Universidad Industrial de Santander, Departamento de diseño y analisis grafico, 1991.
- [6] P. Mondelo, E. G. Torada, and P. Barrau B, *Ergonomia 1, Fundamentos*. Universidad Politécnica de Catalunya, 3 ed., 2007.
- [7] M. F. Maradeí G, F. M. Espinel C, and A. A. Pea L, *Datos antropométricos para el diseño*. Universidad Industrial de Santander, 2008.
- [8] J. A. Cruz G. and A. Garnica G., *Ergonomía aplicada*. ECOE Ediciones, 4 ed., 2010.
- [9] D. Basmadjian, *The art of modeling in science and engineering / Diran Basmadjian*. Boca Raton, FL : Chapman & Hall/CRC, c1999., 1999.

- [10] J. L. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. John Wiley & sons, Ltd.
- [11] M. W. Whittle, "Gait analysis. an introduction," *Journal of the royal society of medicine*, vol. 85, p. 62, 1992.
- [12] D. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*. Wiley, 1990.
- [13] Y. Jingzhou, *Handbook of digital human modeling*. CRC Press, 2008.
- [14] R. Cepeda G., C. P. Ochoa Diaz, J. H. Ramon Suarez, and M. S. Patino Segura, *Diseño de un equipo prototipo para la medición de angulos articulares del miembro inferior en el plano sagital utilizando acelerómetros*. Bucaramanga : UIS, 2006, n.d.
- [15] A. Barrientos and et al., *Fundamentos de Robótica*. McGraw Hill, 2007.
- [16] J. Balcells and J. L. Romeral, *Autómatas Programables*. MARCOMBO S.A, 1997.
- [17] The Mathworks Inc., *Data Acquisition Toolbox*, 2 ed., 1984-2010.
- [18] W. Bolton, *Mecatronica, sistemas de control electrónico en la ingenieria mecánica y electrica*. Alfaomega, 2001.
- [19] R. P. Areny, *Adquisición y distribución de señales*. Marcombo, 1993.
- [20] H. H. Zhou H., "Human movement tracking and stroke rehabilitation, technical report:csm-420," 2004.
- [21] D. Sanchez, *Procesado y transmisión de señales biomédicas para el diagnóstico de trastornos y enfermedades del sueño*. PhD thesis, Universidad de Cádiz, 2008.
- [22] M. Arribas, "Curso de electrónica y medida. área de tecnología electrónica," *Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Minas de Oviedo*, 2004.
- [23] "Document number: Mma73411.rev 0, 04/2008.," tech. rep., Freescale semiconductor, 2008.

- [24] [www.ni.com/data-acquisition/esa/](http://www.ni.com/data-acquisition/esa/), Consultada en Octubre 2012.
- [25] "User guide and specifications ni usb-6008/6009," tech. rep., National Instruments Corporation, 2008.
- [26] E. Hernandez, "Matemáticas de las señales," *Universidad autónoma de Madrid*.
- [27] S. Kouro and M. R., "Tutorial introductorio a la teoría de wavelet," *Técnicas modernas en Automática*, 2008.
- [28] T. M. Inc., "Wavelet toolbox," 1984 - 2010.
- [29] N. Bidargaddi, A. Sarela, L. Klingbeil, and M. Karunanithi, "Detecting walking activity in cardiac rehabilitation by using accelerometer," in *Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information, 2007. ISSNIP 2007. 3rd International Conference on*, pp. 555–560, dec. 2007.
- [30] D. R. Llanos and V. Cardeñoso, "Filtrado de señales de voz a través de "wavelet shrinkage"," in *Proc. IV Jornadas de Informática* (A. Suárez, ed.), (Islas Canarias, Spain), pp. 373–382, July 1998. ISBN 84-87526-61-6.
- [31] K. Seifert and O. Camacho, "Implementing positioning algorithms using accelerometers," Application Note AN3397, Freescale Semiconductor, 2007.
- [32] I. Frosio P. and F. Borghese, "Autocalibration of mems accelerometers," *IEEE Instrumentation and Measurement Society*, vol. 58, no. 6, pp. 2034–2041, 2009.
- [33] K. Tuck, "Implementing auto-zero calibration technique for accelerometers," Application Note AN3447, Freescale Semiconductor, 2009.
- [34] L. Ojeda and J. Borenstein, "Non-gps navigation for security personnel and first responders," *Journal of Navigation*, vol. 60, no. 3, pp. 391–407, 2007.

- [35] R. D. Reyes, "Aplicación de la transformada wavelet en el análisis de calidad de energía," Master's thesis, Instituto politécnico nacional, 2009.
- [36] S. Chapra and R. Canale, *Métodos numéricos para ingenieros*. McGraw-Hill, 2007.
- [37] M. Inc., "Curve fitting toolbox," 1984 - 2010.
- [38] Y. Xiaoping, E. Bachmann, H. Moore, and J. Calusdian, "Self-contained position tracking of human movement using small inertial/magnetic sensor modules," *Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on*, pp. 2526–2533, 2007.
- [39] R. Feliz, E. Zalama, and J. Garca, "Estimación de posición de viandantes mediante sensores inerciales," 2007.
- [40] A. Jimenez, F. Seco, C. Prieto, and J. Guevara, "A comparison of pedestrian dead-reckoning algorithms using a low-cost mems imu," *Intelligent Signal Processing, 2009. WISP 2009. IEEE International Symposium on*, pp. 37–42, 2009.
- [41] R. A. Serway and J. W. Jewett Jr., *Física para ciencias e ingenierías*, vol. 1. THOMSON, 2005.
- [42] L. Salhuana, "Tilt sensing using linear accelerometers," Application Note AN3461 Rev. 3, Freescale Semiconductor, Enero 2012.
- [43] J. M. Moyano D., *Introducción a los sistemas de Instrumentación*. Universidad de Cantabria, Dpto. de Electrónica y Computadores, 2005.
- [44] R. O. Kuehl, *Principios estadísticos de diseño y análisis de investigación*. THOMSON, 2001.

- [45] A. Moreno V., E. Gutiérrez G., and J. C. Moreno P., "Consideraciones para el análisis de la marcha humana. técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría," *Revista Ingeniería Biomédica*, vol. 2, no. 3, pp. 16–26, 2008.
- [46] [www.markuswelz.de/software2/index.html](http://www.markuswelz.de/software2/index.html), Consultada en Octubre 2012.
- [47] D. F. Ojeda I., "Estudio experimental y numérico del efecto de coriolis sobre procesos de mezcla en lagos," resumen de la memoria para optar al título de ingeniero civil, Universidad de Chile, 2007.
- [48] I. Alkorta, I. Albizu, and C. Garbisu, "El mito de la fuerza de coriolis," *Alambique : didáctica de las ciencias experimentales*, pp. 109–112, Julio-Septiembre 2004.

## A. Anexo : Resultados de las mediciones del diseño factorial del plano inclinado

T. V. del filtro mecánico	Niveles de descomposición Wavelet				
	D3	D4	D5	D6	D7
<b>V1(± 0,07)</b>	69,685	66,979	59,732	62,449	61,853
	68,596	67,059	61,737	63,928	65,190
	72,223	51,600	61,316	63,438	66,260
	69,581	67,125	64,108	64,314	66,787
	68,521	63,743	58,957	62,815	65,882
	66,473	51,479	58,957	65,769	64,905
	70,835	58,649	64,292	65,869	68,037
	68,759	50,870	67,462	60,921	66,210
	71,329	69,962	64,880	63,312	66,938
	70,753	67,290	62,088	65,107	64,288
<b>V2(± 0,06)</b>	70,311	68,865	67,594	70,978	73,373
	71,244	71,118	69,807	70,412	71,708
	71,026	68,877	70,645	69,833	64,423
	69,578	69,351	70,044	70,894	66,830
	68,467	69,409	70,647	69,352	67,045

T. V. del filtro mecánico	Niveles de descomposición Wavelet				
	D3	D4	D5	D6	D7
	67,683	72,437	66,037	69,508	61,666
	68,280	68,362	67,915	68,307	66,591
	67,264	67,723	66,321	67,995	67,366
	67,264	67,837	69,275	69,548	60,678
	69,110	69,194	69,390	70,571	63,777
<b>V3(± 0,05)</b>	70,625	69,468	69,522	67,254	66,983
	65,660	69,663	63,237	66,629	68,797
	65,610	68,001	64,461	66,306	68,797
	65,583	65,981	67,559	66,231	69,410
	65,424	66,537	67,635	66,666	67,617
	65,424	64,911	65,617	66,825	68,689
	69,762	65,309	67,890	65,311	67,762
	66,073	67,893	65,578	68,179	67,884
	68,163	66,441	68,559	66,886	66,374
	68,196	68,288	65,704	67,874	64,081
<b>V4(±0,04)</b>	65,901	62,651	64,302	67,313	65,010
	64,946	62,089	68,088	70,627	65,769
	66,619	64,095	67,236	65,813	65,114
	63,518	65,263	66,154	67,433	67,570
	66,021	65,020	66,095	68,801	65,937
	66,601	64,102	65,440	67,266	63,784
	64,955	65,653	66,778	64,699	64,661
	65,684	63,479	66,209	66,809	66,586
	63,580	66,270	65,832	66,120	64,893
	62,958	66,340	66,241	67,522	66,021
<b>V5(± 0,03)</b>	63,205	64,560	64,801	65,039	65,839
	65,329	65,798	64,566	63,055	63,286
	62,105	64,369	61,945	65,964	63,162
	64,420	65,470	61,119	66,521	63,265
	64,881	63,318	63,319	63,866	63,265
	64,420	64,239	65,695	63,043	64,462
	62,262	63,302	65,426	65,847	64,023
	70,067	62,612	64,477	64,933	64,634
	64,393	63,096	63,247	66,765	64,406
	63,413	65,646	64,405	65,256	63,148

## B. Anexo : Resultados del diseño factorial del movimiento de la extremidad inferior en el eje X

T. V. del filtro mecánico	Niveles de descomposición Wavelet					
	D3	D4	D5	D6	D7	D8
V1( $\pm 0,07$ )	46,424	39,636	37,007	33,985	36,717	36,972
	46,595	41,164	37,396	35,370	34,276	35,490
	43,969	37,501	39,435	37,797	44,733	42,201
	39,408	38,646	36,400	42,611	37,129	37,529
	42,126	34,340	36,883	36,117	40,198	37,460
	43,194	36,667	37,285	37,798	36,753	35,587
	38,592	36,774	37,572	36,579	35,141	37,949
	42,825	39,031	36,557	39,685	37,826	36,030
	35,167	34,920	36,419	37,176	36,466	35,259
	37,899	36,989	38,400	37,964	37,110	35,978
V2( $\pm 0,06$ )	38,659	35,584	34,165	35,447	35,936	32,531
	45,958	35,978	36,341	34,099	34,361	37,782
	35,057	40,771	38,919	41,818	35,422	36,857
	36,026	35,548	34,154	43,066	40,424	39,828
	33,497	36,659	43,027	34,035	34,166	37,245
	36,906	40,631	36,542	37,056	34,586	35,209

T. V. del filtro mecánico	Niveles de descomposición Wavelet					
	D3	D4	D5	D6	D7	D8
	36,202	29,238	36,351	35,561	35,881	46,819
	37,577	31,448	42,509	36,757	40,876	36,396
	29,990	32,827	35,170	40,355	32,091	44,369
	42,569	38,978	40,976	37,896	34,155	38,465
<b>V3(± 0,05)</b>	33,998	36,962	43,785	37,497	38,436	38,880
	39,065	44,928	37,206	38,311	34,233	43,477
	37,775	35,923	32,216	34,951	35,429	44,682
	34,947	50,861	34,839	36,425	36,758	36,866
	37,484	45,352	36,961	37,966	37,947	36,783
	34,253	42,829	45,731	38,411	37,947	37,041
	33,801	34,880	36,487	37,242	35,032	32,854
	34,406	38,536	36,207	37,311	37,527	37,469
	36,355	39,590	37,282	40,738	36,051	37,134
	36,154	37,357	36,176	35,691	38,657	37,544
<b>V4(± 0,04)</b>	38,583	47,857	42,263	36,574	45,691	41,649
	36,752	45,822	39,856	45,661	36,740	36,815
	32,815	44,296	38,692	37,664	35,454	36,815
	38,321	45,750	41,092	47,310	44,811	41,681
	30,716	45,120	45,615	37,651	35,623	45,893
	39,076	44,001	49,940	43,717	42,635	34,148
	34,916	44,734	45,050	36,918	46,515	34,993
	34,916	43,463	49,445	37,976	32,950	43,347
	37,303	44,094	49,182	44,784	34,252	36,096
	33,983	46,998	34,938	41,521	44,191	35,942
<b>V5(± 0,03)</b>	35,288	40,452	45,715	43,464	39,933	46,107
	50,275	32,735	45,334	50,116	48,851	39,765
	56,039	48,215	34,251	40,300	40,730	34,404
	51,616	48,913	31,244	37,987	42,369	39,410
	55,772	34,885	22,312	39,576	44,532	33,766
	53,845	44,562	43,879	39,170	35,628	45,963
	44,275	33,709	41,838	44,939	38,378	38,912
	47,038	46,021	27,541	45,188	37,150	31,328
	29,433	45,617	45,509	55,223	35,933	45,392
	35,727	40,837	42,320	56,138	39,456	43,377

## C. Anexo : Réplicas de los movimientos en los ejes +X, -X, +Y, -Y, +Z, -Z

### Movimientos en +X

Replicas	45 cm	40 cm	30 cm	20 cm
1	44,48	38,46	31,40	19,57
2	42,22	40,84	31,19	19,18
3	44,48	40,72	31,60	21,00
4	44,12	38,48	31,11	19,64
5	46,66	40,25	30,15	19,25
6	42,60	39,60	30,96	20,32
7	44,99	42,43	28,91	20,91
8	44,92	37,49	29,51	20,08
9	44,92	40,84	31,15	20,30
10	42,26	39,82	31,48	21,57
11	42,30	37,72	31,36	20,39
12	44,63	42,84	30,66	21,20
13	46,60	36,39	30,93	21,11

<b>Replicas</b>	<b>45 cm</b>	<b>40 cm</b>	<b>30 cm</b>	<b>20 cm</b>
<b>14</b>	45,98	41,37	32,79	21,29
<b>15</b>	46,13	40,77	30,49	19,58
<b>16</b>	45,70	40,09	31,70	21,03
<b>17</b>	47,05	40,25	32,24	20,21
<b>18</b>	46,62	41,33	29,63	20,46
<b>19</b>	44,22	40,33	29,37	21,93
<b>20</b>	45,21	39,73	31,71	19,85

### Movimientos en -X

<b>Replicas</b>	<b>54 cm</b>	<b>45 cm</b>	<b>30 cm</b>	<b>26 cm</b>
<b>1</b>	56,66	44,56	30,87	26,35
<b>2</b>	55,15	48,66	30,96	26,00
<b>3</b>	54,54	46,51	31,34	23,21
<b>4</b>	55,62	45,21	30,82	23,46
<b>5</b>	52,98	46,52	31,21	23,08
<b>6</b>	55,87	46,39	30,67	24,64
<b>7</b>	53,42	45,32	31,22	24,94
<b>8</b>	53,08	45,06	30,09	24,92
<b>9</b>	56,44	45,00	30,63	26,10
<b>10</b>	54,91	44,99	30,96	26,50
<b>11</b>	53,29	46,00	31,21	25,27
<b>12</b>	53,03	47,55	30,77	25,91
<b>13</b>	53,19	45,41	30,87	26,17

<b>Replicas</b>	<b>54 cm</b>	<b>45 cm</b>	<b>30 cm</b>	<b>26 cm</b>
<b>14</b>	51,26	46,70	30,65	25,66
<b>15</b>	54,48	44,84	31,05	25,83
<b>16</b>	55,78	46,65	30,94	25,86
<b>17</b>	53,08	45,50	30,61	27,28
<b>18</b>	56,30	46,91	29,19	26,82
<b>19</b>	54,48	45,36	31,50	25,51
<b>20</b>	52,25	45,34	31,17	26,30

### Movimientos en +Y

<b>Replicas</b>	<b>50 cm</b>	<b>35 cm</b>	<b>25 cm</b>	<b>10 cm</b>
<b>1</b>	47,67	33,44	24,72	12,20
<b>2</b>	47,78	34,95	25,50	11,18
<b>3</b>	49,17	35,99	26,25	11,38
<b>4</b>	49,53	34,48	25,80	11,63
<b>5</b>	48,36	35,60	23,75	11,62
<b>6</b>	50,35	35,10	25,17	11,82
<b>7</b>	49,26	35,38	26,99	12,51
<b>8</b>	47,87	35,55	25,84	11,60
<b>9</b>	50,06	35,23	26,05	12,29
<b>10</b>	48,73	35,77	25,47	11,58
<b>11</b>	47,90	34,51	22,99	10,68
<b>12</b>	49,87	35,48	24,72	10,77
<b>13</b>	49,43	35,49	25,68	12,95

<b>Replicas</b>	<b>50 cm</b>	<b>35 cm</b>	<b>25 cm</b>	<b>10 cm</b>
<b>14</b>	50,23	35,15	24,76	10,71
<b>15</b>	48,45	36,57	24,59	10,22
<b>16</b>	50,45	34,65	23,42	11,41
<b>17</b>	47,91	36,88	25,01	12,09
<b>18</b>	49,05	36,42	24,86	10,79
<b>19</b>	49,07	34,83	24,85	10,45
<b>20</b>	51,15	34,78	24,99	10,39

### Movimientos en -Y

<b>Replicas</b>	<b>50 cm</b>	<b>45 cm</b>	<b>30 cm</b>	<b>25 cm</b>
<b>1</b>	42,52	43,95	29,91	21,67
<b>2</b>	46,16	42,98	29,00	25,06
<b>3</b>	46,72	43,41	27,75	21,51
<b>4</b>	46,67	42,43	27,01	23,80
<b>5</b>	45,49	41,82	29,98	25,28
<b>6</b>	45,34	42,77	26,11	22,14
<b>7</b>	45,64	42,58	29,92	24,71
<b>8</b>	46,43	41,71	26,68	23,08
<b>9</b>	44,59	41,99	29,00	24,50
<b>10</b>	44,38	40,31	29,05	26,66
<b>11</b>	45,52	42,83	27,15	22,50
<b>12</b>	46,44	42,32	28,67	26,02
<b>13</b>	44,11	45,52	28,19	25,62

<b>Replicas</b>	<b>50 cm</b>	<b>45 cm</b>	<b>30 cm</b>	<b>25 cm</b>
14	41,47	41,76	27,94	22,82
15	43,60	41,91	29,06	25,42
16	47,26	45,24	27,08	27,38
17	45,37	42,17	29,74	23,37
18	47,89	41,73	25,73	22,93
19	47,15	41,88	29,01	25,93
20	44,68	41,88	27,42	23,81

### Movimientos en +Z

<b>Replicas</b>	<b>30 cm</b>	<b>26 cm</b>	<b>20 cm</b>	<b>15 cm</b>
1	30,35	26,94	19,29	16,36
2	33,07	27,24	21,42	15,93
3	31,27	27,78	20,49	16,33
4	31,19	25,52	22,64	14,61
5	31,06	27,14	20,15	17,14
6	32,63	27,09	21,65	13,61
7	32,16	25,25	21,53	15,41
8	31,40	25,85	19,59	15,84
9	29,66	26,84	18,82	15,15
10	32,35	26,88	20,12	17,08
11	29,40	27,16	21,26	14,77
12	29,24	28,01	21,26	16,57
13	29,29	27,72	19,07	16,45

<b>Replicas</b>	<b>30 cm</b>	<b>26 cm</b>	<b>20 cm</b>	<b>15 cm</b>
<b>14</b>	31,85	25,59	19,23	16,76
<b>15</b>	32,04	26,51	20,44	16,89
<b>16</b>	29,86	23,75	21,58	17,13
<b>17</b>	29,09	26,06	20,73	15,29
<b>18</b>	29,32	23,69	20,95	16,24
<b>19</b>	30,43	26,76	20,97	15,97
<b>20</b>	29,77	25,88	21,00	15,84

### Movimientos en -Z

<b>Replicas</b>	<b>30 cm</b>	<b>26 cm</b>	<b>14 cm</b>	<b>11 cm</b>
<b>1</b>	36,65	34,26	19,87	13,15
<b>2</b>	36,46	32,10	19,15	13,77
<b>3</b>	36,56	32,22	14,60	14,72
<b>4</b>	35,08	33,35	19,65	12,77
<b>5</b>	37,04	35,00	18,09	10,42
<b>6</b>	35,71	34,51	18,57	12,45
<b>7</b>	37,32	34,87	18,79	10,71
<b>8</b>	37,10	35,06	16,89	10,95
<b>9</b>	35,84	29,36	19,67	12,00
<b>10</b>	36,14	31,54	19,72	12,27
<b>11</b>	37,16	31,26	14,97	11,69
<b>12</b>	36,90	32,94	20,26	10,05
<b>13</b>	36,02	32,80	20,00	13,93

<b>Replicas</b>	<b>30 cm</b>	<b>26 cm</b>	<b>14 cm</b>	<b>11 cm</b>
<b>14</b>	35,24	33,64	18,29	13,71
<b>15</b>	37,11	32,72	20,71	10,68
<b>16</b>	37,41	37,53	15,85	12,06
<b>17</b>	36,32	35,52	20,01	11,45
<b>18</b>	36,30	34,52	16,37	13,47
<b>19</b>	39,12	35,16	18,09	9,50
<b>20</b>	38,14	35,78	17,89	12,30