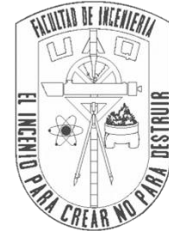




**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE
QUERÉTARO
FACULTAD DE INGENIERÍA
CAMPUS AEROPUERTO**



Sistema para la detección y medición de posiciones y trayectorias usando sensores inerciales.

TESIS

Como parte de los requisitos para obtener el título de
INGENIERO BIOMÉDICO

Línea Terminal

BIOSEÑALES Y BIOINSTRUMENTACIÓN

Presenta

Andrés Emilio Hurtado Pérez

Directores

Dr. Carlos Andrés Pérez Ramírez

Dr. Jesús Alberto Basurto Hurtado

Santiago de Querétaro, Querétaro, Agosto de 2022.



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Ingeniería
Ingeniería Biomédica

“Sistema para la detección y medición de posiciones y trayectorias usando sensores inerciales”

Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el título de Ingeniero Biomédico de línea terminal en Bioinstrumentación.

Presenta:

Andrés Emilio Hurtado Pérez.

Dirigido por:

Dr. Carlos Andrés Pérez Ramírez.

Dr. Jesús Alberto Basurto Hurtado

Dr. Carlos Andrés Pérez Ramírez

Presidente

Dr. Jesús Alberto Basurto Hurtado

Secretario

Dr. Irving Armando Cruz Albarrán

Vocal

M.A. Arely Guadalupe Morales Hernández

Suplente



Firma



Firma



Firma



Firma

Centro Universitario
Querétaro, Qro.
Fecha: Agosto de 2022

RESUMEN

El desarrollo actual de medicina deportiva ha hecho que se empiecen a tratar cada vez más problemáticas que anteriormente no se trataban o si bien, no se podían tratar. Así mismo, se han explorado nuevas técnicas para el tratamiento de éstas en donde cada vez se ven mejores avances y concientización.

A lo largo del tiempo se ha visto cómo es que las lesiones en deportistas han sido un obstáculo para su progreso profesional o inclusive, un alto total en sus actividades. Las lesiones van desde un trauma físico (lesiones agudas) o si bien, por la constante repetición de algún trabajo musculo esquelético. Cada una de ellas tiene sus particularidades, pero en ambas se comparte algo: deben ser monitoreadas para ver su progreso y recuperación.

Una de las formas en las que se puede observar el progreso en una lesión es analizando parámetros o magnitudes físicas en el desarrollo del movimiento; estas magnitudes pueden ser fuerza, velocidad, aceleración, desplazamiento, generación de ángulos, entre otras. Actualmente y esto gracias a la tecnología se ha podido medir estas magnitudes de formas en las que no se podía hacer. Una de ellas es con el uso de los sensores de medición inercial, como lo son acelerómetros, giroscopios y magnetómetros. El uso de estos sensores permite poder monitorear el progreso del deportista cuantitativamente de una forma práctica y que está lejos de ser empírica, ya que los valores que se adquieren en dicho monitoreo son variables cuyas unidades y obtención de ellas están validadas por el sistema internacional de unidades (SI).

Por tal motivo, en este trabajo se presenta un sistema capaz de adquirir los valores inerciales inmersos en la realización de una patada de taekwondo, para así poder medir y cuantificar el progreso de un deportista a partir de las variables de aceleración, velocidad y desplazamiento. Estas variables serán adquiridas a partir de un acelerómetro y enviadas al pc por un Arduino Nano para posteriormente realizar un procesamiento pertinente al tipo de señal y así poder analizar el movimiento.

(Palabras clave: magnitud, aceleración, sensor, cuantitativamente, monitoreo.)

AGRADECIMIENTOS.

Principalmente agradezco a mis padres Miroslava Pérez y Emilio Hurtado, quienes han sido para mí una fuente de apoyo incondicional y unas figuras heroicas a lo largo de toda mi vida. A mis hermanas, Itzel y Nuria quienes han sido el motor que me permite seguir adelante día a día.

A mis abuelos Juan, Pilar y Elena, quienes siempre me han hecho sentir cariño A mis tíos, por estar siempre que es necesario y saber que cuento con ellos.

A los profesores que he tenido a lo largo de mi desarrollo académicos en la universidad, ya que sin ellos no estaría en el lugar donde estoy. Principalmente al Dr. Carlos, quien ha sido para mí un guía y un amigo en todo mi desarrollo académico y profesional. Así mismo, agradezco a mis asesores de tesis el Dr. Basurto, Dr. Irving y M.A Arely quienes han estado siempre en disposición de ayudarme y brindarme de su tiempo.

A mis de mi pueblo, por ser la familia que elegí y ha estado conmigo desde hace tantos años, haciéndome sentir con cariño y felicidad. A mis amigos de la carrera Aner, Omar, Jimena, Pamela, Gabriel y Fausto, por ser las personas que hicieron divertida y llena de risas mi estadía en la universidad.

GRACIAS A TODOS.

ÍNDICE

1. Introducción.	12
1.1 Antecedentes.	14
1.2 Descripción del problema.	17
1.3 Justificación.	18
1.4 Hipótesis y objetivos.	19
1.4.1 Hipótesis.	19
1.4.2 Objetivo general.	19
1.4.3 Objetivos Particulares.	19
1.5 Planteamiento del problema.	20
2. Revisión de literatura.	21
2.1 Sistemas referenciales del cuerpo humano.	21
2.1.1 Posiciones de referencia.	21
2.1.1.1 Posición anatómica.	21
2.1.1.2 Posición neutra.	22
2.1.1.3 Posición funcional.	23
2.1.2 Planos y ejes de referencia.	23
2.1.2.1 Plano frontal o coronal – Eje anteroposterior.	23
2.1.2.2 Plano sagital o medial – Eje transversal.	24
2.1.2.3 Plano transversal o axial – Eje vertical.	24
2.2 Movimientos fundamentales y particulares del cuerpo humano.	25
2.2.1 Movimientos fundamentales.	26
2.2.2 Movimientos Particulares.	27
2.3 Nociones y magnitudes mecánicas en el cuerpo humano.	27
2.3.1 Sólido.	27
2.3.2 Fuerza.	28
2.3.3 Tiempo.	28
2.3.4 Frecuencia.	29
2.3.5 Desplazamiento.	29
2.4 Cinemática y cinética en el cuerpo humano.	30
2.4.1 Descripción del sistema musculoesquelético.	30
2.4.2 Movimiento.	31

2.4.2.1	Movimiento lineal.	31
2.4.2.2	Movimiento angular.	31
2.4.2.3	Movimiento mixto.	31
2.5	Variables espacio temporales.	32
2.5.1	Velocidad.	32
2.5.2	Rapidez.	32
2.5.3	Aceleración.	33
2.6	Unidades de medición inercial.	33
2.6.1	Acelerómetro.	33
2.6.1.1	Acelerómetros Capacitivos.	34
2.6.1.2	Acelerómetros Piezoeléctricos.	34
2.6.1.3	Acelerómetros Piezoresistivos.	34
2.6.1.4	Acelerómetros Mecánicos.	34
2.6.1.5	Acelerómetros Micromecánicos (MEMS).	35
2.6.1.6	Captación de ángulos en acelerómetro.	36
2.7	Hardware.	37
2.7.1	Arduino nano.	37
2.7.2	Acelerómetro ADXL345.	38
2.8	Entornos de desarrollo.	39
2.8.1	Arduino IDE.	39
2.8.2	MATLAB.	40
2.8.3	CoolTerm.	41
2.9	Protocolo de comunicación.	42
2.9.1	Protocolo I2C	42
2.10	Procesamiento digital de señales.	43
2.10.1	Frecuencia de muestreo.	44
2.10.1.1	Teorema de Nyquist.	44
2.10.1.2	Aliasing	45
2.10.2	Filtrado Digital.	45
2.10.2.1	Filtro ideal.	45
2.10.2.2	Filtro RLS.	46
2.10.2.3	Banda de paso y banda de supresión.	47
2.10.3	Valor RMS.	48

2.10.3.1	Aceleración RMS	48
3.	Metodología.	49
3.1	Planteamiento del problema.	49
3.1.1	Análisis cuantitativo del movimiento.	49
3.1.2	Variables de interés e interpretación.	50
3.2	Colocación del sistema.	50
3.3	Adquisición de datos.	51
3.3.1	Instrumentación.	52
3.3.1.1	Arduino Nano.	52
3.3.1.2	Sensor – Acelerómetro ADXL345.	53
3.3.2	Software.	53
3.3.2.1	Arduino IDE.	53
3.3.2.2	CoolTerm.	54
3.4	Procesamiento digital de señales.	54
3.4.1	Filtrado digital.	54
3.4.2	Obtención de la velocidad.	55
3.4.3	Obtención del desplazamiento.	56
3.4.4	Interpretación de planos.	56
3.4.4.1	Plano del movimiento.	57
4.	Resultados.	58
4.1	Adquisición de señal.	58
4.1.1	Colocación de sensor.	59
4.1.2	Adquisición de datos.	59
4.1.3	Importación y graficado de señal original	60
4.2	Filtrado de señal.	61
4.2.1	Eliminación de componente DC.	61
4.2.2	Filtro pasa altas.	63
4.2.3	Filtro RLS.	64
4.3	Velocidad y desplazamiento.	66
4.3.1	Velocidad.	66
4.3.2	Desplazamiento.	67
5.	Conclusiones y prospectiva.	69
6.	Bibliografía.	73

7. Anexos.	76
7.1 CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO	76
7.2 CARTA DE CONFIDENCIALIDAD.	79

ÍNDICE DE FIGURAS.

Figura 1.1 Planteamiento General del Problema.	20
Figura 2.1 Posición anatómica.	22
Figura 2.2 Posición Neutra.	22
Figura 2.3 Posición funcional.	23
Figura 2.4 Descripción de los 3 planos anatómicos referenciales. De izquierda a derecha: plano frontal, plano sagital y plano transversal.	24
Figura 2.5 Ejes anatómicos en el cuerpo humano.	25
Figura 2.6 Circunducción de hombro.	27
Figura 2.7 Gráfica de relación fuerza-longitud lineal (zona de deformación elástica) y no proporcional (deformación plástica).	28
Figura 2.8 Diferencia entre distancia y desplazamiento.	29
Figura 2.9 Modelo biomecánico de 16 segmentos.	30
Figura 2.10 Diagrama de la dinámica del sistema musculoesquelético.	31
Figura 2.11 Principio de funcionamiento de acelerómetros MEMS.	36
Figura 2.12 Diagrama de cuerpo libre.	37
Figura 2.13 Arduino nano.	38
Figura 2.14 Figura ilustrativa del acelerómetro ADXL345.	38
Figura 2.15 Pantalla de Arduino IDE.	40
Figura 2.16 Pantalla de MATLAB.	41
Figura 2.17 Pantalla de CoolTerm.	42
Figura 2.18 Bits de comunicación entre las dos señales de control del I2C.	43
Figura 2.19 Etapas en el procesamiento digital de señales	44
Figura 2.20 Representación de Aliasing.	45
Figura 2.21 Banda de supresión.	48
Figura 3.1 Planteamiento general de metodología.	49
Figura 3.2 Orientación y respuesta de salida estática.	51
Figura 3.3 Diseño esquemático del sistema de adquisición.	52
Figura 3.4 Esquematización de la generación de la matriz de adquisición.	54
Figura 3.5 Plano tridimensional del dispositivo.	56
Figura 4.1 Primer prueba de colocación de sensor.	58
Figura 4.2 Carcasa plástica del sensor.	59
Figura 4.4 Pantalla de importación de datos del PC a Matlab.	60

Figura 4.5 Señal original de los vectores X-Y-Z.	61
Figura 4.6 Diagrama esquemático del filtrado de la señal.	61
Figura 4.7 Eliminación de componente DC.	63
Figura 4.8 Segunda etapa de filtrado: filtro pasa altas.	64
Figura 4.9 Acomodo de ejes X-Y-Z con respecto al posicionamiento del sensor al tobillo.	65
Figura 4.10 Tercer etapa de filtrado: filtro RLS.	65
Figura 4.11 Velocidad en los componentes X-Y-Z.	66
Figura 4.12 Velocidad máxima del movimiento.	67
Figura 4.13 Desplazamiento en los componentes X-Y-Z.	68

ÍNDICE DE TABLAS.

Tabla 2.1 Tipos de movimiento en sus respectivos planos anatómicos	25
Tabla 2.2 Movimientos fundamentales.	27
Tabla 3.1 Diferencias entre análisis cuantitativo y cualitativo.	50

1. Introducción.

Actualmente, el desarrollo de la ciencia del deporte ha provocado que se expliquen fenómenos inmersos en esta área que anteriormente estaban poco analizados o previsibles como lo son las lesiones. Existen dos tipos de lesiones: lesión aguda y lesión por sobrecarga. En la primera, hay un hecho traumático, ya sea un objeto o el mismo cuerpo humano que hace de objeto por la velocidad que desarrolla, chocando con otro cuerpo, con el suelo o con otro objeto (Sotelo-Tlatempa et al., 2005). En cuanto a la segunda, se refiere a la constante repetición de ejercicios o roces musculares implícitos en la categoría deportiva que se esté practicando y que por acciones de tiempo y constancias se crea una lesión crónica. Teniendo esto en cuenta, la forma en diferenciar ambas es la inmediatez con la que se desarrolla, mientras una es una ruptura o daño inmediato por una acción de choque (lesión aguda), la otra se presenta sin alguna razón aparente (lesión por sobrecarga) (Sotelo-Tlatempa et al., 2005).

En México, los deportes más vulnerables a sufrir una lesión son los denominados “deportes en conjunto”, esto por la cantidad de atletas que reúnen y el número de juegos que pueden llegar a tener en una competencia (CONADE, 2017). En segunda posición, se encuentran los “deportes de combate”; Boxeo, taekwondo, lucha, judo, karate, entre otros (CONADE, 2017). No todas las lesiones son iguales, tanto en forma, como severidad y zona; por ende, la forma en la que se debe de tratar es diferente para cada una de ellas, ya sea mediante la rehabilitación y el uso de fármacos hasta la intervención quirúrgica. Si bien México no es una potencia deportiva como lo es Rusia, Cuba o EUA, países en donde se lleva un registro específico del tipo de lesiones sufridas en cada categoría deportiva, su gravedad o causa, la Comisión Nacional de Cultura Física y Deporte (CONADE), mediante un estudio elaborado en 2017, determinó que las lesiones más comunes en nuestro país son la de los tendones de rodilla, tobillo y hombro. Con estos datos se hizo evidente la necesidad de desarrollar una estrategia de entrenamiento para disminuir la fricción de dichos tendones como estiramientos, fortalecimientos, equilibrios, controles musculares y una correcta alimentación (CONADE, 2017). En este sentido, un proyecto mexicano que intenta evitar el aumento o incidencia de lesiones en atletas es el de Clínica Recovery que se centra en la recolección de datos de atletas mexicanos para la caracterización de problemas. Su método

de trabajo consiste en hacer un análisis estadístico de mil horas de entrenamiento en cada atleta y qué tantas incidencias de lesiones existen tomando como datos las valoraciones kinesiológica y ortopédica. Los especialistas de la clínica comenzaron a recabar datos sobre la incidencia de lesiones del club Puebla; para el verano, se aseguró que esta estadística se logró reducir en 45 por ciento la incidencia de lesiones (Vázquez Fernanda, 2017).

En Cuba se realizó un estudio a 20 atletas femeninas practicantes de taekwondo de talla promedio 1.7 m y 5.4 años de experiencia deportiva que presentaron lesiones teniendo como resultado que las lesiones más frecuentes son tendinitis y lesiones ligamentosas. Además, esta investigación resalta que se pudo demostrar que la incidencia de lesiones en entrenamiento de rutina llega a presentarse con un 46 por ciento, en el entrenamiento preolímpico un 37 por ciento mientras que la competencia olímpica solo un 16 por ciento. Así mismo, la investigación plantea que las lesiones de sobrecarga presentan un 54.5 por ciento del total de lesiones presentes en los atletas de esta disciplina (Castillo-Díaz et al., 2009).

Una forma de medir el avance y/o el deterioro de capacidades atléticas de los participantes de taekwondo es en la medición de velocidad, desplazamiento y aceleración en las patadas de los atletas (Toro-Silva, 2018). Actualmente, esto se logra con el uso de cámaras de vídeo en las que se registra el movimiento y cuantificando los datos de píxeles a unidades físicas. Este método logra resultados esperados y confiables, pero limita mucho su aplicación ya que se necesita un ambiente controlado de laboratorio, cámaras y software costosos para su interpretación, así como su tardada interpretación de valores. Por esto, la forma en la que se puede plantear una solución a estas limitaciones es con el uso de sensores inerciales que interpreten y arrojen valores directamente al usuario pudiendo así observar el progreso en los atletas.

Teniendo en cuenta que el avance en habilidades y técnicas deportivas es observable a través del monitoreo continuo y que estas pueden ser cuantificadas a través de parámetros inerciales, es forzoso idear una forma de medir la flexión y extensión de los miembros superiores e inferiores del cuerpo para ver que se esté efectuando correctamente el movimiento. Si el movimiento se hace correctamente, el atleta tiene más probabilidades de no padecer problemas musculares, articulares o de deficiencia en la calidad deportiva. A su

vez, si se puede monitorear el proceso y evolución de la técnica, se puede prevenir y diagnosticar problemas en ella, evitando lesiones próximas y presentes.

1.1 Antecedentes.

La detección de una trayectoria ha sido de interés científico, por lo cual se han propuesto diversas formas para su adquisición y análisis. El desarrollo de un sistema capaz de interpretar una trayectoria compleja como lo es el movimiento humano en ocasiones resulta un sistema complicado de implementar con mucha pérdida de información o muy costoso.

Una de las principales estrategias que en años recientes se ha usado para capturar y medir diversos parámetros de la trayectoria que se hace al ejecutar un movimiento es la utilización de sistemas de adquisición de video e imágenes. Uno de los principales sistemas es la tecnología KINECT. Como se muestra en el trabajo de Villada y Muñoz (2019), utilizan un dispositivo Kinect de Microsoft como una herramienta para la rehabilitación en lesiones, enfermedades y traumatismos en el cuerpo humano. Como se expresa en el artículo la información adquirida por este método también resulta ser confiable y menos invasiva que en los casos de sensores que necesitan estar en contacto con la extremidad a medir. Por otra parte, Pueo et al., (2021), miden la velocidad con que se levanta un peso muerto para entrenamiento de fuerza en atletas usando una cámara de video de alta resolución, donde algoritmos para la transformación de espacios de colores son empleados para poder efectuar el seguimiento del peso muerto entre cuadros. Los autores emplean herramientas de morfología matemática para poder determinar la posición de peso en cada cuadro, logrando así estimar la velocidad de movimiento. Trabajos similares han sido reportados por Chuya-Sumba et al., (2013), en su proyecto de diseño e implementación de un sistema para el análisis del movimiento humano, donde los autores nos muestran un esquema de tres bloques principales: (1) la captura del movimiento, (2) resolución y (3) el modelado y la animación en 3D. En dicho trabajo se comenta que la captura de movimiento se hace a través del almacenamiento de la información de desplazamiento en los tres ejes (x, y, z) y la rotación angular de cada una de las articulaciones. Esta información es procesada por Octave, Matlab y Gnuplot.

En un trabajo de la Universidad Politécnica Salesiana, se analizó el movimiento biomecánico de un grupo de practicantes de voleibol para poder examinar la trayectoria del movimiento y con esto, cuantificar los valores inerciales presentes para así detectar mejoras o fallas en la técnica de remate. Esto se hizo usando técnicas de visualización (cámaras) y procesamiento de datos (KINOVEA). La grabación del análisis se desarrolla en el plano sagital del cuerpo, por ende, se pierden datos de los otros 2 planos dejando un análisis únicamente en 2D. Esta técnica generó resultados forzados, ya que las mediciones del ángulo varían mucho debido a la pixelización del sistema esto se debe a que el usuario es quien otorga el punto de referencia y éste se puede perder toma por toma de la grabación. En este estudio, la media de la medición del ángulo muñeca-codo-hombro fue de 143.5° donde el ideal es de 180° al generar el remate, generando que haya un error de entre 40° . La velocidad y aceleración presentan el mismo problema que la medición del ángulo: la pixelización; en cada toma, el píxel puede perderse de la trayectoria correcta y así mismo el punto de referencia del inicio, trayecto y final del movimiento es puesto por el usuario sesgando el resultado (Shicay-Arias, 2018).

Es evidente que para obtener los mejores resultados deben usar cámaras con características ópticas muy específicas, así como la necesidad de desarrollar algoritmos de procesamiento de imágenes complejos que usualmente requieren de un tiempo computacional considerable para poder entregar los resultados esperados (Van der Kruk et al., 2018). Por lo tanto, es necesario continuar explorando otras tecnologías que permitan medir las trayectorias de manera más rápida.

Dada la naturaleza de las Unidades de Medición Inercial (IMU, por sus siglas en inglés) la cual es capaz de medir la velocidad lineal y la aceleración angular (Menéndez-Álvarez, 2020), es evidente que pueden ser una opción para la medición de los parámetros de una trayectoria (Callaway et al., 2009). En este sentido, el grupo de investigación en bioingeniería de la Universidad Antonio Nariño en Bogotá, Colombia realizó un sistema de adquisición de velocidad angular del miembro superior el cual es un sistema basado en sensores inerciales que calculan el desplazamiento angular en la articulación del codo humano (Callejas-Cuervo M, 2014). Para este proyecto solo se llegó a una adquisición por medio de una plataforma de simulación (la cual ejercía la función de un brazo humano), un solo sensor (MPU-9150) y un microcontrolador ATMELE 2600, en términos de resultados se

presentó un error de cuatro grados cuando el brazo era agitado por medio de un servomotor. El desarrollo de sistemas inerciales se ve cada vez más presentes, como en el de Saavedra-Lozano (2019) quien desarrolló en la universidad Cali, Colombia, un sistema que emplea siete sensores inerciales para obtener la información de los siete segmentos del miembro inferior, los cuales van desde la pelvis hasta el pie. En este sistema se optó por una comunicación por medio de cables flexibles. La información obtenida con los sensores se empleó para poder calcular la velocidad de zancada, longitud de paso, longitud de zancada, cadencia, ángulo de paso, fases de la marcha, orientación de los segmentos del cuerpo y ángulo de articulaciones. En esta investigación se menciona que se pueden mejorar los cálculos si se emplease un magnetómetro el cual les permitiría hacer un cálculo más preciso en tiempo real. Así mismo, en el trabajo Menéndez-Álvarez (2020) quien reporta un sistema simple que consta de un microcontrolador con comunicación inalámbrica y una IMU. Los datos recibidos por el sistema se transmitieron en tiempo real, lo que permitió una menor pérdida de información, garantizando así una mejor interpretación gráfica. Por otra parte, Castellanos-Ruíz (2020) reporta algunos usos que se han dado a las IMU en el área de fisioterapia, donde se ha realizado: (1) la evaluación del balanceo postural y detección de movimientos posturales relacionado con enfermedades neurodegenerativas, (2) estudiado la cinemática de la manipulación vertebral y el comportamiento angular antes y después de una carga física, (3) detectado diferencias biomecánicas en personas con amputaciones transfemorales y transtibiales.

A partir de los trabajos expuestos, los sensores inerciales no solo se han estado empleando en el área de la salud sino también de una forma óptima en el deporte, mostrando resultados prometedores en las diferentes áreas en las que se emplean. Por lo tanto, es evidente que, para los propósitos de este trabajo, el uso de éstos puede brindar un área de oportunidad para desarrollar un dispositivo de medición de bajo costo sin perder la exactitud que tienen los sistemas basados en visión artificial, considerando la necesidad de emplear algunos algoritmos de procesamiento de señales para garantizar la robustez a los errores de deslice, es decir, una adaptación a un movimiento aleatorio (Castro-Toscano, 2018).

1.2 Descripción del problema.

A lo largo de la historia del deporte se ha podido observar que uno de los principales obstáculos para el desarrollo, estabilidad y éxito de deportistas en cualquier disciplina han sido las lesiones, mismas que pueden llegar a retrasar o acabar con la carrera deportiva del atleta. La zona e intensidad de la lesión depende muchas veces del tipo de ejercicio relacionado, pudiéndose tratar de lesiones agudas o de sobrecarga.

La CONADE menciona que el taekwondo es uno de los principales deportes en el que los atletas sufren lesiones, sin mencionar los deportes en equipo ya que estos son los principales poseedores de atletas lesionados (CONADE, 2017). Sin embargo, se tiene como obstáculo una nula existencia en la forma de medir la evolución atlética de la recuperación y entrenamiento. Una de las formas en la que se puede medir la evolución atlética en el taekwondo es la medición de variables físicas en la patada como la aceleración, fuerza, velocidad y desplazamiento.

El método de censado más usado es el de videos que registran estas variables convirtiéndolas de valores de píxeles a valores numéricos propiamente dichos como variables físicas del sistema. Un ejemplo claro de estos censados es con el uso de la herramienta KINOVEA, que, si bien es útil para observar movimientos y cuantificarlos en un plano anatómico, al desarrollarse un movimiento en más de un plano anatómico se vuelve prácticamente nulo su uso ya que, al cambiar entre planos, los ejes se pierden. Así mismo, el uso de KINOVEA para el análisis de movimiento hace que haya un error dentro de la medición: la pixelización. Dentro de la grabación de la trayectoria se puede perder el área que se seleccionó para realizar el análisis debido a la pixelización, la cual se refiere a la calidad de la imagen del video la calidad en la que se hace y que tantos fotogramas existen en todo el desarrollo del movimiento. Además, si esta área entra a otro plano anatómico se perderá la trayectoria, ya que el sistema no es capaz de analizar más de un plano a la vez (Shicay-Arias, 2018).

Teniendo en cuenta las limitaciones del método de medición usando videos y que provoca que la medición de las patadas en atletas sea en un ambiente demasiado controlado, costoso y difícil de obtener por la limitada de laboratorios de biomecánica, este trabajo de tesis pretende desarrollar un sistema que sea capaz de censar valores inerciales en la patada de un atleta de taekwondo usando sensores inerciales. Esto permitirá generar una forma de

registrar el progreso de lesiones en atleta, su evolución deportiva o tener una forma de atacar obstáculos en el crecimiento del atleta. Así mismo, es posible hacer esta recopilación en lugares más similares a los ambientes en los que se desarrolla el atleta.

1.3 Justificación.

Como se ha mencionado, las lesiones siempre están presentes en los atletas y, por ende, siempre está por consecuencia un tratamiento farmacéutico, de rehabilitación o si bien una intervención quirúrgica en el peor escenario. Una limitación en el deporte mexicano es su pobre o nula adquisición de datos estadísticos en cuanto lesiones, provocando que la estimación de lesiones se haga prácticamente de forma empírica. Proyectos que tienen como iniciativa la recopilación de información usando algún sistema de medición han arrojado resultados positivos como es el caso de Clínica Recovery que logró reducir un 45 por ciento de lesiones (Vázquez Fernanda., 2017).

Teniendo en cuenta que el primer paso para la rehabilitación de lesiones es el monitoreo de las funciones mecánicas pertinentes en cada deporte, es evidente que los dispositivos que se emplean para tal fin deben tener la capacidad de poder capturar la mayor cantidad de información. En el caso de taekwondo la principal área de observación es la patada y en ella se ven reflejadas variables biomecánicas como lo son: aceleración, velocidad y desplazamiento. La forma más usual de medirlas es con cámaras de características muy específicas, lo que da como resultado una medición exacta, a costa de requerir un tiempo de procesamiento elevado y, sobre todo, tener un área experimental con condiciones controladas de iluminación, situación que no siempre es posible.

Dada la miniaturización de diversas tecnologías para la fabricación de sensores en la actualidad, se ha propiciado que el uso de técnicas que emplean éstos sea cada vez más constante, logrando tener la capacidad de poder medir en sitios que quizá eran poco accesibles anteriormente, dando como resultado el tener una mayor cantidad de datos que pueden, mediante el uso de algoritmos apropiados, estimar las características de una trayectoria con una exactitud similar a la que tienen los sistemas basados en visión artificial. Esto permitiría desarrollar instrumentos de bajo costo que puedan ser usados tanto para fines de entrenamiento en deportistas de alto rendimiento o bien como parte de esquemas de

tratamiento de lesiones. En ambos casos, el beneficio que se obtendría es de importancia pues se impacta en la calidad de vida de ciertos sectores de la sociedad, lo que justifica su estudio.

1.4 Hipótesis y objetivos.

1.4.1 Hipótesis.

Mediante una combinación de sensores de aceleración, cambio de movimiento angular y desplazamiento absoluto, se puede medir la velocidad y posición de una articulación en el cuerpo humano.

1.4.2 Objetivo general.

- Diseñar, desarrollar e implementar un sistema de medición de velocidad, aceleración y desplazamiento, mediante la combinación de información que proveen sensores de aceleración, movimiento angular y desplazamiento.

1.4.3 Objetivos Particulares.

- Desarrollar un algoritmo capaz de adquirir la aceleración articular en un movimiento del cuerpo usando un acelerómetro.
- Desarrollar una comunicación entre la computadora y acelerómetro a través de un cable USB para lograr transmitir información del acelerómetro a la computadora.
- Crear un algoritmo capaz de estimar la medición de la velocidad articular de un cuerpo para conocer su desplazamiento con el uso de sensores apropiados.
- Crear un algoritmo capaz de estimar la medición del desplazamiento articular de un cuerpo para conocer el cambio de posición del cuerpo con el uso de sensores apropiados.
- Implementar un procesamiento digital de señales para filtrar la señal con el uso de la herramienta de Matlab y así tener una mejor calidad de datos verificando el correcto funcionamiento de estos.
- Generar en Matlab una visualización gráfica y numérica de los resultados.
- Desarrollar un sistema de ejes X-Y-Z correspondientes al posicionamiento del sensor en el cuerpo humano (tobillo).

- Implementar algún medio de sujeción del sistema al cuerpo para que este se quede fijo y que los resultados no sean afectados por la fricción generada por el movimiento.

1.5 Planteamiento del problema.

En la *figura 1.1* se ilustra el planteamiento general del problema a resolver en esta tesis. Como se observa, el problema a resolver se puede hacer en 3 pasos principales:

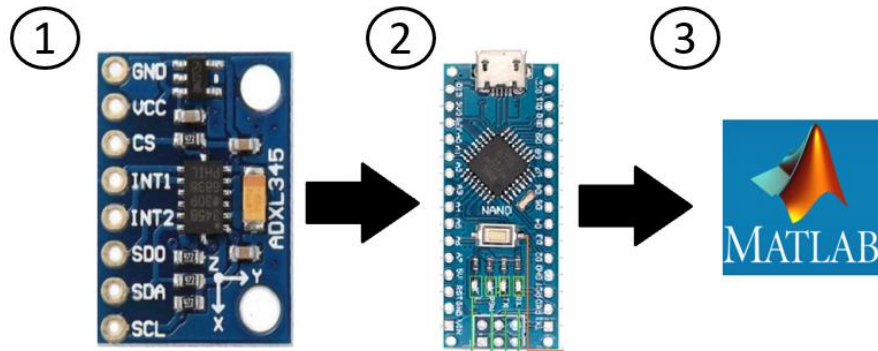


Figura 1.1 Planteamiento General del Problema.

- 1. Adquisición de la señal:** En esta parte se hará una comunicación entre el acelerómetro y Arduino, posteriormente el Arduino escribirá los datos en el puerto serial que le asigne la computadora a través de un cable USB. Así, Matlab será capaz de leer y adquirir estos datos para guardarlos.
- 2. Procesamiento de la señal:** Una vez adquiridas las señales del sensor, se emplea una serie de algoritmos programados en un lenguaje de programación apropiado, a fin de extraer las variables de interés y poder caracterizar de manera eficiente los parámetros de la velocidad y desplazamiento.
- 3. Visualización:** En la interfaz de Matlab se expondrán los valores de los datos censados gráfica y numéricamente.

2. Revisión de literatura.

En este capítulo se aborda las bases teóricas que se emplearon en esta investigación para desarrollar la metodología necesaria para el diseño del sistema.

2.1 Sistemas referenciales del cuerpo humano.

El concepto de biomecánica (anteriormente llamado kinesiología) ha cambiado conforme los años hasta el punto de considerarse un campo de estudio independiente. Esta ciencia estudia las fuerzas y los efectos de aplicación sobre el cuerpo humano (Balthazar et al., 2015). Este campo de estudio combina y utiliza los conocimientos de las áreas de la biología, las propiedades materiales del esqueleto, el sistema neuromuscular, leyes y principios de la mecánica, etc.

Tanto en ingeniería como medicina es requerido emplear una terminología específica; para lograr la estandarización de la biomecánica, se crearon conceptos como “planos y ejes anatómicos” logrando que se pueda entender y realizar las acciones de medición de una manera que tengan un patrón exacto con otra medición o estudio (anatomía funcional).

2.1.1 Posiciones de referencia.

Para poder analizar correctamente los movimientos del cuerpo humano es necesario la aplicación de la anatomía funcional que se enfoca en los componentes del cuerpo que estén haciendo la tarea motora (Ortiz-Solano, 2021).

2.1.1.1 Posición anatómica.

La posición anatómica es una posición estandarizada de referencia que se utiliza para la descripción de la anatomía, la biomecánica y en las profesiones sanitarias en general (Balthazar et al., 2015). En esta posición el participante se encuentra de pie y erecto, las piernas un poco separadas y los pies apuntando hacia afuera, la cabeza mirando hacia el frente y con los brazos ligeramente separados con las palmas abiertas como se observa en la *figura 2.1*.

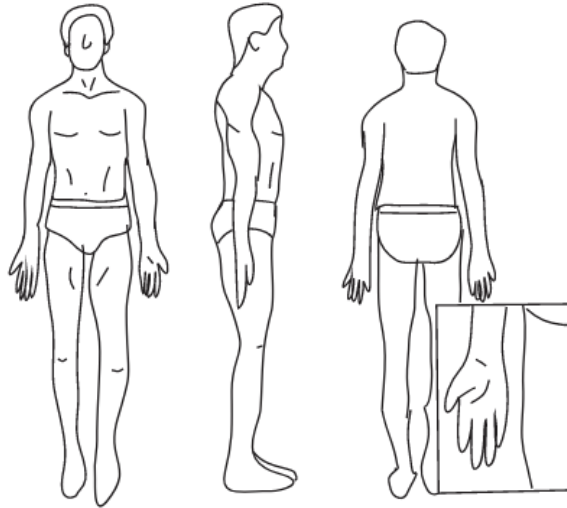


Figura 2.1 Posición anatómica.

2.1.1.2 Posición neutra.

Siendo también una forma de posicionamiento humano, ésta se distingue de la anatómica ya que en esta los brazos van pegados al cuerpo y la palma de las manos con dirección al cuerpo (*figura 2.2*). Esta posición es usada para la medición angular en las articulaciones del cuerpo debido a que en esta posición todas las articulaciones se encuentran a 0° .

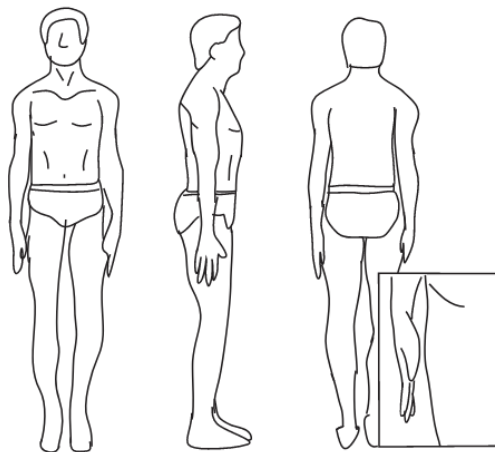


Figura 2.2 Posición Neutra.

2.1.1.3 Posición funcional.

Esta posición describe al cuerpo humano cuando éste está en reposo describiendo una tonalidad muscular normal; colocando todas las articulaciones en semiflexión (*figura 2.3*).

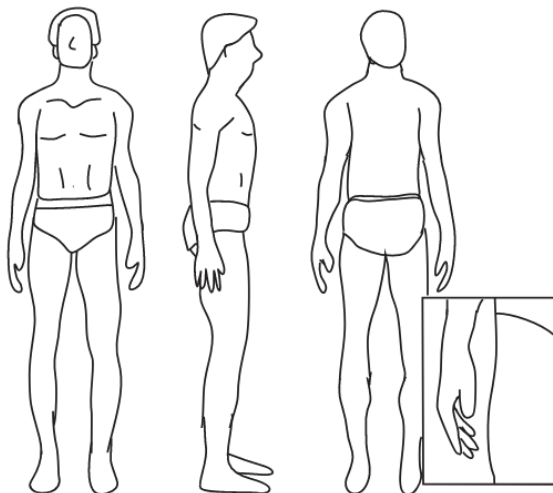


Figura 2.3 Posición funcional.

2.1.2 Planos y ejes de referencia.

Para poder referenciar el cuerpo humano, se llegó a un consenso global en la medicina en el que se crearon planos imaginarios para poder segmentar el cuerpo para facilitar su estudio y ejes referencia en cada uno de los planos. Los planos existentes son: plano sagital, plano frontal y plano transversal. Por su parte, los ejes describen el movimiento articular de alguna segmentación del cuerpo, siendo éstos perpendiculares al plano en el que se esté efectuando la segmentación y/o cuerpo. Estos son: medio lateral, eje anteroposterior y eje vertical. Los planos y ejes siempre están referenciados a la posición anatómica.

2.1.2.1 Plano frontal o coronal – Eje anteroposterior.

Este plano se caracteriza por dividir al cuerpo en dos partes: anterior y posterior (*figura 2.4*). En este plano se producen los movimientos laterales del cuerpo humano como de sus segmentos (Hall, 2008), mientras que el eje anteroposterior describe la segmentación en este plano (*figura 2.5*).

2.1.2.2 Plano sagital o medial – Eje transversal.

Este plano divide verticalmente al cuerpo en dos pares simétricos: derecha e izquierda (*figura 2.4*). En este plano ocurren o pueden ser analizados los movimientos de adelante y atrás, segmentando a su vez el eje transversal (*figura 2.5*) (Hall, 2008).

2.1.2.3 Plano transversal o axial – Eje vertical.

Este plano divide el cuerpo en dos secciones; superior e inferior (*figura 2.4*). En este plano se realizan los movimientos sobre el eje longitudinal y se segmenta en el eje vertical (*figura 2.5*).

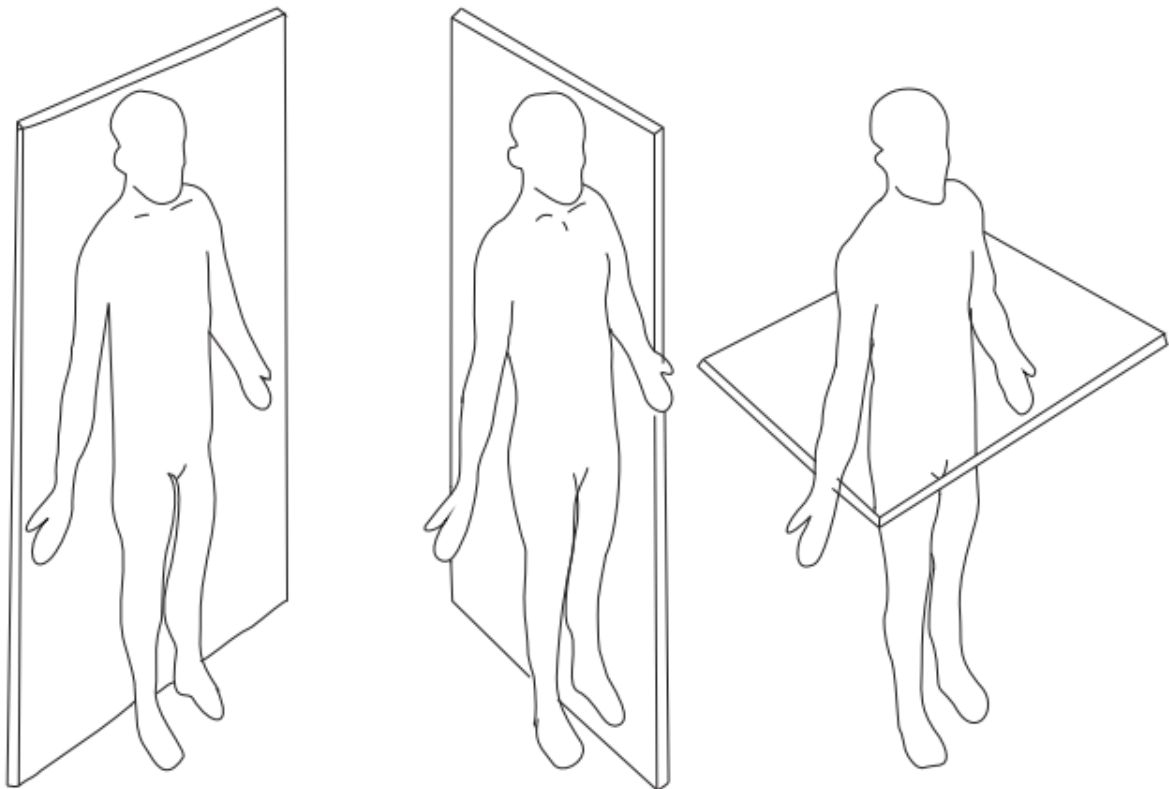


Figura 2.4 Descripción de los 3 planos anatómicos referenciales. De izquierda a derecha: plano frontal, plano sagital y plano transversal.

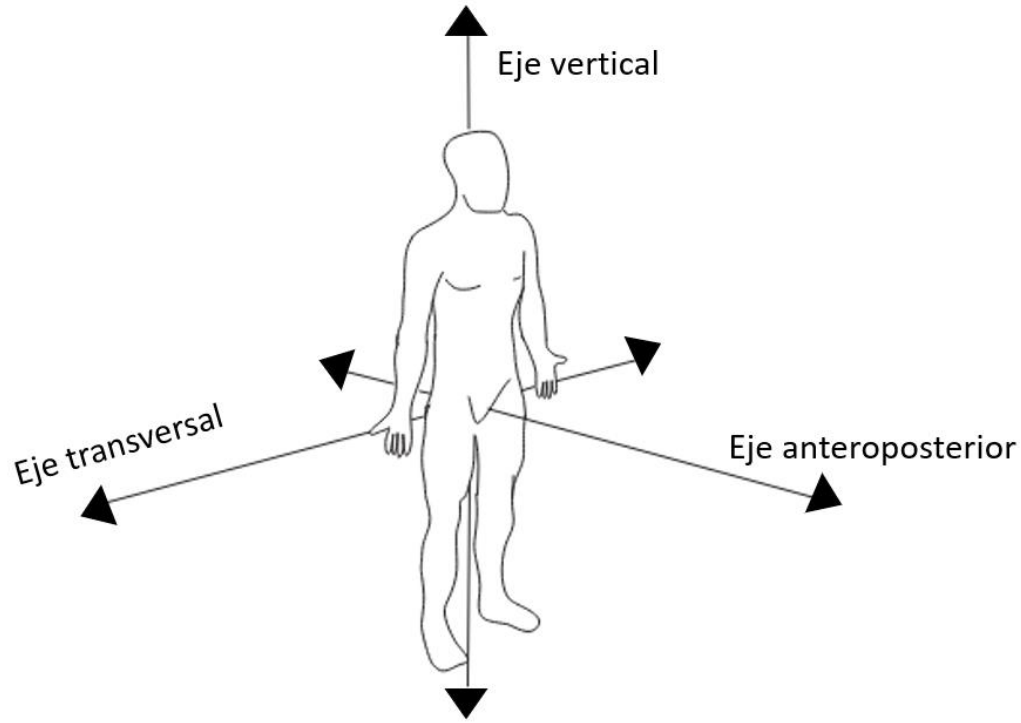


Figura 2.5 Ejes anatómicos en el cuerpo humano.

2.2 Movimientos fundamentales y particulares del cuerpo humano.

La conceptualización básica del movimiento describe el cambio de posición de una o más partes de un cuerpo con relación al tiempo en el que se efectúe. Existen dos grandes categorías de movimiento en el cuerpo humano: fundamentales y particulares (Balthazar, 2015).

Para analizar el movimiento de manera correcta, se han descrito cuáles movimientos se desarrollan en cada plano para así, generalizar la tarea de analizarlos. En la *tabla 2.1* se muestran los tipos de movimiento fundamentales y en donde se desarrollan estos (López, 2018).

MOVIMIENTO	PLANO	EJE
Abducción/Aducción	Coronal	Anteroposterior
Flexión/Extensión	Sagital	Transversal
Rotación Interna/Externa	Transversal	Vertical

Tabla 2.1 Tipos de movimiento en sus respectivos planos anatómicos

2.2.1 Movimientos fundamentales.

Este tipo de movimiento siempre es realizado con respecto a un plano, alrededor de un eje y en posición neutra. Este tipo de movimiento describe el desplazamiento de un segmento corporal con respecto a otro o articulación. Los movimientos que existen en el cuerpo son: flexión, extensión, abducción, aducción y rotaciones (López-Cruz, 2018). Estos movimientos pueden ser observables en la *tabla 2.2*.

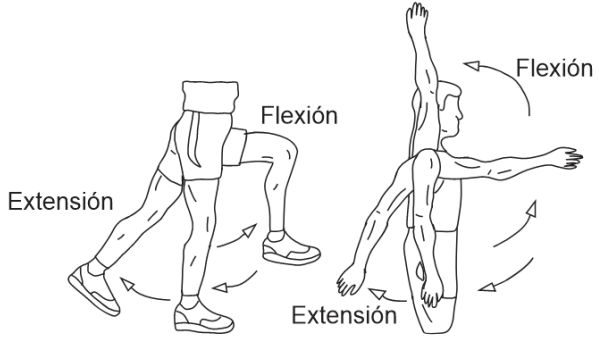
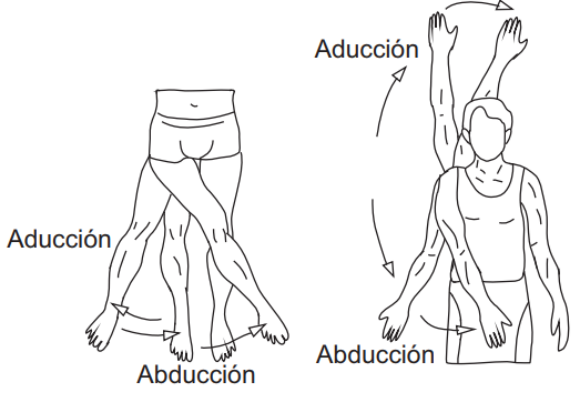
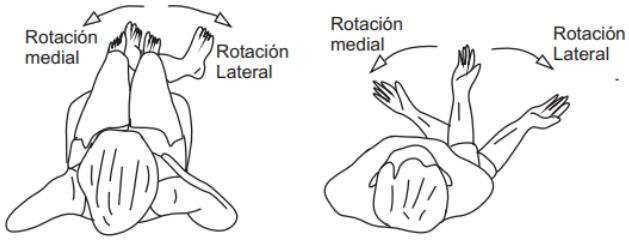
MOVIMIENTO	REPRESENTACIÓN
<p>Flexión: Es el movimiento que genera que dos segmentos del cuerpo humano se aproximen paralelamente en el plano sagital.</p> <p>Extensión: Describe la separación de dos segmentos del cuerpo paralelamente en el eje sagital</p>	 <p>Este cuadro muestra dos diagramas. El primero ilustra la flexión y extensión de una pierna: la flexión es el movimiento de acercar el pie al cuerpo, y la extensión es el movimiento de alejarlo. El segundo diagrama muestra la flexión y extensión de un brazo: la flexión es el movimiento de acercar el codo al hombro, y la extensión es el movimiento de alejarlo.</p>
<p>Abducción: Este movimiento genera que un segmento del cuerpo se separe de la línea media del cuerpo.</p> <p>Aducción: Describe como uno o más segmentos del cuerpo humano intentan acercarse a la línea media del cuerpo.</p>	 <p>Este cuadro muestra dos diagramas. El primero ilustra la aducción y abducción de una pierna: la aducción es el movimiento de acercar la pierna a la línea media del cuerpo, y la abducción es el movimiento de alejarla. El segundo diagrama muestra la aducción y abducción de un brazo: la aducción es el movimiento de acercar el brazo al cuerpo, y la abducción es el movimiento de alejarlo.</p>
<p>Rotación interna: Permite rotar un segmento del cuerpo humano hacia la línea media en el plano transversal.</p> <p>Rotación externa: Movimiento que genera rotar un segmento alejándose de la línea media del plano transversal.</p>	 <p>Este cuadro muestra dos diagramas. El primero ilustra la rotación medial y lateral de una pierna: la rotación medial es el movimiento de acercar el pie a la línea media del cuerpo, y la rotación lateral es el movimiento de alejarlo. El segundo diagrama muestra la rotación medial y lateral de un brazo: la rotación medial es el movimiento de acercar el brazo al cuerpo, y la rotación lateral es el movimiento de alejarlo.</p>

Tabla 2.2 Movimientos fundamentales.

2.2.2 Movimientos Particulares.

Existen dos tipos de movimientos de este tipo: circunducción y oblicuos. Estos movimientos se diferencian de los fundamentales en el hecho de que son una combinación de fundamentales o se realizan sucesivamente en los tres planos y ejes (Balthazar P., 2015).

- **Circunducción:** Tipo de movimiento circular realizado sucesivamente en los tres planos y tres ejes, formando un cono irregular (*figura 2.6*).
- **Oblicuos:** Combinación de movimientos fundamentales que se efectúan en planos intermedios.

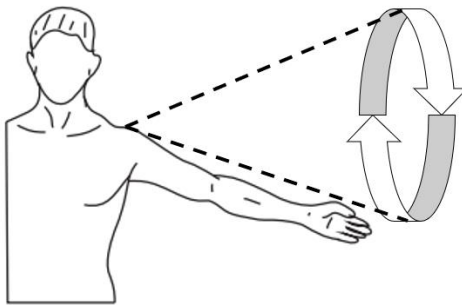


Figura 2.6 Circunducción de hombro.

2.3 Nociones y magnitudes mecánicas en el cuerpo humano.

La adaptabilidad del cuerpo humano en el medio en que se esté desarrollando es algo que se logra acabo con algunos parámetros básicos de mecánica. La mecánica aborda por definición el estudio y análisis de algún cuerpo (en este caso el cuerpo humano) en movimiento o en reposo que esté sujeto a una fuerza (Balthazar P et al., 2015).

2.3.1 Sólido.

En el área de la biomecánica se considera a los músculos, huesos, tendones y ligamentos como sólidos deformables heterogéneos mientras se esté haciendo un estudio de comportamiento estructural; cuando esto cambia y el análisis sea en cuanto la cinemática de algún segmento corporal la mayoría de las veces se considera como un sólido indeformable.

La deformación depende de las propiedades y composición del tejido y de la fuerza externa que esté produciendo la deformación (Dufour et al., 2018).

2.3.2 Fuerza.

La fuerza se describe como el efecto de modificar la velocidad o crear una deformación sobre un cuerpo; no es visible directamente y sólo se puede pensar su efecto. En biomecánica las áreas de interés en las que se analiza la fuerza son en la generación de esta por parte de sistema musculoesquelético (fuerza interna) y la recibidas por contacto (fuerza externa) (Dufour et al., 2018).

En el tejido existe una relación fuerza-longitud (*figura 2.7*); esto se refiere al hecho de que conforme más fuerza sea aplicada por o hacia el tejido éste incrementará su longitud proporcionalmente a la fuerza ejercida hasta llegar a su límite elástico en donde su incremento será mayor y en donde habrá cambios irreversibles (deformación plástica); si se sigue ejerciendo una fuerza sobre él se romperá al sobrepasar su límite elástico extremo (Balthazar P et al., 2015).

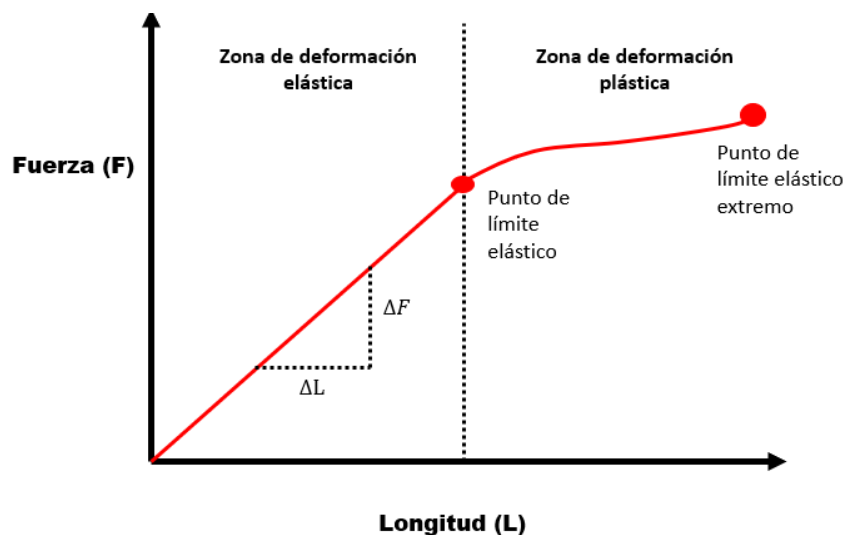


Figura 2.7 Gráfica de relación fuerza-longitud lineal (zona de deformación elástica) y no proporcional (deformación plástica).

2.3.3 Tiempo.

Según el sistema internacional de unidades la forma en la que se mide el tiempo son los segundos, denominándose como "s". Otras formas de expresión son los μs , horas,

minutos, etc. En los eventos en donde se quiera medir un intervalo de tiempo se considera un inicio y un final en el intervalo de tiempo que se esté analizando, en donde el tiempo inicial se considera cero ya que es el inicio de la medición y el tiempo final es la duración total del evento (Balthazar P et al., 2015).

$$t_{Inicial} = 0 \quad t_{final} > t_{Inicial} \quad (2.1)$$

2.3.4 Frecuencia.

Usualmente y por definición, la frecuencia se considera como:

$$f = \frac{1}{t} \quad (2.2)$$

En donde f es la frecuencia cuya su unidad son los Hertz y t es el tiempo medido, usualmente en segundos. Una forma más sencilla de comprender esto es que la frecuencia es el número de eventos por unidad de tiempo.

2.3.5 Desplazamiento.

El desplazamiento se considera como una magnitud vectorial ya que en él es necesario considerar la dirección. En otras palabras, el desplazamiento es la diferencia entre la posición inicial y final (Ramón-Suarez, 2009). En la *figura 2.8* se puede observar el comportamiento del desplazamiento.

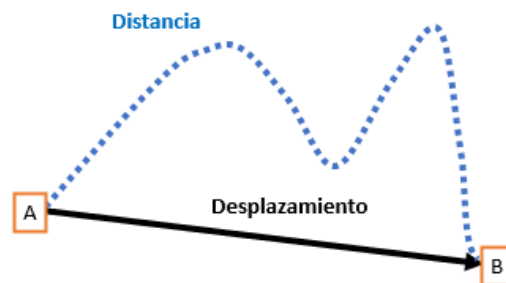


Figura 2.8 Diferencia entre distancia y desplazamiento.

2.4 Cinemática y cinética en el cuerpo humano.

Estos dos campos de estudio aplican directamente en la biomecánica del cuerpo humano, uno describe el movimiento del cuerpo sin buscar la causa de la generación del estímulo (cinemática) y la otra considera la causa del estímulo: propiedades másicas e inerciales (Balthazar et al., 2015; Dufour et al., 2018).

2.4.1 Descripción del sistema musculoesquelético.

Para describir biomecánicamente el sistema musculoesquelético de un humano se considera que éste está constituido por 16 segmentos anatómicos de cuerpo rígido (*figura 2.9*). Además, esta segmentación genera 3 segmentos corporales unidos al tronco: extremidades superiores, extremidades inferiores y segmentos de cuello y cabeza (Rodrigo et al., 2007).

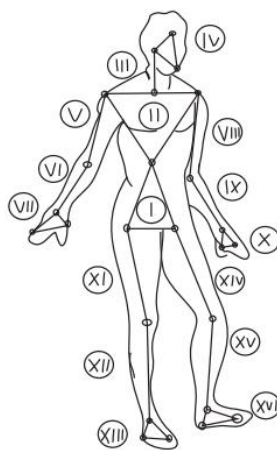


Figura 2.9 Modelo biomecánico de 16 segmentos.

Para poder entender y modelar la dinámica de contracción muscular del sistema esquelético es necesario dividirla en dos: activación y contracción (*figura 2.10*). La dinámica de activación se refiere al tiempo en el que la señal cerebral es captada por el músculo y la dinámica de contracción representa la producción de fuerza muscular (Rodrigo et al., 2007).

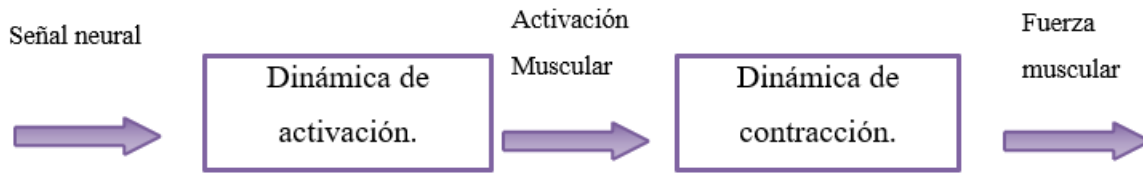


Figura 2.10 Diagrama de la dinámica del sistema musculoesquelético.

2.4.2 Movimiento.

Para poder considerar la existencia de algún movimiento es necesario en primer lugar elegir un punto de referencia en donde el móvil en este punto se le considera en reposo o la consideración del inicio de censado en determinado análisis, en este punto en cualquiera de los casos se considera que el móvil está en posición cero y tiempo cero. Ahora bien, se considera movimiento cuando el móvil cambia de posición con respecto al tiempo tomando un punto de referencia (Balthazar et al., 2015).

2.4.2.1 Movimiento lineal.

También llamado desplazamiento lineal, este tipo de movimiento se refiere al cambio de posición con respecto al desplazamiento del móvil analizado formando una línea recta entre estos dos puntos (Balthazar et al., 2015).

2.4.2.2 Movimiento angular.

Este tipo de movimiento se refiere al tipo de movimiento en el que un segmento del cuerpo se mueve dejando un punto anclado como pivote y otro en movimiento, generando un ángulo con respecto al pivote. Los ejemplos más comunes en el cuerpo humano son los movimientos de flexión y extensión muscular (Ramón-Suarez, 2009).

2.4.2.3 Movimiento mixto.

En términos de biomecánica, el movimiento mixto puede decirse que es el tipo de movimiento que hace el cuerpo humano si no lo segmentamos. Un ejemplo de esto es que, al correr, los músculos de las piernas se flexionan y extienden (movimiento angular) pero el tronco prácticamente se desplaza linealmente (movimiento lineal).

2.5 Variables espacio temporales.

Este tipo de variables se refiere al cambio de posición de un objeto con respecto al tiempo o un marco de referencia. Por ende, existen tres tipos de variables: velocidad, rapidez y aceleración, las cuales pueden considerarse en cualquier tipo de movimiento, usándose específicamente el tipo de análisis que se requiera.

2.5.1 Velocidad.

La velocidad corresponde a una magnitud vectorial ya que en términos prácticos es la diferencia de desplazamiento con respecto al tiempo. La velocidad es medida (en el sistema internacional de unidades) en $\frac{m}{s}$ y cuyas ecuaciones son (Balthazar et al., 2015):

$$v(t) = \frac{x_f - x_i}{t_f - t_i} = \frac{\Delta x}{\Delta t} = \frac{dx}{dt} \quad (2.3)$$

$$v(t) = v_i + \int_0^t a dt \quad (2.4)$$

En la *ecuación 2.3* se comprende el diferencial del desplazamiento en función del tiempo), que es necesario para poder generar la segunda ecuación (*ecuación 2.4*). La segunda ecuación comprende la velocidad de un móvil en cualquier punto del tiempo si se conoce su velocidad inicial y su aceleración.

2.5.2 Rapidez.

Este término se refiere a una magnitud escalar ya que es medida en términos de distancia en donde no importa la dirección del movimiento, solamente el tamaño del movimiento en función del tiempo. La ecuación para el uso de la rapidez queda de la siguiente forma:

$$r = \frac{d_T}{t_T} \quad (2.5)$$

En donde d_T (distancia total) se refiere al total de metros, centímetros o kilómetros desplazados y t_T (tiempo total) se refiere al intervalo de tiempo en el que se hizo todo el

movimiento. En el sistema internacional de unidades, la unidad de la rapidez es $\frac{m}{s}$ (Ramón-Suarez G, 2009).

2.5.3 Aceleración.

Al igual que la velocidad, la aceleración es una magnitud vectorial ya que va en función a la dirección del movimiento. En términos sencillos, la aceleración es el cambio de velocidad de un móvil por unidad de tiempo. Usualmente, es medida en $\frac{m}{s^2}$ y su ecuación es (Balthazar P et al., 2015):

$$a(t) = \frac{v_f - v_i}{t_f - t_i} = \frac{\Delta v}{\Delta t} = \frac{dv}{dt} \quad (2.6)$$

La ecuación 2.5 en términos de simplicidad, comprende el diferencial de la velocidad en función del tiempo en cualquier punto del evento.

2.6 Unidades de medición inercial.

Como se ha mencionado, la inercia es la propiedad que tienen los objetos en oponerse al cambio de velocidad o reposo. Existen dos dispositivos capaces de medir la variación de la aceleración: acelerómetros y giroscopios (Pozo, 2010).

2.6.1 Acelerómetro.

Un acelerómetro es capaz de medir el cambio en la aceleración gravitacional producto del movimiento en tres ejes ortogonales (X-Y-Z). La forma en la que esto se mide es en fuerzas g, donde un g corresponde al valor convencional de la gravedad terrestre ($9.81 \frac{m}{s^2}$) y lo que es censado es la magnitud de aceleración con respecto a la fuerza g (Pozo, 2010). En este sentido, la medición de la aceleración es directamente proporcional al evento que esté pasando; dicho en otras palabras: una aceleración grande corresponde al cambio de velocidad rápidamente, una pequeña significa que la velocidad cambia lentamente o que se está mermando el movimiento y si la aceleración es constante, el evento es constante en velocidad o está reposo (Bouziane, 2009).

Existen cinco tipos de acelerómetros cuya utilidad depende de la necesidad del usuario, siendo estos: capacitivos, piezoeléctricos, piezoresistivos, mecánicos y micromecánicos (MEMS).

2.6.1.1 Acelerómetros Capacitivos.

La tecnología que usa este tipo de acelerómetros se refiere a placas capacitivas internas que se acercan unas a las otras conforme exista un estímulo externo (aceleración). Cuando existe una aceleración, las placas capacitivas internas separadas milimétricamente se acercarán unas con otras dependiendo de la fuerza externa que se genere (aceleración). Los problemas que se generan en este tipo de acelerómetros son: humedad, temperatura, parásitos y el número de placas internas (Bouziane, 2009).

2.6.1.2 Acelerómetros Piezoeléctricos.

Este tipo de acelerómetros captan la vibración generada por el movimiento (aceleración) y esta vibración generará que el piezoeléctrico interno sea comprimido, generando una deformación. Al tener una deformación, sus propiedades eléctricas cambian y este cambio es el registro de la medición del evento. Las desventajas que tiene es el mismo piezoeléctrico en cuestión: la frecuencia de trabajo no debe ser muy elevada o el oscilador de cristal que genera la señal de reloj se romperá y la salida de la señal no tendrá a ser constante debido a la oscilación del cristal (Gallego-Olivares, 2019).

2.6.1.3 Acelerómetros Piezoresistivos.

La captación de la aceleración en este tipo de dispositivo es a través del cambio en el valor resistivo al sufrir una deformación mecánica. Estos dispositivos usan masas suspendidas entre galgas perpendicularmente a cada eje y al ser aceleradas deformarán las galgas y con ello cambiarán el valor resistivo, siendo este proporcional a la aceleración del evento (Bouziane, 2009).

2.6.1.4 Acelerómetros Mecánicos.

En estos dispositivos, su principio de funcionamiento es a través del magnetismo con el cual moverán una masa interna y ésta provocará que un resorte interno se mueva. La fuerza magnética que se ejerce a la masa es proporcional al movimiento de la masa y es censada con el cambio de posición del resorte (Bouziane, 2009).

2.6.1.5 Acelerómetros Micromecánicos (MEMS).

También llamados microsistemas electromecánicos, funcionan a través de la captación de vibraciones mecánicas cuando se genera movimiento. La vibración a su vez provocará que un pequeño resorte interno mueva un peso fijo y que éste a su vez mueva tiras capacitivas generando un cambio de corriente. Este cambio de corriente es proporcional a la aceleración del evento (Gallego-Olivares, 2019).

Todas las señales captadas por un acelerómetro deben ser filtradas para eliminar componentes de CC, sesgos y efectos de descalibración; precisamente esta es una de las principales ventajas de usar este tipo de acelerómetros, se puede agregar directamente filtros, compensación y modos de trabajo a módulo. Como se ha explicado, este tipo de sensor capta la velocidad de la vibración; esto lo hace a través de una técnica llamada “velocidad cuadrática media de la vibración” o Velocidad RMS.

En este sentido, la tecnología MEMS tiene como concepto que la masa suspendida y unida a un resorte sea equivalente a la fuerza que tiene la gravedad (*figura 2.11*). Si se habla de perturbación, se habla de velocidad de vibración. Cuando el sistema es perturbado, la masa se moverá a la dirección del eje y tendrá como respuesta una vibración del resorte y este a su vez moverá las tiras capacitivas, entre más tiras capacitivas se unan más brusco será el movimiento. La elongación del resorte es proporcional a la perturbación del sistema, si hay una perturbación alta, la masa se moverá bruscamente y hará que haya una corriente mayor (al juntar más tiras capacitivas) en esa dirección. Entonces, la velocidad de vibración es la diferencia de la perturbación del sistema con respecto a la masa.

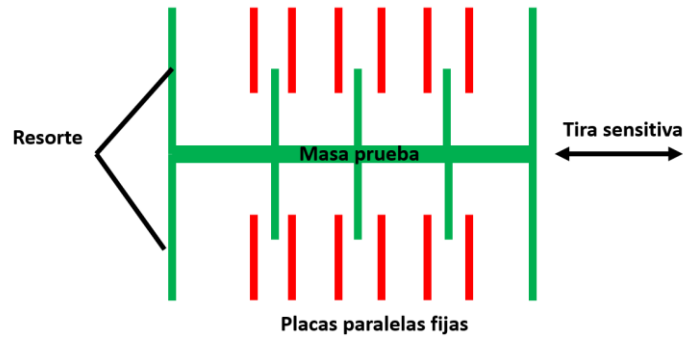


Figura 2.11 Principio de funcionamiento de acelerómetros MEMS.

2.6.1.6 Captación de ángulos en acelerómetro.

Uno de los principales usos de un acelerómetro es para medir el ángulo generado en un momento específico de algún evento. Todos los acelerómetros tienen en común que pueden captar las 3 señales de entrada de cada uno de los ejes de movimiento de cualquier cuerpo. Al generar un movimiento en algún plano: X-Y, X-Z o Y-Z, uno de los 3 ejes arrojará datos constantes ya que este será el que estará referenciado directamente a la gravedad. Al generarse un movimiento en alguno de los planos mencionados, habrá una respuesta de aceleración en estos ejes.

Pondremos un ejemplo en que un movimiento se desarrolló en el plano X-Y, por ende, la gravedad se direccionará hacia abajo del plano (hacia -Y). Otra consideración es que el sistema tiene como respuesta un valor de 100 y 200 unidades en cada una de las componentes del movimiento. En la *figura 2.12* se puede ver el diagrama de cuerpo libre del sistema descrito y se aplica la ecuación de Pitágoras para un triángulo rectángulo.

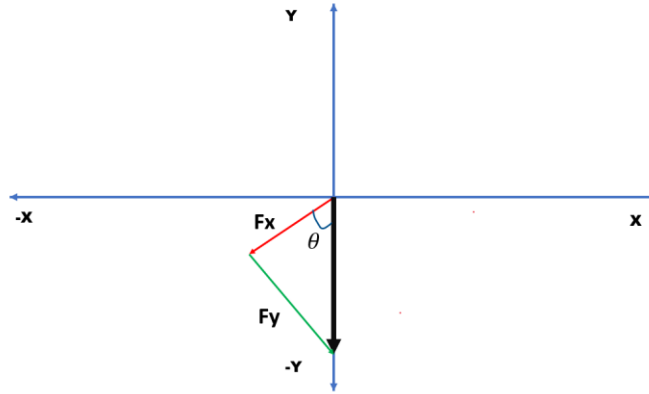


Figura 2.12 Diagrama de cuerpo libre.

$$\tan \theta = \frac{C0}{CA}$$

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{C0}{CA} \right) \quad (2.7)$$

Transpolando el diagrama de cuerpo libre a la ecuación de Pitágoras, tenemos que:

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{Fy}{Fx} \right)$$

$$\theta = \frac{-200}{100} = -63.5^\circ \quad (2.7)$$

Siendo este los grados en los que se generó el movimiento en algún punto del evento. Esta ecuación se debe hacer en algún entorno de desarrollo, ya que directamente el sensor sólo te da las magnitudes de los ejes.

2.7 Hardware.

El sistema de adquisición presente en este trabajo tiene como herramienta base las siguientes etapas de trabajo y dispositivos correspondientes a cada una de ellas. El sistema cuenta con un Arduino nano y un acelerómetro.

2.7.1 Arduino nano.

El Arduino nano es una placa de desarrollo de la marca ARDUINO (figura 2.13), cuyo microcontrolador (MCU) es el Atmega328P y, por ende, las funciones de la placa son

basadas en él. Teniendo 14 pines digitales, 6 análogos y un cristal principal de 16 MHz. Esta placa es muy usada en proyectos de esta índole debido al pequeño tamaño (4.5cm x 1.8cm) y su gran potencia (ARDUINO, 2021).



Figura 2.13 Arduino nano.

2.7.2 Acelerómetro ADXL345.

Este pequeño acelerómetro DIGITAL utiliza la tecnología de tipo MEMS en donde su consumo energético es muy bajo (figura 2.14). El dispositivo mide los 3 ejes posiciones con 13 bits de resolución en cada uno de ellos con una selección de sensibilidad de 2 a 16 g. El sistema puede funcionar con los protocolos de comunicación SPI o I2C.

Este acelerómetro puede medir cambios en angulación desde los 1° en donde su resolución en alto es de hasta 3.9mg. Para la autocorrección de envío de datos usa la tecnología FIFO (First In - First Out), como el nombre menciona el dato que se mide es el que se manda, esto se almacena en un vector de 32 bits en donde posteriormente se enviará el empaquetado de los datos (ANALOG DEVICES, 2015).



Figura 2.14 Figura ilustrativa del acelerómetro ADXL345.

2.8 Entornos de desarrollo.

Un entorno de desarrollo o en inglés IDE (Integrated Development Environment) es una aplicación visual para creación de aplicaciones a partir de componentes. Para que esta pueda ser denominada IDE, necesita tener los siguientes elementos (Ramos I et al., 2000):

- Muestrear los componentes disponibles a través de una paleta de componentes.
- Un editor, en donde se hará la codificación.
- Editores de código y componentes.
- Directorios de código y componentes.
- Acceso a editores, intérpretes, compiladores y depuradores.
- Herramientas de control y gestión de procesos.

2.8.1 Arduino IDE.

Arduino es una plataforma de código abierto para hardware y software. El lenguaje de programación en el que se basa es Wiring: un lenguaje de programación de código abierto especializado en microcontroladores y el software Arduino, basado en Processing (éste a su vez está basado en Java). El IDE de Arduino facilita la estructura de código y la carga en la placa, siendo posible usarlos en cualquier placa Arduino (ARDUINO, 2018). En la *figura 2.15* se muestra el espacio de trabajo del programa.

```
Button Arduino 1.8.17 Hourly Build 2021/09/06 02:33
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda

Button

This example code is in the public domain.

https://www.arduino.cc/en/Tutorial/BuiltInExamples/Button
*/

// constants won't change. They're used here to set pin numbers:
const int buttonPin = 2;    // the number of the pushbutton pin
const int ledPin = 13;     // the number of the LED pin

// variables will change:
int buttonState = 0;       // variable for reading the pushbutton status

void setup() {
  // initialize the LED pin as an output:
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
  // initialize the pushbutton pin as an input:
  pinMode(buttonPin, INPUT);
}

void loop() {
  // read the state of the pushbutton value:
  buttonState = digitalRead(buttonPin);

  // check if the pushbutton is pressed. If it is, the buttonState is HIGH:
  if (buttonState == HIGH) {
    // turn LED on:
    digitalWrite(ledPin, HIGH);
  } else {
    // turn LED off:
    digitalWrite(ledPin, LOW);
  }
}

1 Arduino Mega or Mega 2560, ATmega2560 (Mega 2560) en COM6
```

Figura 2.15 Pantalla de Arduino IDE.

2.8.2 MATLAB.

MATLAB es una IDE para programación y cálculo numérico para el análisis de datos, desarrollo de algoritmos y creación de modelos. El entorno de escritorio en el que está diseñado permite expresar las matrices y arrays directamente. La IDE es desarrollada por profesionales por lo cual, es de confianza en cuanto a resultados. Sus aplicaciones y toolboxes hace que se optimice el trabajo generando un programa en MATLAB, según la necesidad que se desee y/o aplicación seleccionada (MathWorks, 2022). En la *figura 2.16* se observa el espacio de trabajo de Matlab.

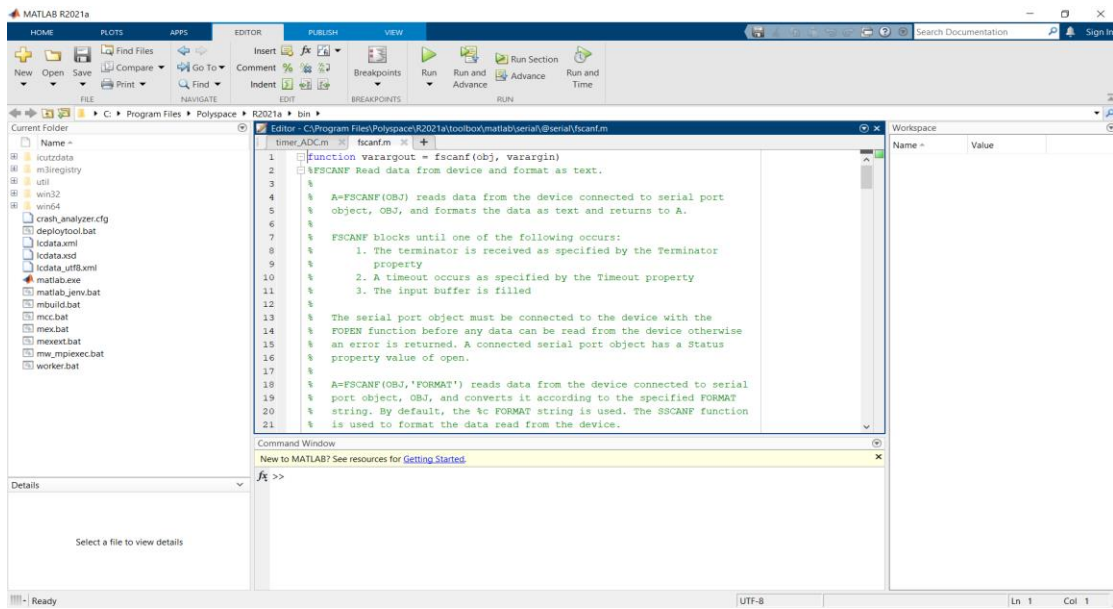


Figura 2.16 Pantalla de MATLAB.

2.8.3 CoolTerm.

CoolTerm es un programa de código libre y gratuito desarrollado por varios programadores para satisfacer necesidades y problemas en desarrollo de instrumentación y programación (figura 2.17). Este programa está escrito en lenguaje Xojo, el cual es de carácter propietario y orientado a objetos, además, la principal característica de este lenguaje es que puede ejecutarse de forma nativa en la mayoría de las plataformas: macOS, Windows, iOS, Linux, Android, Raspberry Pi, etc. CoolTerm es una terminal de puerto serial (no un emulador de puerto) para intercambiar datos entre periféricos y pc conectados por un puerto serial. El programa es capaz de “recolectar” los datos directamente del puerto seleccionado; además de mostrarlos, se puede grabar la adquisición de datos en varios tipos de formatos, el más común de estos: datos tipo txt.

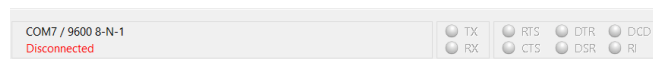
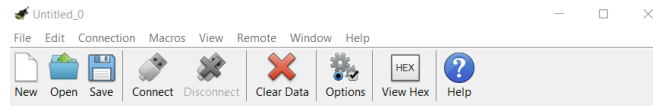


Figura 2.17 Pantalla de CoolTerm.

2.9 Protocolo de comunicación.

Un protocolo de comunicación se puede describir como un conjunto de reglas y señalamientos en la que dos dispositivos pueden recibir o enviar información entre ellos, ya sea remotamente por radiofrecuencias o físicamente por medio de cables (Carletti, 2007).

2.9.1 Protocolo I2C

El protocolo de comunicación I2C permite un envío y recepción rápido entre varios elementos con solo dos líneas de señal, con una velocidad de traslado de alrededor de 100 KB/s. Este protocolo se caracteriza por su comunicación síncrona en la que la señal de reloj sincroniza el envío y recepción de datos. Las líneas de señal son:

- SCL (System Clock): Señal de reloj que sincroniza el bus.
- SDA (System Data): Señal de envío de datos.

Otra de las características del protocolo es considerar la idea de comunicación maestro-esclavo, en donde el maestro genera la condición de inicio: poniendo en alto y bajo la señal de envío (SDA). Siendo el primer envío la condición que inicializa al esclavo (dirección del dispositivo) y posteriormente, el esclavo manda una señal de aceptación para que el maestro se ponga en estado de lectura o escritura. En la *figura 2.18* se puede apreciar

el control de envío de datos, la señal SCL es constante y de 8 bits, los bits que se envíen en señal SDA están sincronizados con la señal reloj, el envío del bit ACK es la activación de envío de datos, el bit R/W es el bit de lectura-escritura y los bits A6-A0 la información (Carletti, 2007).

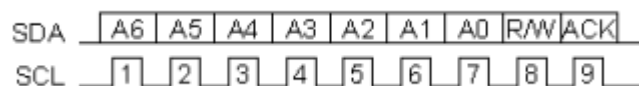


Figura 2.18 Bits de comunicación entre las dos señales de control del I2C.

2.10 Procesamiento digital de señales.

Una señal puede ser definida como una cantidad física variante en el tiempo, espacio o cualquier variable o variables independientes. La forma en la que se representa una señal matemáticamente hablando es por medio de funciones de una o más variables, ya sean vectoriales o escalares. La forma más sencilla de definir lo que es un procesamiento de señales puede ser el proceso de modificación de una señal en un sistema, en donde se destacarán o suprimirá características esenciales o especiales para la aplicación y/o investigación.

La mayoría de las señales en la vida cotidiana, ciencia e ingeniería son de naturaleza analógica, en otras palabras, tienen variables independientes a la función, valores continuos y matemáticamente son mapeadas en valores reales. Este tipo de señales pueden ser filtradas y analizadas únicamente de forma analógica esto hablando en términos de procesamiento analógico, donde la forma en la que esto se puede hacer es con filtros pasivos y analizadores de frecuencia.

Cuando es necesario obtener características o una parte de la señal sin filtros pasivos y que pueda ser observable en algún dispositivo o monitor. Esto es logrado con el procesamiento digital de señales.

El procesamiento digital de señales está compuesto por diferentes etapas (*figura 2.19*). La primera etapa es la adquisición de la señal analógica en un sistema y convertirla a una señal digital), a esto se le llama conversión analógica-digital (A/D). En esta etapa, un sensor captará señales del exterior y las mandará a un microcontrolador que éste a su vez las almacenará, muestreará o enviará digitalmente.

El siguiente paso, es el procesamiento en cual un software de análisis hará lo que se desee con el empaquetado de datos (muestras de señal por unidad de tiempo). Por ejemplo, sacar sus características, su frecuencia media, hacer filtros digitales a la señal, fraccionar la señal, eliminar ruido, etc. Esto sólo se considera un medio, el fin es usar esta información para medir, categorizar, observar comportamientos similares entre señales, etc.

El último paso, que no siempre es necesario (dependiendo de la función del sistema) es la parte de conversión digital-analógico (D/A), en ella la señal procesada, cambiará a una señal de salida analógica. Un ejemplo de este paso es la escritura del comportamiento de las fases cardíacas en un electrocardiograma (Alvarado-Moya, 2006).

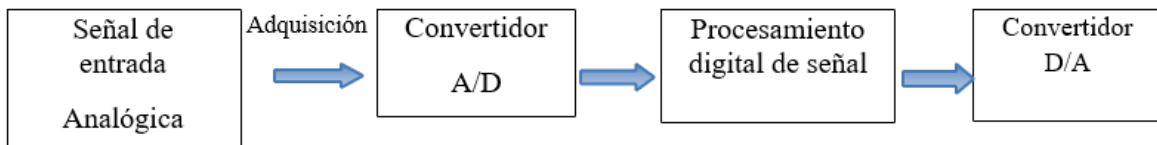


Figura 2.19 Etapas en el procesamiento digital de señales

2.10.1 Frecuencia de muestreo.

Una frecuencia de muestreo consiste en mantener la adquisición de datos en el mismo intervalo de tiempo de una señal continua en el tiempo, la expresión de muestreo periódico se describe matemáticamente de la forma:

$$x(n) = x_a(nT), \quad -\infty < n < \infty \quad (2.8)$$

Donde $x(n)$ es la señal obtenida, $x_a(t)$ la señal analógica por unidad de tiempo y nT son las veces que una muestra sucede en un intervalo de tiempo (Proakis et al., 2007).

2.10.1.1 Teorema de Nyquist.

El teorema de muestreo de Nyquist explica que la frecuencia de muestreo (f_s) debe ser mayor que el doble de la frecuencia más alta medida en la señal de entrada (f_N). Si la señal de entrada es adquirida con la misma frecuencia que con la que se genera, al reconstruir

la señal se verá como una señal lineal; si la señal de entrada es adquirida con una frecuencia de menor al doble, la señal se deformará generando un Aliasing (Proakis et al., 2007).

$$f_s > 2 * f_N \quad (2.9)$$

2.10.1.2 Aliasing

Un Aliasing es el resultado de una mala reconstrucción de señal al momento de adquirirla y muestras con una frecuencia menor a la de la frecuencia de Nyquist (*figura 2.20*), haciendo que las frecuencias menores a la de la de señal de entrada se una a la señal reconstruida y deforme la señal (Proakis et al., 2007).

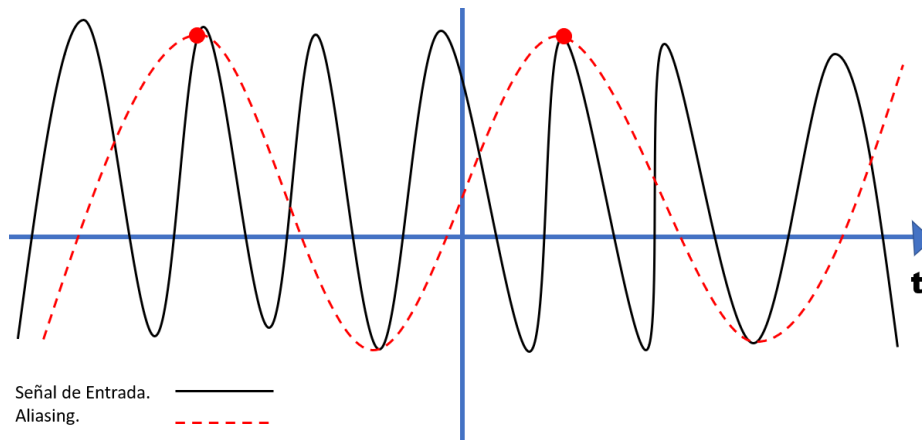


Figura 2.20 Representación de Aliasing.

2.10.2 Filtrado Digital.

Un filtro se describe como un sistema, algoritmo o dispositivo que discrimina el rango en la entrada de una señal. Esto se hace sólo para registrar los valores de salida que sirvan o se quieran analizar en su momento. En términos de un sistema lineal invariable en el tiempo, el espectro de frecuencia será modificado selectivamente en la señal: filtrar frecuencia (Proakis et al., 2007).

2.10.2.1 Filtro ideal.

Los filtros son clasificados según el dominio de la frecuencia que dejará pasar; el filtro pasa bajas sólo deja pasar frecuencia por debajo de su frecuencia de corte establecida; el filtro pasa altas deja pasar frecuencias por encima de su frecuencia de corte; el filtro pasa

banda deja pasar frecuencias en un intervalo de frecuencias dadas (como si fuese un pasa altas y pasa bajas al mismo tiempo); el filtro de banda eliminada suprime un intervalo de frecuencias; por último, el pasa todo deja pasar toda la amplitud de la frecuencia.

Las características principales de los filtros ideales es que su ganancia es constante y tienen una respuesta de fase lineal, queriendo decir que la salida del filtro es una salida retardada y seleccionada en cuanto a amplitud: no presenta distorsión ni cambio de escala en su amplitud de señal (Proakis et al., 2007).

2.10.2.2 Filtro RLS.

Este filtro se considera como un filtro de estimación, ya que estima el valor próximo en cada una de las muestras que se hacen. Para la descripción y comportamiento del filtro hablando matemáticamente se infiere que $z(n)$ es la señal medida, formada por una señal de entrada x sin ruido y elementos de datos basura inmersos en la señal $v(n)$. Además, el sensor genera una señal $H^T(n)$ refiriéndose a que se considera una señal de ganancia y control de orden (función de transferencia). Entonces, la ecuación puede escribirse como:

$$z(n) = H^T(n)x + v(n) \quad (2.10)$$

Ahora, considerando que la recepción de datos se hace en tiempo real, que se estima una minimización en el error de la función y que la forma en la que se escribe se desarrolla buscando la forma recursiva. La expresión puede ser escrita de la forma (Pérez-Ramirez et al., 2014):

$$\hat{x}(N) = \hat{x}(N - 1) + P(N)H(N)(z(N) + H^T(N)\hat{x}(N - 1)) \quad (2.11)$$

Si bien, esta implementación tiene un carácter de filtro, se desea saber el valor de la siguiente iteración para proporcionar una estimación del resultado en la iteración. Usando las propiedades de recursividad se puede expresar la función de activación de RLS como:

$$\hat{x}(N + 1) = \hat{x}(N) + P(N + 1)H(N + 1)(z(N + 1) + H^T(N + 1)\hat{x}(N)) \quad (2.12)$$

El problema en la mayoría de los filtros es su fragilidad en su performance que esto en su mayoría es comprometido en la corrección de la salida. El filtro RLS se considera como un filtro lineal: las muestras se guardan una a una, corrigiendo la salida uno a uno sin comprometer el performance. Por esto, se puede considerar que el impacto de la respuesta al ruido es constante siendo así, se puede describir la ecuación del filtro RLS en términos en los que exista un factor de ganancia estático (Pérez-Ramírez et al., 2014):

$$\hat{x}(N + 1) = \hat{x}(N) + \frac{1}{t + 1} (z(N + 1) - \hat{x}(N)) \quad (2.13)$$

En donde $\hat{x}(N + 1)$ es el valor filtrado, $\hat{x}(N)$ es el valor anterior filtrado, el valor de ganancia estática es $\frac{1}{t+1}$ y $(N + 1)$ es la señal de acondicionamiento o memoria del filtro.

El factor de ganancia estático para términos de ahorro de recursos va en orden de potencias de 2, debido a que las elevaciones potenciales del número dos generan el comportamiento de los sistemas de software (bits). De manera general, el filtro actúa siguiendo este orden de actuación:

1. Llega una nueva muestra y ésta es restada al bloque de retardo (memoria).
2. El resultado de la resta se multiplica por el factor de ganancia estático.
3. Se suma el valor filtrado anterior con el resultado del punto número 2.
4. El bloque de retardo actualizará el valor cada vez que haya una nueva muestra.

2.10.2.3 Banda de paso y banda de supresión.

El concepto de banda de paso y supresión se refiere a la frecuencia que deja pasar un filtro y la que no. La banda de paso tiene una ganancia unitaria y no hay alteración en su fase, mientras que en la de supresión su ganancia es de cero: su atenuación es cero. En un filtro ideal se considera que, en la frecuencia de corte, no hay un cambio abrupto, simplemente se interrumpe la frecuencia. En realidad, en un filtro ideal, entre la banda de paso y banda de supresión, existe una más llamada banda de transición (*figura 2.21*): en esta parte la frecuencia se estabiliza hasta que se suprime (Proakis et al., 2007).

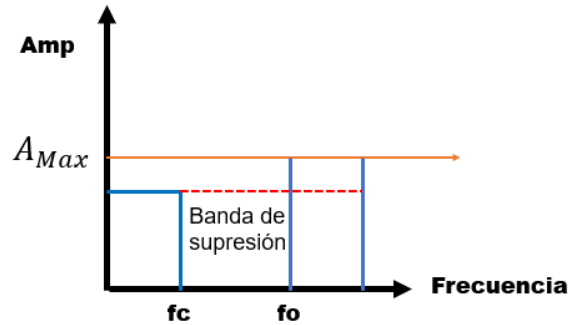


Figura 2.21 Banda de supresión.

2.10.3 Valor RMS.

De su acrónimo en inglés “root mean square”, el valor RMS o valor cuadrático medio es una magnitud eléctrica con la que se mide señales analógicas en un periodo de tiempo y cuya ecuación:

$$v_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} v^2(t) dt} \quad \text{En donde } T \text{ es el periodo} \quad (2.14)$$

2.10.3.1 Aceleración RMS

La aceleración es una magnitud vectorial, por lo tanto, tiene dirección y sentido. Al moverse un cuerpo o parte de él, este generará una aceleración con sentido al movimiento y con una magnitud equivalente al tamaño de la aceleración. Al iniciar el movimiento, la aceleración aumenta y cuando disminuye desacelera, generando con esto una onda. La aceleración RMS es la equivalencia entre aceleración y desaceleración constante, dicho en otras palabras, es el valor promedio de la aceleración y desaceleración de un evento por unidad de tiempo (Alcalde-San Miguel, 2014).

3. Metodología.

En este capítulo se detalla los pasos requeridos para el desarrollo de la investigación, en donde se presenta desde el diseño del sistema hasta el procesamiento de los datos obtenidos.

3.1 Planteamiento del problema.

En este capítulo se tomarán los aspectos del cómo se abordó el problema y como se resolvió usando técnicas, instrumentación y análisis correspondientes para obtener los resultados en las pruebas (metodología.) A continuación, en la figura 3.1 se describe la resolución del problema en diagrama de bloques.



Figura 3.1 Planteamiento general de metodología.

3.1.1 Análisis cuantitativo del movimiento.

Existen dos formas de analizar un gesto biomecánico: cuantitativa o cualitativamente (tabla 3.1). En la primera y en la que se centra esta tesis, es la forma de analizar un gesto motor únicamente teniendo en cuenta números y variables: no importa como se hizo el movimiento, sólo los valores numéricos (valores inerciales) que generó el movimiento. En la segunda forma de análisis a diferencia de la primera, le interesa el cómo fue el gesto motor y no tanto la cuantización de valores inerciales, en esta forma de análisis se busca abordar el porqué de los valores inerciales y pretende analizar la técnica del gesto motor.

ANÁLISIS CUANTITATIVO.	ANÁLISIS CUALITATIVO.
Valores Continuos	Valores ordinales: poco-mucho.
Valores discretos	Valores nominales: si-no.

Determinación de propiedades en una muestra de datos.	Describir y entender el movimiento o gesto motor.
Analizar los datos del gesto motor, no al paciente o gesto.	Analiza tendencias o mala generación del movimiento (técnica).

Tabla 3.1 Diferencias entre análisis cuantitativo y cualitativo.

Como es mencionado, este trabajo se centrará en el análisis cuantitativo de una patada de taekwondo obteniendo los resultados del movimiento a través de la aceleración generada en la patada en cada uno de los vectores X-Y-Z generados en el plano cartesiano (valores discretos) por un acelerómetro y al ser adquiridos, posteriormente serán procesados.

3.1.2 Variables de interés e interpretación.

En este trabajo la principal variable de interés es la aceleración obtenida en cada uno de los vectores al usar el sistema. Esta variable es de carácter discreto y con ella se podrá analizar las propiedades de la muestra de datos. La aceleración en primera instancia mostrará el comportamiento del movimiento. Así mismo, si la integramos, se observará el comportamiento de velocidad. Por último, se volverá a integrar para conocer el desplazamiento del movimiento.

3.2 Colocación del sistema.

Una de las partes más importantes en biomecánica es comprender el gesto motor y buscar una estrategia de cómo y qué se busca encontrar en el análisis. Teniendo en cuenta que este proyecto es un sistema de medición inercial usando un acelerómetro, se infiere que el proyecto analiza el movimiento desde la perspectiva cuantitativa.

Para la colocación de algún sensor o hacer uso de alguna técnica de adquisición de señales en la biomecánica del cuerpo humano se necesita tener como punto de partida el uso de algún modelo en el que se considere al cuerpo humano como un sistema que posea cuerpos rígidos (huesos) y partes móviles (articulaciones). En este caso se usa el modelo de 16 segmentos citado por Silvia E. Rodrigo; en el cual uno de los puntos articulares se usa para colocar un marcador en una zona de análisis. Teniendo esto en cuenta, y si el interés es la medición del gesto motor en una cadena cinemática, se coloca el sensor inercial cerca de la

articulación que recibe la suma de fuerzas final del movimiento. Este proyecto está diseñado para medir aceleraciones, ángulos y velocidad, la colocación de este depende de lo que se quiera analizar.

El sistema se usó para medir el movimiento de una patada de taekwondo. En este caso, se debe colocar el sensor entre 3 y 5 cm arriba de la zona articular (tobillo) y fijarlo de tal forma que en estado estático busque que alguno de los ejes X-Y-Z estén perpendiculares al suelo generando la medición de la gravedad en la orientación en la que esté el sensor.

Para colocar el dispositivo a la pierna del sujeto de prueba se usó velcro, de tal forma que la posición en la que el acelerómetro quedó orientado fue con el eje X paralelo al suelo (X negativa). Esto se debe principalmente por el diseño del sistema y para que los sujetos de prueba se sientan lo más cómodos posibles con el uso del dispositivo. En la *figura 3.2* se puede observar las orientaciones estáticas del acelerómetro, la colocación depende del eje que se desee colocar perpendicularmente con el suelo, así mismo en la *figura 3.2* se puede ver cuál fue la orientación que se utilizó en el diseño del sistema.

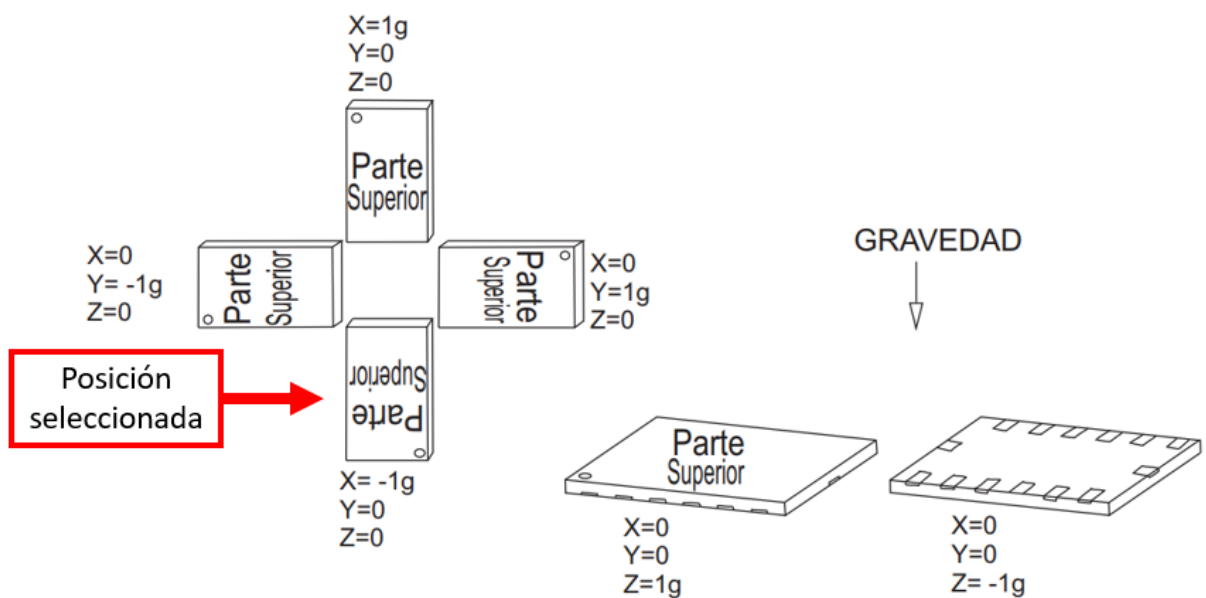


Figura 3.2 Orientación y respuesta de salida estática.

3.3 Adquisición de datos.

La adquisición de datos es obtenida gracias a un acelerómetro y una placa con un microcontrolador. El sistema adquiere las 3 aceleraciones de los correspondientes ejes

posicionales (X-Y-Z) para su posterior procesamiento y análisis. El sistema generará una forma de cuantificar el movimiento y con esto ver el progreso del participante en ambientes de poco control y con poco uso de recursos materiales y de software.

3.3.1 Instrumentación.

La primer parte que se aborda cuando existe el desarrollo tecnológico es la creación del medio para obtener los datos con los cuales se tendrá que trabajar. En este caso, la adquisición de variables analógicas (aceleraciones) son obtenidas con un acelerómetro digital ADXL345 que, a su vez, es controlado por una placa Arduino nano la cual estará conectada a una computadora para alimentarse y enviar los datos obtenidos a través de vía USB. En la *figura 3.3* se puede observar el diagrama esquemático del sistema el cuál será el medio para la obtención de datos.

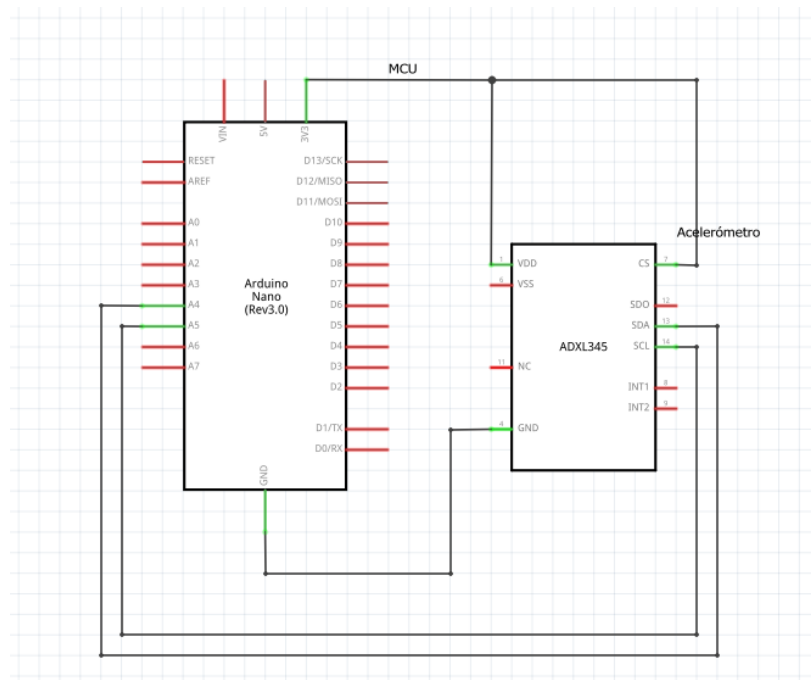


Figura 3.3 Diseño esquemático del sistema de adquisición.

3.3.1.1 Arduino Nano.

La tarjeta desarrollo que se usa para el control del acelerómetro, así como dispositivo que se comunica directamente con la computadora es la placa Arduino Nano que tiene el microcontrolador (MCU) ATmega328P inmerso en ella. Esta tarjeta de desarrollo es capaz

de recibir y enviar datos directamente al maestro, en este caso la computadora. Además, la tarjeta de desarrollo es alimentada con el puerto USB de la computadora y a su vez, la tarjeta de desarrollo alimenta el acelerómetro para la obtención de datos.

La forma en la que están conectados es por el protocolo de comunicación I2C que es usado en este sistema. La alimentación de la placa Arduino va desde los 3.3V hasta los 12V, siendo lo más estable entre 5 y 9V. El protocolo USB está diseñado para enviar una alimentación constante de 5V, por ende, la alimentación de la tarjeta es estable en todo momento. El encapsulado del acelerómetro trabaja con 3.3V por eso es conectado a la salida de 3.3V del Arduino.

El protocolo de comunicación I2C señala que es necesario tener 2 pines de comunicación, en esta estructura de comunicación SDA y SCL deben ser A4 y A5 respectivamente. Estas conexiones pueden ser cambiadas dependiendo de la programación de los registros del MCU.

3.3.1.2 Sensor – Acelerómetro ADXL345.

El ADXL345 es un sistema de adquisición digital en el que se adquiere simultáneamente 3 valores de aceleración en sus correspondientes ejes vectoriales del plano X-Y-Z. La tecnología FIFO y la autocorrección de errores del sensor hace que los datos se adquieran y se envíen al Arduino de forma de un empaquetado de tres valores por unidades de frecuencia de muestreo (800 Hz).

3.3.2 Software.

Este sistema necesita dos softwares para la adquisición: Arduino IDE y CoolTerm. Con el primero se programará el acelerómetro y con el segundo, se adquirirán los datos enviados por el Arduino al puerto serial de comunicación en que esté conectado.

3.3.2.1 Arduino IDE.

Para la programación del sistema se utiliza el IDE de Arduino en donde el acelerómetro y MCU son programados para la aplicación. Para la programación del acelerómetro dentro del IDE se establece la sensibilidad del acelerómetro en 4g y una frecuencia de muestreo de 800Hz. Así mismo, la comunicación serial del Arduino Nano con la computadora se establece a 115200 baudios. Se configura para que el sistema esté

escribiendo lo adquirido sin parar y los valores de aceleración de los ejes del plano sean escritos en el orden: X-Y-Z.

3.3.2.2 CoolTerm.

CoolTerm es una aplicación de adquisición de datos entre periféricos al puerto serial de la computadora. En este trabajo, la adquisición se hace en tiempo real, por ende, se necesita que la comunicación sea en tiempo real. El software hace que se muestren los datos que está arrojando Arduino y se adquieren cuando se indica en el programa, así mismo, se detiene cuando el usuario lo decide. La forma en que se adquieren los datos es una matriz de 3 por el número de muestras que el usuario asigne (inicio y final del movimiento); en donde la primera columna refiere a los datos obtenidos en X, la segunda Y, por último, Z (*figura 3.4*). Al terminar la adquisición, esta se guarda como un archivo txt para posteriormente ser procesados en Matlab.

vx_1	vy_1	vz_1
vx_2	vy_2	vz_2
vx_3	vy_3	vz_3
...
vx_n	vy_n	vz_n

Figura 3.4 Esquemmatización de la generación de la matriz de adquisición.

3.4 Procesamiento digital de señales.

Las señales obtenidas originalmente, tienen ruido y un comportamiento brusco entre muestra y muestra debido a las oscilaciones generadas entre ellas, por esto se necesita filtrar la señal original para tener una señal más limpia eliminando datos residuales de ruido y oscilaciones abruptas.

3.4.1 Filtrado digital.

Se le llama filtrado digital al conjunto de técnicas usadas para eliminar datos de la señal, las cuales pueden considerarse ruido, oscilación o características no necesarias en el proyecto. Existe una gran variedad de técnicas de filtrado digital y cada una de ellas sirve

con un propósito en particular, en este caso, usaremos el filtro “Recursive Least Squares (RLS)” o en español “mínimos cuadrados recursivos”.

La elección de este filtro es debido a que compensa la variación y oscilación mecánica que afecta la amplitud de salida (discontinuidad) que se genera dentro del acelerómetro ADXL345. EL filtro RLS se describe también como un estimador, por lo que es ideal para aplicarse en un sistema que no posee un modelo predefinido.

En esta aplicación se usa un factor de ganancia estático de 8 para la creación de un filtro RLS, en donde se describe como una fracción $1/8$. La elección de los factores de ganancia se hace de forma visual y respetando las potencias de 2 (Pérez-Ramírez et al., 2014); se busca que la señal original tenga menos ruido y oscilaciones abruptas, pero sin forzar el comportamiento de la señal para que no genere un sesgo. Al modificar el factor de ganancia aumentándolo, el filtro se comporta más insensible a las variaciones de la señal; suavizando más la señal haciendo que se pierdan valores entre muestra y muestra.

Se implementó un algoritmo en Matlab para generar un filtro RLS, este proceso se realizó para cada una de las componentes X-Y-Z haciendo una señal más suavizada para cada uno, eliminando datos basura inmersos en la señal original. Como se expresa con anterioridad, cada muestra se filtra una a una, por ende, el tamaño del vector de entrada es el mismo que el de salida. Posterior a esto, se grafica el resultado de vector filtrado para observar la efectividad del filtro.

3.4.2 Obtención de la velocidad.

Los valores de aceleración en cada uno de los ejes posicionales se les considera una magnitud vectorial. Sabiendo que la aceleración es la derivada de la velocidad y que el proceso contrario a la derivación es la integración; la forma en la que se puede obtener la velocidad en un sistema teniendo su aceleración es integrando a ésta.

En este proyecto se integra la aceleración en cada uno de los ejes muestra a muestra para posteriormente obtener su velocidad muestra a muestra. Para esto, se usa Matlab y en él, se usó la forma tradicional de integración y a cada muestra se multiplicó por $9.81/800$ en donde el denominador es la frecuencia de muestreo y el numerador es el valor gravedad esto se hace para escalar el resultado a la frecuencia de muestreo y que la señal quede en términos de metros sobre segundo.

Por último, se grafica la velocidad en Matlab para cada uno de los ejes vectoriales del plano para su mejor interpretación y análisis. Estas tres gráficas generan una forma de analizar el gesto motor cuantitativamente, pero de una forma visual. La relación entre el ascenso y descenso de la gráfica depende del incremento de velocidad, por ende, de la aceleración.

3.4.3 Obtención del desplazamiento.

En términos matemáticos, el desplazamiento se refiere a la segunda integración de la aceleración con respecto al tiempo. Hay que recordar que este proyecto es de carácter cuantitativo, no cualitativo, sólo nos interesa la cantidad desplazamiento como tal, no la forma en la que se desarrolló el movimiento.

Se integra la velocidad usando Matlab con la forma tradicional al vector de velocidad, dato a dato; así mismo, se multiplica por $1/800$ para que se escale a la frecuencia de muestreo. Esto se hace con cada una de las componentes ejes vectoriales del plano X-Y-Z obteniendo tres vectores cuyos resultados son graficados en Matlab.

3.4.4 Interpretación de planos.

Para la interpretación de cada movimiento, se debe categorizar cuál es el plano en el que se esté desarrollando. El sistema está hecho para que X sea quien mide directamente la gravedad haciendo que el plano tridimensional quede de la forma mostrada en la *figura 3.5*.

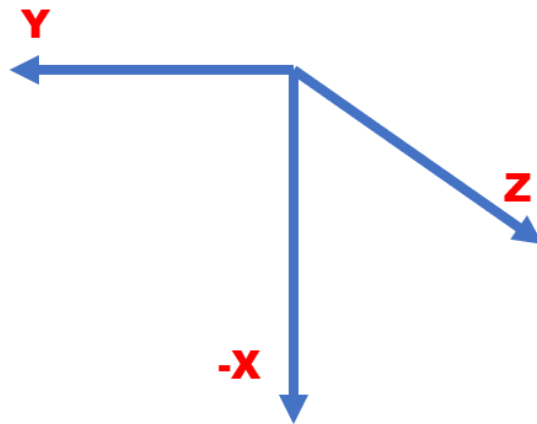


Figura 3.5 Plano tridimensional del dispositivo.

3.4.4.1 Plano del movimiento.

En este caso de estudio el movimiento se desarrolla en el plano transversal del cuerpo pudiendo ser interpretado también según la figura 3.5 como un plano Z-Y. En la tabla 2.1 se observan que tipo de movimientos se genera en cada plano, teniendo en cuenta que el tipo de patada que se está efectuando es rotatoria y al observar la tabla, se concluye que efectivamente estamos en ese plano anatómico; en el plano transversal es donde se generan las rotaciones.

4. Resultados.

Dentro de este capítulo se muestran los resultados obtenidos a partir del uso de la metodología propuesta y descrita.

4.1 Adquisición de señal.

En esta sección se explican las diferentes etapas que se tuvieron que llevar a cabo para la adquisición de la aceleración por parte del ADXL345, la cual fue digitalizada y enviada por el Arduino nano al pc a través de un cable USB.

La sección consta de tres subsecciones para llevar a cabo el desarrollo del proyecto. En la primera, se buscó una forma en la que la orientación del sensor (acelerómetro) diera los mejores resultados, así como la forma en la que mejor se adaptara al tobillo, en la *figura 4.1* se observa la colocación final del sistema. La segunda parte, explica cómo es que se adquirió la matriz de datos usando la herramienta de CoolTerm y los protocolos de comunicación involucrados en la implementación del sistema. Por último, se explica la forma en la que se importaron los datos a Matlab para posteriormente realizar el apropiado procesamiento de datos y ser graficados.



Figura 4.1 Primer prueba de colocación de sensor.

4.1.1 Colocación de sensor.

El sensor se colocó de tal forma en la que el movimiento del participante no fuera comprometido y en el que el eje X positivo estuviera al suelo, siendo éste el que absorba el vector de la gravedad. Así mismo, el sensor está inmerso en una carcasa de plástico y abrochada con velcro, esta puede ser observada en la *figura 4.2*; esto hace que haya mejor sujeción al tobillo del participante y que el sensor no esté en contacto directo con la piel, evitando impedancia y humedad.

Así mismo, la estabilidad del cable USB con el PC no es comprometida haciendo que no haya falsos entre los jalones hechos por el movimiento. En la *figura 4.1* podemos observar la colocación final del sistema en el tobillo del participante, se observa cómo es que todo el módulo está inmerso en el tobillo y como éste está en el tobillo.



Figura 4.2 Carcasa plástica del sensor.

4.1.2 Adquisición de datos.

Los datos fueron adquiridos de manera digital y enviados por protocolo I2C desde el acelerómetro hasta el Arduino Nano, posteriormente usando un cable USB se envió los datos del Arduino Nano hasta el pc por protocolo SPI. Dentro del pc, se usó el programa CoolTerm para ver y adquirir los datos en tiempo real como se fue especificado en el apartado 3.3.2. La

forma en que el programa CoolTerm es capaz de grabar los datos es en formato txt el cual, fue importado hasta Matlab.

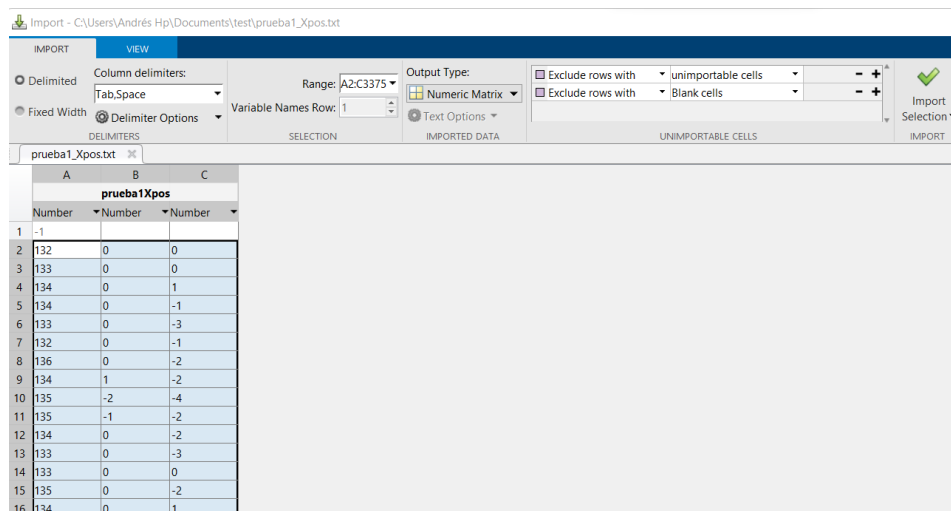
En la *figura 3.4* se puede observar cómo es que se genera la matriz de datos la cual, es un ejemplo real del muestreo y adquisición de datos desde el programa CoolTerm hasta la obtención de la grabación del evento. Se muestra que se adquiere una matriz de $n \times 3$ en donde la primera columna corresponde al vector de datos en X, el segundo a Y, por último, Z. El tamaño de la matriz depende de la duración del evento en términos de inicio y detención de “grabar” en el programa CoolTerm.

La forma en la que se guardan los datos al empezar la adquisición en el programa es con la herramienta de “START”, en donde el sistema empieza a guardar datos hasta que se detenga o se desconecta la conexión con el puerto serial. Cuando se detiene la grabación, se guarda el archivo txt.

4.1.3 Importación y graficado de señal original

Se importa el archivo txt a Matlab haciendo que Matlab lo interprete como una matriz numérica y con las etiquetas de tabla y espacio en la parte superior izquierda, con esto se logra que se identifique que hay 3 vectores dentro de la matriz. Matlab guarda el resultado como una matriz $n \times 3$ con la que se trabaja. Esto se puede observar en la *figura 4.4*.

En la *figura 4.5* se muestra el valor gráfico en Matlab de una de las pruebas sin pasar por ningún tipo de procesamiento o filtrado. Se observa una señal contaminada, no escalada y con muchas oscilaciones mecánicas que entorpece la visualización y análisis del gesto.



	A	B	C
	prueba1Xpos		
	Number	Number	Number
1	-1		
2	132	0	0
3	133	0	0
4	134	0	1
5	134	0	-1
6	133	0	-3
7	132	0	-1
8	136	0	-2
9	134	1	-2
10	135	-2	-4
11	135	-1	-2
12	134	0	-2
13	133	0	-3
14	133	0	0
15	135	0	-2
16	134	0	1

Figura 4.3 Pantalla de importación de datos del PC a Matlab.

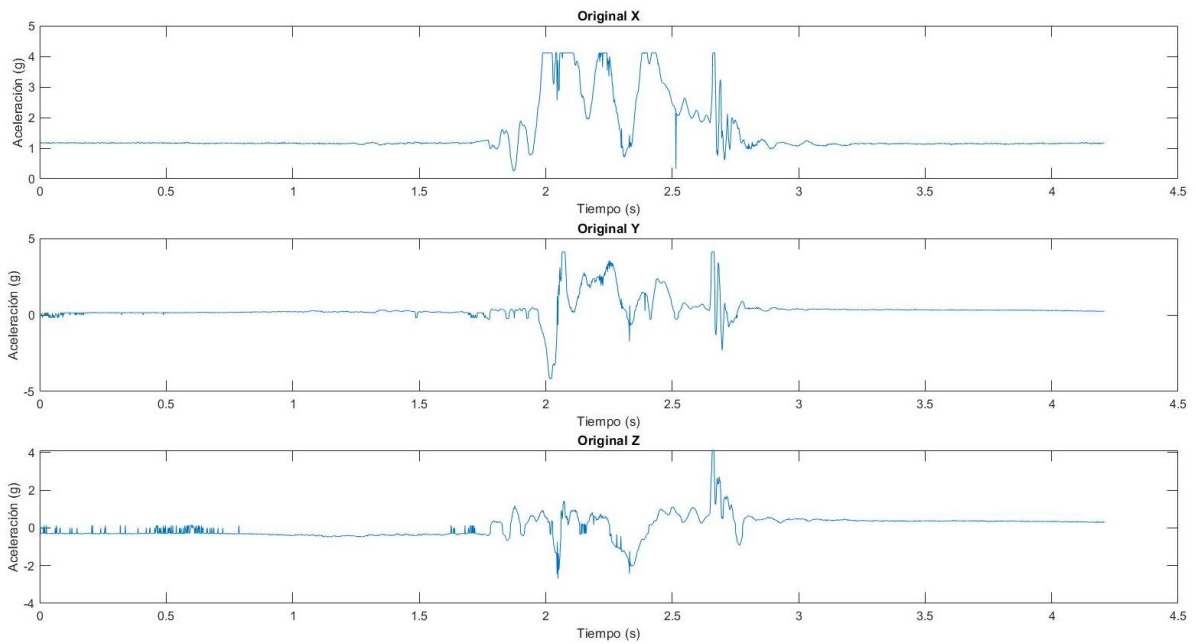


Figura 4.4 Señal original de los vectores X-Y-Z.

4.2 Filtrado de señal.

El filtrado de la señal se llevó a cabo en 3 etapas (figura 4.6), la primera consiste en eliminar la componente de DC, la segunda un filtro pasa altas para el escalamiento y eliminación de datos innecesarios de la señal y, por último, la aplicación de un filtro RLS para el alisado de la señal.

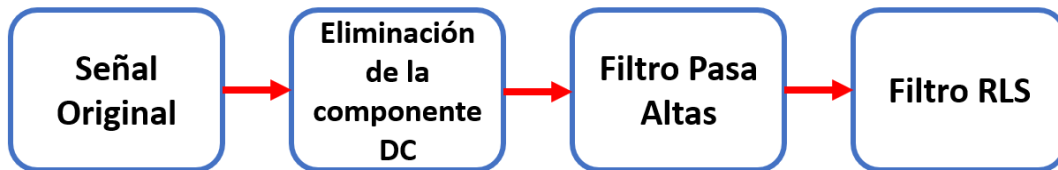


Figura 4.5 Diagrama esquemático del filtrado de la señal.

4.2.1 Eliminación de componente DC.

El DC offset es también denominado “desplazamiento de corriente continua” y en una forma general de ver el suceso se puede decir que, si multiplicas un número por una señal de amplitud escalada, esto se verá reflejado en la señal; haciendo que la señal suba o baja y

con ello que cada una de las muestras adquiera error. La forma en la que se puede observar el comportamiento del componente DC en una señal es si la vemos como una ecuación exponencial en donde cada uno de los errores se van sumando uno tras otro generando que la naturaleza de la señal quede comprometida, asemejándose más una estructura exponencial (Venkatesh K et al., 2012).

La componente DC genera un error entre muestra y muestra; en el inicio de cualquier medición se genera un sobre impulso que multiplica a la entrada de la señal y este error se estará sumando en cada muestra. Uno de los principales “efectos” es que la señal se “sube o baja” haciendo que los valores estén sobre escalados. La forma en la que se eliminó esta componente es con la técnica de ponderación del error de mínimos que no es más que sacar la media del vector y restarla muestra a muestra. Esto provoca que se elimine el error de offset (DC) y que la salida se escale lo más cercano al 0 en el inicio del vector de muestras: vectores X-Y-Z de aceleración (Eisa Amir et al., 2008).

La eliminación de la componente de DC hace que se elimine el error entre muestra y muestra que se va sumando. Esto provoca que se elimine el sesgo en la señal y ésta se quede con un valor real sin la suma escalar anexado en cada muestra. En la *figura 4.7* se muestra como se ve la señal ya con la eliminación del componente DC, a simple vista esto no es muy perceptible, pero se puede observar pequeños cambios en el escalamiento y amplitud de la señal, esto es debido a que se eliminó el error entre cada muestra.

La *ecuación 4.1* se usa como ejemplo y esquematización para la elaboración del código que es capaz de eliminar la componente DC del sistema.

$$\text{Valor filtrado} = \text{Señal Original} - \text{media de Señal Original} \quad (4.1)$$

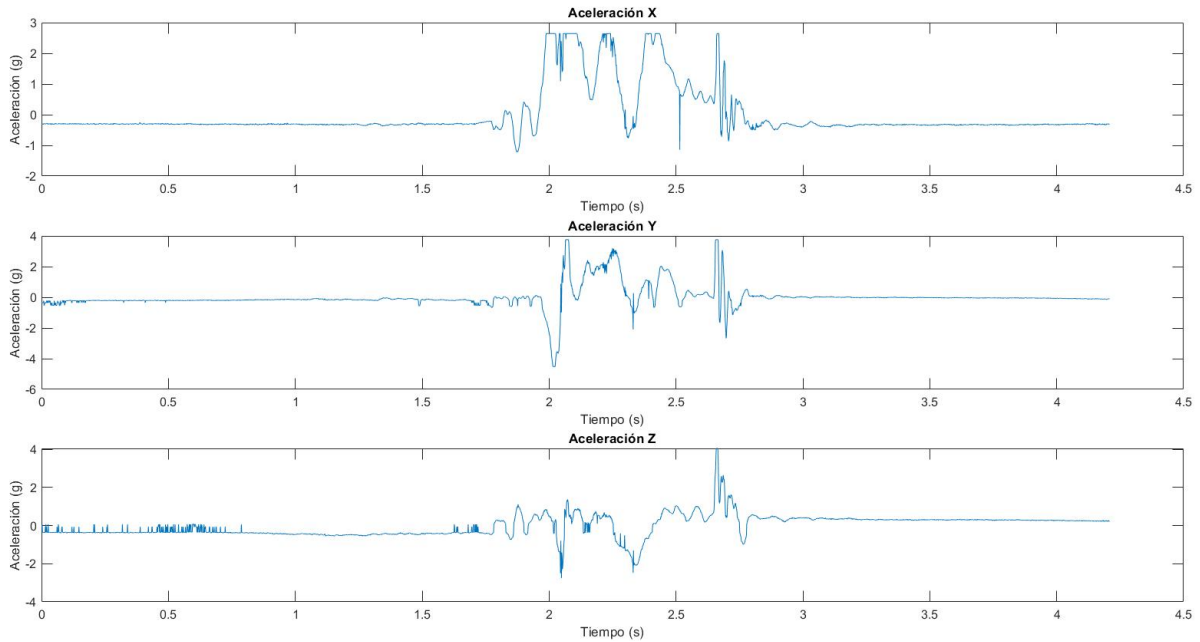


Figura 4.6 Eliminación de componente DC.

4.2.2 Filtro pasa altas.

Un filtro pasa altas también es llamado filtro selectivo de frecuencia, en el cual se elige una frecuencia de corte (idealmente) que permite cortar la amplitud de la señal si esta es menor a la de la frecuencia de corte. Un filtro es considerado como un sistema lineal invariable en el tiempo cuando hace una operación de conformación espectral o un filtrado selectivo; estas cualidades permiten eliminar ruido en las señales, componentes basura o partes de la señal que no requieren ser analizadas (Proakis et al., 2007).

El filtro pasa altas en pocas palabras deja pasar una señal superior a la frecuencia de corte asignada. Para este proyecto se usa un filtro pasa altas digital en el que se establece la frecuencia de muestreo con la que se adquirió los datos en el proyecto (800 Hz) y la frecuencia de corte (0.1 Hz). La selección de esta frecuencia de corte se debe a que señales debajo de ésta se consideran ruido eléctrico en una señal, generado por los componentes o por el mismo gesto motor.

El filtro pasa altas genera que el escalamiento de los vectores sea correcto (dejándolos en 0) y no permite que señales y/o datos basura se anexas a la señal. Hay que recordar que el filtro pasa altas es un filtro de frecuencia selectivo, haciendo que las frecuencias debajo de la señal de corte establecida no se depositen en la señal, este mismo hecho provoca el escalamiento de la señal. Esto puede ser observado en la *figura 4.8*.

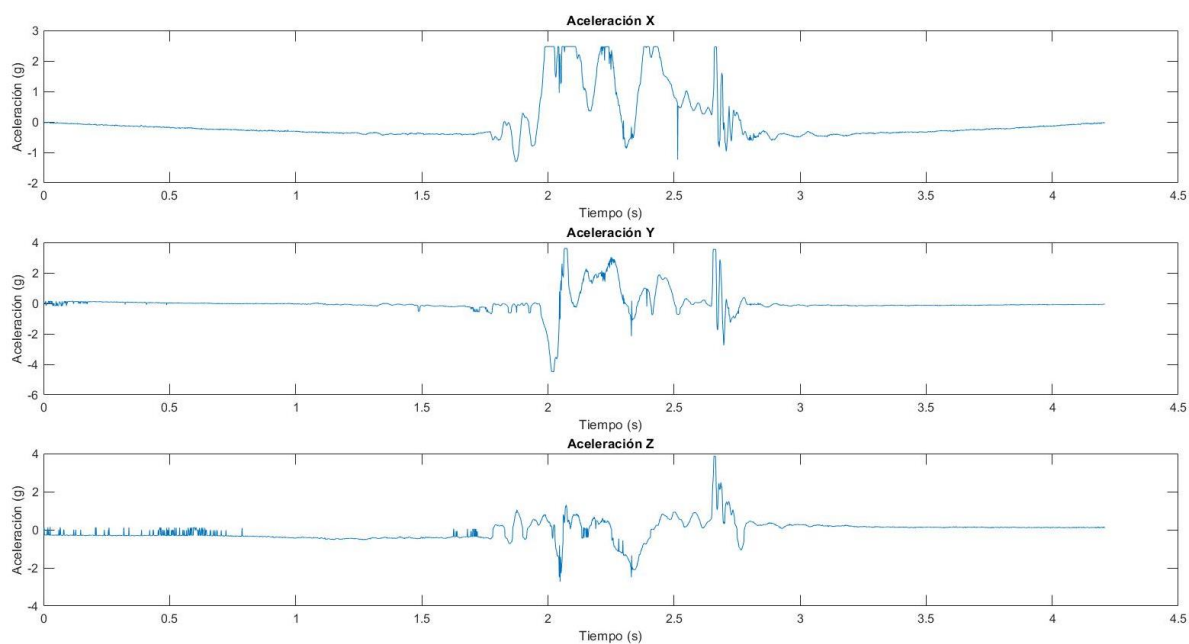


Figura 4.7 Segunda etapa de filtrado: filtro pasa altas.

4.2.3 Filtro RLS.

La última etapa es en la que se puede observar mejor un tratamiento de señal. El filtro RLS genera un alisamiento de la señal, es decir, elimina datos basura y oscilaciones mecánicas abruptas dentro del sensor que provocan que el dato sea comprometido. Para esto se desarrolló un algoritmo usando la ecuación 2.12 el cual es capaz de hacer el filtrado predictivo que se busca (filtro RLS). Al generar este filtrado, se pudo observar correctamente el comportamiento del gesto motor (figura 4.10).

Existe una aceleración en los 3 ejes (figura 4.9) porque el movimiento se desarrolla en los 3; el eje x corresponde en este análisis a la elevación y bajada de la pierna, así pues, se puede ver que el sistema se acelera: entre menos ondas se vean la elevación y bajada de la pierna es más estable. El eje Y corresponde a que tanto se acerca o aleja a la línea media del cuerpo: se puede observar que al inicio del movimiento acelera hacia dentro de la línea media (valores negativos) y después hacia fuera de la línea media. La última aceleración corresponde lo más parecido a un perímetro circular generado por el movimiento, primero acelera para subir y después desacelera para bajar (en esta forma de acomodo de ejes se ve al revés por el posicionamiento de ejes); idealmente se buscaría que existieran sólo dos picos, el de aceleración y desaceleración.



Figura 4.8 Acomodo de ejes X-Y-Z con respecto al posicionamiento del sensor al tobillo.

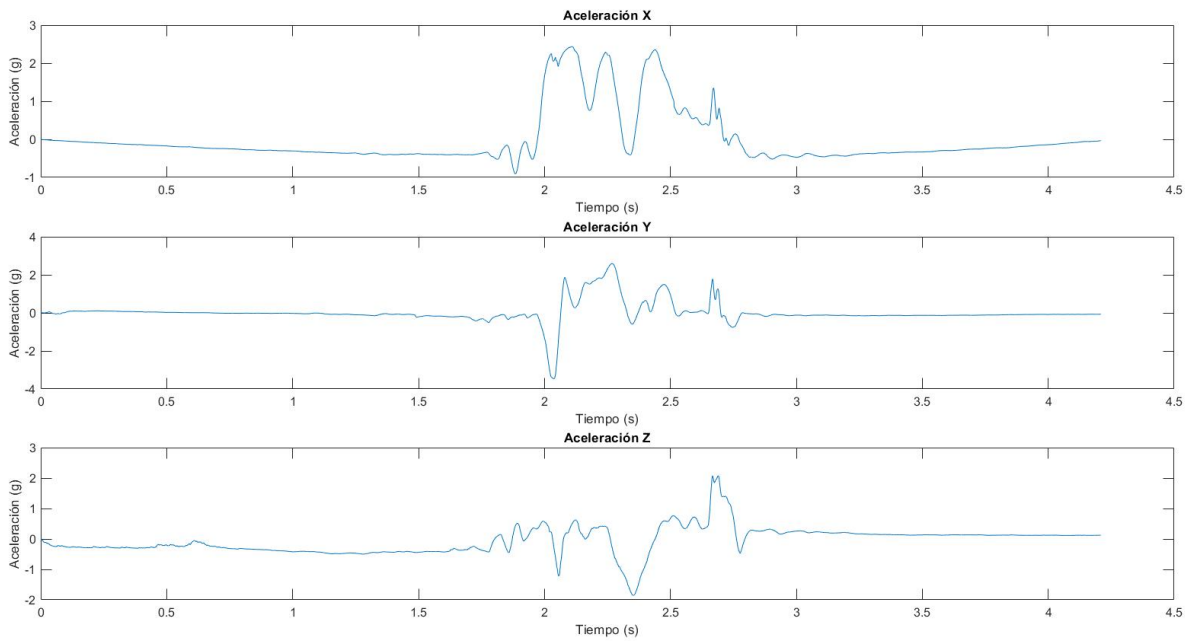


Figura 4.9 Tercer etapa de filtrado: filtro RLS.

4.3 Velocidad y desplazamiento.

Otra de las dos características importantes en cuanto al análisis de movimiento y más precisamente, en las variables espacio temporales, es la generación de la velocidad y desplazamiento del sistema. Si bien se sabe que la velocidad es la integral de la aceleración y a su vez, el desplazamiento es la integral de la velocidad o la doble integral de la aceleración. Conocer estos parámetros nos permite tener un mejor análisis cuantitativo del gesto motor al poder observar su comportamiento y la variable física inmersa.

4.3.1 Velocidad.

La primera variable espacio temporal calculada fue la velocidad, esta se obtiene integrando a la aceleración en cada uno de los ejes usando la *ecuación 2.3* para generar un algoritmo. Los resultados en la generación de esta variable pueden ser apreciados en la *figura 4.11*. En los resultados se observa con mayor detalle el comportamiento del movimiento. En un inicio, el sistema está en reposo, flexiona un poco la pierna para contraer los músculos y poder elevar la pierna (entre los segundos 0.5 y 2), después de esto se eleva y rota la pierna para hacer la patada esto es observable aproximadamente entre los segundos 2 y 3, por último, entre los 3 y 4 segundos se empieza a estabilizar la velocidad (se llega al reposo o al cero).

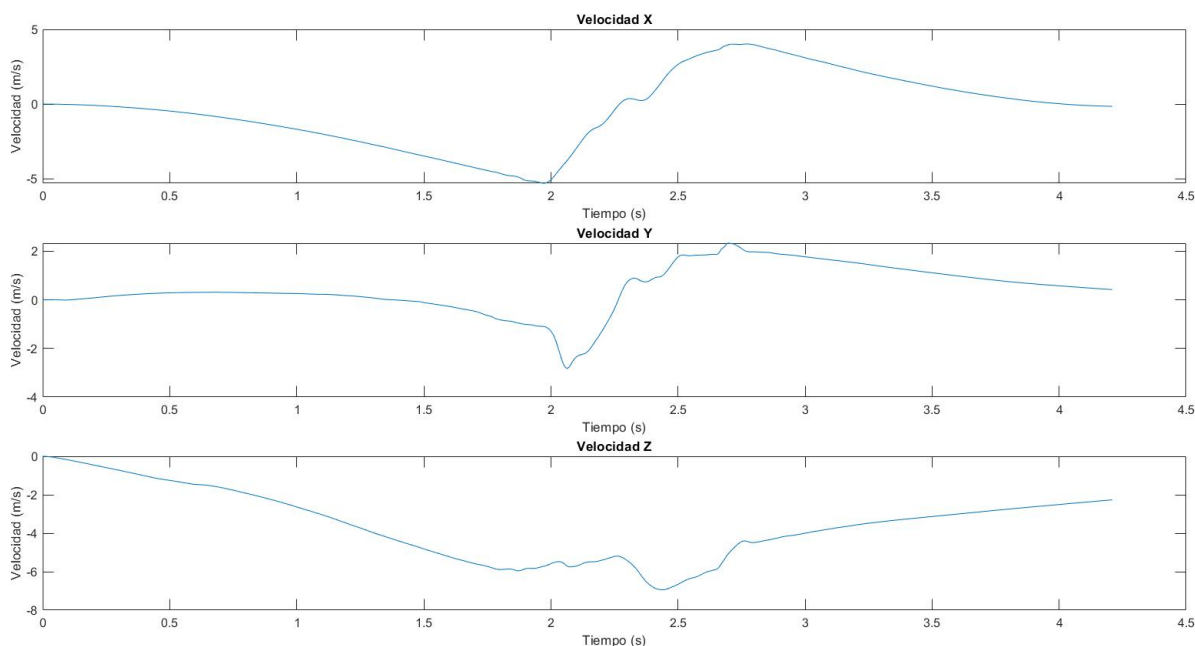


Figura 4.10 Velocidad en los componentes X-Y-Z.

En la mayoría de los estudios cuando se hace referencia a la velocidad se refiere al vector o norma conformado por la suma cuadrática de dos vectores, esto puede ser mostrado en la ecuación 4.2 en donde se observa este proceso. En este caso, al ser un movimiento rotario y por el posicionamiento del sensor, el movimiento se desarrolla en el plano Y-Z y, por ende, el vector normativo se desarrolla en este. En la *figura 4.12* se observa el comportamiento del vector de velocidad Y-Z en donde su velocidad más alta es de 7.01 m/s, en el trabajo de Sanchez-Rodriguez et al., (2020) se habla que la velocidad promedio en una patada de taekwondo en deportistas profesionales activos es de 11.5 m/s, en nuestro caso, el participante de esta prueba practicó artes marciales hace alrededor de 5 años y actualmente está inactivo, por lo que se puede observar una diferencia muy considerable en velocidad.

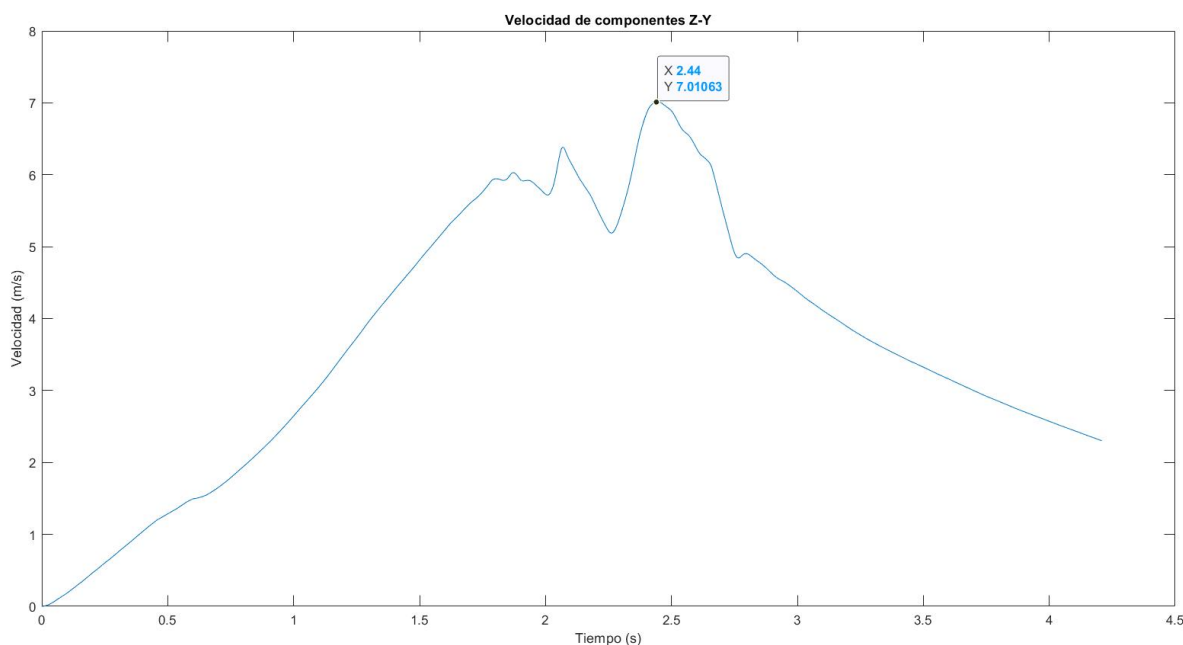


Figura 4.11 Velocidad máxima del movimiento.

4.3.2 Desplazamiento.

El desplazamiento depende directamente de la orientación en la que estuvo inmerso el plano X-Y-Z del sensor (*figura 4.9*), para generar un algoritmo que fue capaz de obtener el desplazamiento de cada una de las componentes se integró nuevamente, pero esta vez a quien se integró fue a la velocidad (*figura 4.13*). En este caso, X quedó hacia abajo por eso

el comportamiento de los ejes vectoriales. El eje X baja y vuelve a subir ya que en este caso es el eje vertical del sistema y al ver el comportamiento de una patada rotatoria, el pie sube y después baja, pero como X está hacia abajo, el cambio se ve al revés. En el eje Y, vemos un comportamiento parecido al de X, pero esta tendencia de bajar y después subir es debido a que la parte interna del pie rota hacia la línea del cuerpo (-Y) para la generación de la patada; la pierna tiende a rotarse hacia dentro del pivote y después se queda lo más parecido a una situación de reposo. Por último, el eje Z se comporta muy parecido a un comportamiento lineal decreciente, pero esto se debe por la posición de los ejes del sensor (la pierna se movió hacia z negativa), el comportamiento se ve parecido algo lineal ya que este eje corresponde a la generación del perímetro imaginario trazado por el movimiento; la patada es una patada de 180° así que el desplazamiento sólo aumento ya que quedó en una posición contraria a la que se empezó el movimiento.

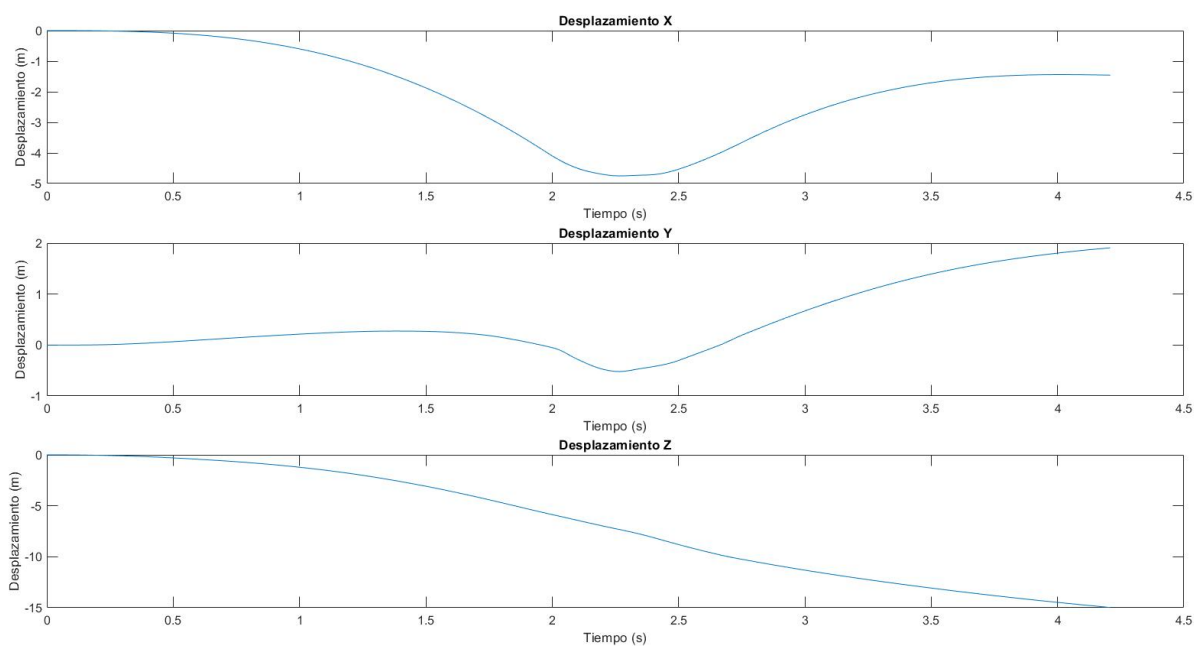


Figura 4.12 Desplazamiento en los componentes X-Y-Z.

5. Conclusiones y prospectiva.

La constante necesidad de tener un sistema de monitoreo de progresión de lesiones, habilidades y corrección de técnicas en los deportes ha hecho que en los últimos años se busquen aún más técnicas para la detección de estos. Existen dos formas de evaluar un gesto biomecánico: cualitativamente y cuantitativa. En la primera, como su nombre lo indica se busca describir el movimiento desde una perspectiva más clínica al depender variables de interpretación y descriptivas. La segunda, se aborda la idea de que lo importante es censar el movimiento y cuantificarlo con variables que sean cuantificable.

La forma de evaluar un gesto motor de manera cualitativa es probablemente la forma más usada, ya que se podría decir que es la forma “tradicional” de evaluar un movimiento en la mayoría de los deportes o si bien, en la vida cotidiana. Esta técnica radica sobre todo en la experiencia del observador: entrenador, médico, fisioterapeuta, etc. Teniendo esto en cuenta, esta evaluación se torna muchas veces de forma empírica. Hacer uso de técnicas de medición como “mucho-poco” o “bien-mal” en un análisis, se presta a tener demasiadas ambigüedades debido a que este tipo de variables queda mucho a la interpretación del observador, pudiéndose interpretar de manera diferente entre observadores. En análisis de movimientos sencillos, la evaluación cualitativa puede resultar aceptable, pero en la interpretación más detallada del “por qué” de las cosas no resulta tan idóneo para un análisis más profundo.

La evaluación cuantitativa en un gesto motor está cada vez más presente, mucho de esto es debido al gran avance tecnológico en materia de electrónica y software. Cada vez más, entrenadores, fisioterapeutas y médicos usan herramientas para censar variables cuantificables como son: aceleración, velocidad, desplazamiento, fuerza, ángulos, activación muscular, etc. Las cuales, son usadas para precisamente corregir y ver el desarrollo en los procesos de tratamiento, corrección, recuperación o entrenamiento en atletas y en personas comunes que tengan al padecimiento biomecánico. Este tipo de evaluación genera que se deje de lado la interpretación empírica, logrando la fiabilidad en los datos y en los estudios.

Teniendo esto en cuenta, el desarrollo del sistema de detección de movimiento desarrollado y presentado en este trabajo de investigación es pertinente a las necesidades actuales del análisis biomecánico. Así mismo, el desarrollo e implementación del sistema puede llegar a ser una herramienta de alta fiabilidades para trabajadores inmersos en el área

clínica, como en el área de la investigación, ya que los datos extraídos del sistema abren un sinfín de posibilidades de investigación en diversas áreas del conocimiento.

En el desarrollo del sistema se usó un acelerómetro digital (ADXL345), este acelerómetro entre sus muchas características tiene una tecnología llamada FIFO, que resultó ideal para el desarrollo de este proyecto. La tecnología FIFO hace que exista un control entre datos leídos y enviados entre el acelerómetro; no se puede hacer otra muestra de datos hasta que la muestra sea enviada hasta el receptor de los datos. Por esto, los datos obtenidos hacia el Arduino Nano son precisos ya que se controla que estos sean recibidos en la frecuencia de muestreo seleccionada. Al tener datos precisos en la lectura-recepción de la aceleración permitió que la señal continua fuese transformada a una discreta correctamente: cambiar la señal del dominio del tiempo, al dominio de la frecuencia.

Las principales ventajas en el uso de la tarjeta de programación Arduino Nano son: su tamaño, potencia y un formato de programación de código libre. La marca de placas Arduino es usada por muchas personas por su concepto que busca una comunidad en la que usuarios puedan compartir sus códigos, experiencias y consejos; generando que haya una gran documentación a la hora del desarrollo de proyectos. El acoplamiento entre el acelerómetro, Arduino y el pc hace que esta investigación haya tenido resultados fáciles de manipular, recibir y corregir. Así mismo, el costo y portabilidad en el diseño del sistema hizo que elegir el Arduino Nano haya sido una gran elección.

Matlab es una de las herramientas más usadas para el análisis y procesamientos de datos, por su sencillez en programación de funciones y su alto poder. El desarrollo del proyecto, sobre todo en la cuestión de la visualización y valoración de los resultados fue esencial y cumplió correctamente con las demandas que el proyecto necesitaba. Se logró observar el comportamiento del movimiento gráfica y numéricamente en las magnitudes físicas reportadas en la tesis: aceleración, velocidad y desplazamientos.

En cuestiones de procesamiento, se vio reflejada la necesidad de usar las tres etapas de filtrado inmersas en la investigación: eliminación de la componente de DC, filtro pasa altas y filtro RLS. Si bien, estos filtrados se pueden o se deben usar en otras investigaciones o aplicaciones, en este sistema se puede ver claramente como es que el uso de estos filtros mejora la calidad en la interpretación, valoración y fiabilidad de los resultados. El filtro RLS es quien tiene más presencia en cuanto a resultados ya que este logra quitar las oscilaciones

mecánicas y ruido de la señal inmersas en la señal obtenida por el acelerómetro. Hay que recordar que el acelerómetro ADXL345 se basa en la tecnología MEMS y en ella, existe una masa que se estará moviendo en dirección en la que se esté desarrollando el evento, al pasar esto genera una oscilación mecánica y está se mezcla con la señal de la aceleración captada por el acelerómetro contaminándola. En comparativa entre la señal original (figura 4.5) y la señal ya filtrada (figura 4.10) se ve claramente la eficacia de filtrado de la señal; permitiendo que el gesto motor se pueda analizar y comprender en relación movimiento-aceleración, ya que este está libre de ruido y datos basura inmersos en la señal original.

Las variables de aceleración, velocidad y desplazamiento que se encontraron en esta investigación fueron de gran ayuda en cuestiones de interpretación y valoración del sistema y movimiento. Las tres variables físicas descritas en la investigación forman parte de un conjunto de características para observar y cuantificar el progreso o simplemente analizar un gesto motor, debido a esto fue de suma importancia desarrollar un algoritmo y sistema capaz de generarlas o medirlas a partir de las técnicas que fuesen necesarias. Analizar el comportamiento de la aceleración en cada uno de los diferentes ejes permite que se pueda lograr una interpretación muscular en cuanto la disposición del movimiento, que musculares flexores-extensores se aceleran más o que músculos abductores-aductores; esto a su vez hace que se entienda cuáles son los músculos que se están activando o haciendo más trabajo en relación del movimiento. A demás, en esta investigación se puede ver la importancia de la detección de la velocidad en un movimiento, en este caso, una patada. Conocer la velocidad en la que se desarrolla la patada permite que el atleta pueda ver cómo es que se está acercando o alejando de la velocidad media impartida y así poder ver su progreso. El desplazamiento, se utiliza más que nada para la comprensión del movimiento y como es que se está ejecutando, esta variable genera una interpretación más descriptiva para la comprensión del movimiento.

La orientación del sistema se basa en una serie de muestras en las que se buscó que hubiera la mejor relación calidad de los datos y comodidad en el usuario. Teniendo seis formas en las que se puede orientar el sensor, la más cómoda y con mayor calidad fue la descrita en la tesis: X negativa. Si bien, los resultados en cuanto calidad de adquisición no variaban mucho, la disposición de la que estaba armada la tarjeta y la carcasa plástica permitió que esta posición fuera la más cómoda y práctica de usar.

Si bien, el sistema permite tener una clara exposición y descripción de las tres variables de interés existen varias áreas en las que se puede trabajar para mejorar el sistema de adquisición de datos. La primera, busca otra forma de conexión inalámbrica entre el sistema y el pc ya que el uso de tener un cable USB conectado de extremo a extremo entorpece la realización de movimiento, así mismo tienes la posibilidad de que se desconecta en la realización del movimiento. Otra área de oportunidad en la mejora del sistema es tener otro sensor de referencia que permita dejar un eje fijo hacia el vector de gravedad, ya que si bien, estáticamente el acelerómetro puede medir el componente de la gravedad dejando un eje como referencia, pero al generarse un movimiento no puede mantener un eje fijo (referencia a la gravedad); esto impide la posibilidad de la medición de los ángulos generados dentro de un movimiento.

El sistema, en esta versión del proyecto nos permite ver con claridad las mejoras que se pueden hacer y cómo es que se pueden llegar a lograr. Así mismo, los resultados del uso de las técnicas de procesamiento de datos y adquisición permitieron lograr la interpretación del movimiento a partir de la medición o generación de las tres variables de interés. Así mismo, en esta tesis se puede observar la gran eficacia de la calidad de los resultados y como es que, debido a esto, es necesario hacer uso de sistemas de medición inercial en la investigación o progreso médico y atlético. En esta investigación se abre un gran panorama de posibilidades en la investigación, como lo son caracterizaciones de fenómenos y enfermedades, estadística deportiva, detección de problemáticas y enfermedades inmersas en las cualidades del gesto motor, entre otras.

6. Bibliografía.

- Sotelo Tlatempa, P. (2005). Lesiones Deportivas más Comunes. Tesis de Licenciatura, Universidad Autónoma del Estado de México.
- Comisión Nacional de Cultura Física y Deporte. (2017). Lesiones deportivas, un obstáculo a vencer. Abril 2021, de CONADE Sitio web: <https://www.gob.mx/conade/prensa/lesiones-deportivas-un-obstaculo-a-vencer>
- Fernanda Vázquez. (2020). Base de datos de atletas mexicanos, una especialización que necesita el deporte. Abril 2021, de El Economista Sitio web: <https://www.economista.com.mx/deportes/Base-de-datos-de-atletas-mexicanos-una-especializacion-que-necesita-el-deporte-20200120-0110.html>
- Florencia Toro Silva. (2018). Sistema de Análisis de Movimiento a través de Sensores. Santiago, Chile: a Pontificia Universidad Católica de Chile.
- Pablo Castillo Díaz, Abel Cueto Sanz. (2009). Las Lesiones Deportivas más Frecuentes en las Atletas Femeninas de Taekwondo de Cuba. Revista Cubana de Medicina del Deporte y la Cultura Física, Vol.4, 7.
- Callejas Cuervo M., F. R.-G. (2014). Plataforma de Captura y Análisis de Información Biomecánica Usando Sensores. Bogotá, Colombia.: Pan American Health Care Exchanges (Pahce). Obtenido de https://www.researchgate.net/publication/305380105_Platform_for_Biomechanical_Data_Capture_and_Analysis_Using_Inertial_Sensors_Calibration_and_Validation.
- Castro-Toscano, M. R.-Q.-B.-L.-F. (2018). Obtención de Trayectorias Empleando el Marco Strapdown INS/KF: Propuesta Metodológica. Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial. doi:<https://doi.org/10.4995/riai.2018.8660>.
- Basilio Pueo, José Manuel Jiménez-Olmedo, Alfonso Penichet-Tomás 1, Lamberto Villalón-Gasch. (2021). Validity and reliability of smartphone high-speed camera and Kinovea for velocity-based training measurement. España: Universidad de Alicante.
- Van der Kruk, E., & Reijne, M. M. (2018). Accuracy of human motion capture systems for sport applications; state-of-the-art review. European journal of sport science, 18(6), 806-819.
- Menéndez Álvarez, J. A. (2020). Sistema electrónico experimental para la medición de variables de parámetros de marcha en ancianos. Cuba: Revista De Ciencia Y Tecnología, Obtenido de <https://doi.org/10.36995/j.recyt.2020.33.014>.
- Maestre, F. T., Callaway, R. M., Valladares, F., & Lortie, C. J. (2009). Refining the stress-gradient hypothesis for competition and facilitation in plant communities. Journal of Ecology, 97(2), 199-205.
- Saavedra Lozano, D. F. (2019). Sistema para el análisis de la marcha humana usando sensores inerciales. Colombia: Universidad Santiago de Cali, Facultad de Ingeniería, Programa de Ingeniería Electrónica. Obtenido de

<https://repository.usc.edu.co/handle/20.500.12421/4152>.

- Villada F., M. J. (2019). Desarrollo de un software de análisis biomecánico a través de datos de captura de movimiento usando el sensor KINECT para rehabilitación asistida con videojuegos. Colombia: Entre Ciencia e Ingeniería. Obtenido de <https://revistas.ucp.edu.co/index.php/entrecienciaeingenieria/article/view/614>.
- Bastida, C., Carmona, G., Hernández, B., & Pino, O. (2018). Validez y Fiabilidad de un Dispositivo Inercial (Wimu Pro) para el Análisis. Murcia: revista de ciencia del deporte. Obtenido de <http://e-balonmano.com/ojs/index.php/revista/article/view/383/pdf>.
- Julialba Castellanos Ruíz, L. M. (2020). Uso de Sensores Inerciales en Fisioterapia: Una Aproximación a Procesos de Evaluación del Movimiento Humano. Colombia: Universidad y Salud. doi:<https://doi.org/10.22267/rus.212301.214>.
- Chuya Sumba, J. P., Cuenca Soto, M. C., Delgado Guaraca, K. M. (2013). Diseño e implementación de un sistema para el análisis del movimiento humano usando sensores Kinect. Cuenca. Universidad Politécnica Salesiana. obtenido de <https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/5092>.
- Balthazard, P., Currat, D., & Degache, F. (2015). Fundamentos de biomecánica. EMC - Kinesiterapia - Medicina Física, 36(4), 1–8. doi:10.1016/s1293-2965(15)74142-3
- Ortiz Solano, E. P. (2021). Implementación de protocolos para el estudio cinemático del cuerpo humano considerado como un sistema biomecánico. 145 hojas. Quito: EPN.
- Hall, S. (2008). Basic Biomechanics (Issue January 2015).
- Ruben Lopez Cruz. (2018). TEMA Cinesiología. España: Academia Gaspar Romero.
- Silvio Antonio Gonzales Catalá., (2017). Fundamentos biomecánicos de la lucha deportiva. Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas, Vol. 36, No. 3.
- Michel Dufour y Michel Pillu. (2018). Biomecánica Funcional. Miembros, cabeza, tronco. España: Elsevier Masson.
- Silvia E. Rodrigo, Jorge Ambrósio y Osvaldo Penisi. (2007). Análisis Dinámico Inverso de Modelos Biomecánicos Espaciales del Cuerpo Humano. Perú: Pontificia Universidad Católica del Perú.
- Dr. Gustavo Ramón Suarez (2009). Biomecánica Deportiva y Control del Entrenamiento. Colombia: Funámbulos Editores.
- David Fernando Pozo Espín. (2010). Diseño y Construcción de una Plataforma Didáctica para Medir Ángulos de Inclinación Usando Sensores Inerciales como Acelerómetro y Giroscopio. Ecuador: QUITO/EPN/2010.
- Gallego Olivares, L. (2019). Estudio e Implementación de un Sistema de Detección de Caídas mediante el uso de un Acelerómetro. <http://hdl.handle.net/10251/139815>
- Hrich Bouziane. (2009). Diseño e implementación de un acelerómetro, velocímetro móvil digital Controlado por un PIC de MICROCHIP. España: Universidad Politécnica de Catalunya UPC.

- Arduino. (2021). Arduino Nano. 2022, de ARDUINO Sitio web: <https://arduino.cl/arduino-nano/>
- Arduino. (2018). What is Arduino? 2022, de ARDUINO Sitio web: <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>
- MathWorks. (2022). MATLAB. 2022, de MathWorks Sitio web: <https://la.mathworks.com/products/matlab.html>
- José Pablo Alvarado Moya. (2006). Procesamiento Digital de Señales. Costa Rica: Instituto Tecnológico de Costa Rica.
- John G. Proakis y Dimitris G. Manolakis. (2007). Tratamiento digital de señales. Madrid: Pearson Educación S.A.
- Pablo Alcalde San Miguel. (2014). Electrotecnia: Instalaciones eléctricas y automáticas. España: Paraninfo.
- Jorge Eduardo Aguirre González. (2017). Vendaje Mcconnell en ángulo de proyección frontal de rodilla en selección femenina voleibol de la Fundación Universitaria del Área Andina Pereira. Colombia: Fundación Universitaria Del Área Andin.
- Freddy Rolando Shicay Arias. (2018). Aplicación Biomecánica en el análisis de la técnica del remate en el voleibol. Ecuador: Universidad Politécnica Salesiana.
- Eduardo J. Carletti. (2007). Comunicación - Bus I2C Descripción y funcionamiento. Argentina: Robots Argentina.
- Analog Devices. (2015). Digital Accelerometer ADXL345. EUA: ANALOG DEVICES.
- Carlos A. Pérez Ramírez et al. (2014). An Architecture for Measuring Joint Angles Using a Long Period Fiber Grating-Based Sensor. Guanajuato, México: MDPI.
- Eisa, A. A. A., & Ramar, K. (2008). Removal of decaying DC offset in current signals for power system phasor estimation. 2008 43rd International Universities Power Engineering Conference. doi:10.1109/upec.2008.4651468
- Eisa, A. A. A., & Ramar, K. (2008). Removal of decaying DC offset in current signals for power system phasor estimation. 2008 43rd International Universities Power Engineering Conference. doi:10.1109/upec.2008.4651468
- Sánchez-Rodríguez, D. A., & Bohórquez-Aldana, A. F. (2020). Análisis de la velocidad y la aceleración entre un golpe de boxeo y uno de taekwondo. Revista UDCA Actualidad & Divulgación Científica, 23(1).

7. Anexos.

7.1 CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Estimado(a) Señor/Señora:

Mi nombre es Andrés Emilio Hurtado Pérez, soy egresado de la carrera de ingeniería biomédica en la Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma de Querétaro. Como parte de una investigación estoy realizando este estudio al cual usted ha sido invitado a participar. El estudio se realizará en las instalaciones de la Facultad de Enfermería, en el área de Posgrado.

Si Usted decide participar en el estudio, es importante que considere la siguiente información. Siéntase libre de preguntar cualquier asunto que no le quede claro.

El propósito del estudio es adquirir la información sobre una trayectoria como movimientos específicos para encontrar patrones que permitan identificar la rapidez con la que se efectúa el movimiento, así como la fuerza con la que se hace el mismo.

Le pedimos participar porque usted forma parte del grupo de personas que tienen entrenamiento en un deporte de artes marciales.

PROCEDIMIENTO:

1. Se colocará una pulsera que contiene un sensor que mide velocidad, fuerza y posición en algunas articulaciones de su cuerpo.
2. Se le pedirá que haga ejercicios de calentamiento para evitar alguna lesión.
3. Se le pedirá que ejecute un movimiento.
4. Durante la ejecución del movimiento, se registrará la información que envían los sensores. En ningún momento se guardará información que pueda permitir su identificación.
5. Una vez terminado el movimiento, se le retirará la pulsera, concluyendo su valiosa participación.

Beneficios: No hay un beneficio directo por su participación en el estudio; sin embargo, si usted acepta participar, estará colaborando con la Universidad Autónoma de Querétaro para

generar nuevas tecnologías que permitan identificar si los esquemas de entrenamiento o rehabilitación están siendo llevados a cabo de una manera correcta.

Participación Voluntaria/Retiro: Su participación en este estudio es absolutamente voluntaria. Usted está en plena libertad de negarse a participar o de retirar su participación de este en cualquier momento. Su decisión de participar o no en el estudio no implicará ningún tipo de consecuencia o afectará de ninguna manera (su puesto en...especificar los servicios de salud, en la escuela, etc.).

Riesgos Potenciales/Compensación: Los riesgos potenciales que implican su participación en este estudio son de riesgo mínimo. Si alguna de las preguntas le hicieran sentir un poco incómodo(a), tiene el derecho de no responder. Usted no recibirá ningún pago por participar en el estudio, y tampoco implica algún costo para usted.

Aviso de Privacidad Simplificado: Como investigador principal de este estudio, somos responsables del tratamiento y resguardo de los datos personales que nos proporcione, los cuales serán protegidos conforme a lo dispuesto por la *Ley General de Protección de Datos Personales en Posesión de Sujetos Obligados*. Los datos personales que le solicitaremos serán utilizados exclusivamente para las finalidades expuestas en este documento. Usted puede solicitar la corrección de sus datos o que sus datos se eliminen de nuestras bases o retirar su consentimiento para su uso. En cualquiera de estos casos le pido dirigirse al investigador responsable del proyecto a las siguientes direcciones de correo ahp17@gmail.com

Números Para Contactar: Si usted tiene alguna pregunta, comentario o preocupación con respecto al proyecto, por favor comuníquese al siguiente número de teléfono 4661058816 en un horario de 2pm a 9pm o al correo electrónicos ahp17@gmail.com

Si usted acepta participar en el estudio, le entregaré una copia de este documento que le pido sea tan amable de firmar.

PARTICIPANTE:

Nombre: _____

Firma: _____

Fecha: _____

Nombres y firma del investigador:

X

Andrés Emilio Hurtado Pérez.

Fecha: _____

7.2 CARTA DE CONFIDENCIALIDAD.

Declaración de confidencialidad.

Por este medio se hace constar que los datos obtenidos en las pruebas que se realicen para este proyecto serán empleados únicamente para fines académicos. La información que se obtendrá de ninguna manera permitirá identificar al paciente; así mismo, el proceso de registro únicamente emplea números.

Teniendo esto en cuenta y después de haberse explicado el procedimiento, beneficios y riesgos citados en la Carta de Consentimiento Informado el investigador del proyecto: Andrés Emilio Hurtado Pérez se compromete a resguardar la información generada según lo especula Ley General de Protección de Datos Personales en Posesión de Sujetos Obligados.

Nombres y firma del investigador:

X

Andrés Emilio Hurtado Pérez.

Fecha: _____