



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE  
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS  
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y REDES DE  
COMUNICACIÓN**

**TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERÍA  
EN ELECTRÓNICA Y REDES DE COMUNICACIÓN**

**TEMA:**

“SISTEMA ELECTRÓNICO DE MEDICIÓN DE ÁNGULOS EN MOVIMIENTOS  
ARTICULARES DE TOBILLO Y PIE DURANTE LA REHABILITACIÓN DE ESGUINCE  
DE TOBILLO UTILIZANDO ALGORITMOS DE APRENDIZAJE DE MÁQUINA PARA  
EVALUACIÓN FISIOTERAPÉUTICA DE PACIENTES”.

**AUTOR:**

Brayan Alexis Ruano Realpe.

**DIRECTOR:**

MSc. Edgar Maya

Ibarra – Ecuador

**2023**



# UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

## BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

### AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

#### IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
<b>CÉDULA DE IDENTIDAD:</b>	040136846-9		
<b>APELLIDOS Y NOMBRES:</b>	Ruano Realpe Brayan Alexis		
<b>DIRECCIÓN:</b>	Tulcán – Av. San Francisco y Pablo Aníbal Vela.		
<b>EMAIL:</b>	baruanor@utn.edu.ec		
<b>TELÉFONO FIJO:</b>	062 986020	<b>TELÉFONO MÓVIL:</b>	0959088464

DATOS DE LA OBRA	
<b>TÍTULO:</b>	SISTEMA ELECTRÓNICO DE MEDICIÓN DE ÁNGULOS EN MOVIMIENTOS ARTICULARES DE TOBILLO Y PIE DURANTE LA REHABILITACIÓN DE ESGUINCE DE TOBILLO UTILIZANDO ALGORITMOS DE APRENDIZAJE DE MÁQUINA PARA EVALUACIÓN FISIOTERAPÉUTICA DE PACIENTES.
<b>AUTOR:</b>	Ruano Realpe Brayan Alexis
<b>FECHA:</b>	24/03/2023
SOLO PARA TRABAJOS DE GRADO	
<b>PROGRAMA:</b>	<input checked="" type="checkbox"/> <b>PREGRADO</b> <input type="checkbox"/> <b>POSGRADO</b>
<b>TÍTULO POR EL QUE OPTA:</b>	Ingeniero en Electrónica y Redes de Comunicación
<b>ASESOR /DIRECTOR:</b>	MSc. Edgar Maya

## **CONSTANCIAS**

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 24 días del mes de marzo de 2023

## **EL AUTOR:**



.....  
Brayan Alexis Ruano Realpe

040136846-9



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**  
**FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS**

**CERTIFICACIÓN**

MAGÍSTER EDGAR ALBERTO MAYA OLALLA, CON CÉDULA DE IDENTIDAD Nro. 100270219-7, DIRECTOR DEL PRESENTE TRABAJO DE TITULACIÓN CERTIFICA:

Que, el presente trabajo de Titulación denominado: "SISTEMA ELECTRÓNICO DE MEDICIÓN DE ÁNGULOS EN MOVIMIENTOS ARTICULARES DE TOBILLO Y PIE DURANTE LA REHABILITACIÓN DE ESGUINCE DE TOBILLO UTILIZANDO ALGORITMOS DE APRENDIZAJE DE MÁQUINA PARA EVALUACIÓN FISIOTERAPÉUTICA DE PACIENTES", ha sido desarrollado por el señor Ruano Realpe Brayan Alexis bajo mi supervisión.

Es todo en cuanto puedo certificar en honor a la verdad.

---

MSc. Edgar Maya Olalla

C.C. 100270219-7

DIRECTOR

## **DEDICATORIA**

*El presente trabajo de titulación es dedicado a mi madre Fanny, a la cual amo y admiro por ser una mujer luchadora que siempre me brinda todo su amor y apoyo incondicionalmente para verme crecer como una persona de bien, gracias por esos sabios consejos que siempre me brindas que me motivan a luchar para alcanzar mis sueños. Este logro es gracias a ti.*

*Brayan Alexis Ruano Realpe*

## **AGRADECIMIENTOS**

*Agradezco a Dios por brindarme esa sabiduría para lograr culminar este logro y brindarme salud a mí y mi madre durante todo este trayecto, a mis familiares en es especial a mi Tía que siempre estuvo al pendiente de mí para brindarme su apoyo en lo que fuese necesario.*

*Agradezco a mis amigos Santiago, Anthony, Edwin y Diego por brindarme una amistad sincera, su apoyo brindado durante toda la carrera y que gracias a esfuerzos juntos cumplimos este objetivo.*

*Agradezco al Hospital Luis Gabriel Dávila y al centro de terapia física FISIOCENTRA de la ciudad de Tulcán, en especial al Lic. Álvaro Vaca, por su gentileza y predisposición a la hora de realizar las pruebas de funcionalidad del sistema con sus pacientes.*

*Agradezco a la Universidad Técnica del Norte por permitirme formarme como profesional, de igual manera agradezco a mi director MSc. Edgar Maya, y a la asesoría de la MSc. Daniela Zurita, que gracias a sus conocimientos me guiaron durante el desarrollo y culminación de este trabajo de titulación.*

*Brayan Alexis Ruano Realpe*

## RESUMEN

El presente proyecto consiste en el desarrollo de GONIOFEET, el cual es un sistema electrónico de medición de ángulos en movimientos articulares de tobillo y pie en grados, mediante el uso de sensores de posicionamiento inerciales acelerómetros, giroscopios y un potenciómetro rotatorio, los cuales calculan el ángulo de rotación e inclinación en los ejes X, Y, Z, dichos sensores estarán ubicados en un prototipo en forma de plataforma con movilidad en la cual el paciente podrá realizar los movimientos articulares de tobillo y pie, específicamente los movimientos de flexión, extensión, inversión, eversión, abducción y aducción.

El sistema consta de un sistema de visualización, a través del cual se muestra información del paciente además de observar y almacenar los valores de ángulos en grados que se reciben al momento de realizar un movimiento articular en el prototipo. Con datos obtenidos con GONIOFEET de 60 pacientes entre ellos personas con movilidad normal, movilidad reducida en este caso pacientes con esguince de tobillo y movilidad elevada en este caso con pacientes con hiperlaxitud se obtuvo una base de datos de entrenamiento para que el sistema mediante algoritmos de decisión supervisados sea capaz de realizar una predicción del rango de movilidad del tobillo y pie del paciente, que puede ser normal, reducida y elevada, con lo cual busca ser un apoyo al especialista a la hora de realizar una evaluación fisioterapéutica a un paciente.

Finalmente, este trabajo se concluye con dos tipos de pruebas de funcionalidad, la primera enfocada a la funcionalidad del hardware y software, y la segunda enfocada a obtener la validez y confiabilidad del sistema, en estas pruebas se evaluó a 10 nuevos pacientes, primeramente, con el instrumento manual goniómetro, las cuales se realizaron bajo la supervisión de un especialista en el área de fisioterapia y posteriormente con el sistema GONIOFEET.

## ABSTRACT

The current project consists of the development of GONIOFEET, which is an electronic system for measuring angles in ankle and foot joint movements in degrees, through the use of inertial positioning sensors, accelerometers, gyroscopes, and a rotary potentiometer, which calculate the rotation and inclination angle in the X, Y, Z axes. These sensors will be located in a platform prototype with mobility in which the patient can perform ankle and foot joint movements, specifically the movements of flexion, extension, inversion, eversion, abduction, and adduction.

The system consists of a display system, through which patient information is displayed, as well as the angles in degrees that are received when performing a joint movement on the prototype, are observed, and stored. With data obtained from GONIOFEET from 60 patients, including people with normal mobility, reduced mobility (in this case, patients with ankle sprains), and increased mobility (in this case, patients with hypermobility), a training database was obtained so that the system, through supervised decision algorithms, can make a prediction of the patient's ankle and foot mobility range, which can be normal, reduced, or increased. With this, it aims to provide support to the specialist in carrying out a physiotherapeutic evaluation of a patient.

Finally, this work concludes with two types of functionality tests, the first focused on the functionality of the hardware and software, and the second focused on obtaining the validity and reliability of the system. In these tests, 10 new patients were evaluated. First, with the manual instrument goniometer, which was performed under the supervision of a specialist in the area of physiotherapy, and then with the GONIOFEET system.



## ÍNDICE DE CONTENIDOS

IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA.....	2
CONSTANCIAS.....	3
CERTIFICACIÓN .....	4
DEDICATORIA .....	5
AGRADECIMIENTOS .....	6
RESUMEN.....	7
ABSTRACT.....	8
ÍNDICE DE CONTENIDOS .....	9
ÍNDICE DE FIGURAS.....	14
ÍNDICE DE TABLAS .....	19
ÍNDICE DE ECUACIONES .....	21
ÍNDICE DE ANEXOS.....	22
CAPÍTULO I.....	23
ANTECEDENTES.....	23
1.1    Introducción .....	23
1.2    Problema.....	23
1.3    Objetivos .....	25
1.3.1    Objetivo General. ....	25
1.3.2    Objetivos Específicos. ....	25

1.4	Alcance.....	26
1.5	Justificación.....	28
1.6	Trabajos Realizados .....	29
CAPÍTULO II .....		30
REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA .....		30
2.1	Anatomía articular del Tobillo.....	30
2.1.1	Tróclea astragalina.....	31
2.1.2	Mortaja tibioperonea. ....	32
2.2	Anatomía articular del Pie.....	32
2.2.1	Bóveda plantar.....	33
2.2.2	Talón.....	33
2.2.3	Antepié. ....	34
2.3	Biomecánica del Pie y Tobillo .....	35
2.3.1	Planimetría del cuerpo humano .....	35
2.3.2	Ejes Articulares del Pie. ....	36
2.3.3	Movimientos del Pie y Tobillo .....	38
2.3.4	Factores que limitan la movilidad articular del pie. ....	43
2.4	Lesiones músculo esqueléticas del pie y tobillo.....	44
2.4.1	Esguince de Tobillo.....	44
2.5	Goniometría.....	48

2.5.1	Instrumentos de medición. ....	48
2.5.2	Método de medición del arco articular.....	51
2.5.3	Medición del arco de movimiento articular con goniómetro .....	52
2.5.4	Lectura del resultado de la medición con goniómetro.....	53
2.5.5	Registro de la medición.....	54
2.6	Proceso KDD.....	54
2.6.1	Aprendizaje automático.....	57
2.7	Sistemas embebidos .....	59
2.7.1	Sensores.....	59
3	CAPÍTULO III .....	66
	DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO DE MEDICIÓN DE ÁNGULOS EN MOVIMIENTOS ARTICULARES DE TOBILLO Y PIE .....	66
3.1	Situación Actual .....	66
3.2	Metodología .....	67
3.3	Modelo en V.....	67
3.4	Definición de Especificaciones o Requerimientos (Fase 1).....	68
3.4.1	Requerimientos de Stakeholders .....	69
3.4.2	Requerimientos del Sistema .....	70
3.4.3	Requerimientos de Arquitectura.....	72
3.5	Diseño Global (Fase 2).....	74

3.5.1	Descripción general del funcionamiento del sistema .....	74
3.5.2	Arquitectura.....	75
3.6	Diseño en detalle (Fase 3).....	79
3.6.1	Diseño del hardware .....	80
3.6.2	Diseño del Software .....	102
3.7	Implementación (Fase 4).....	111
3.7.1	Implementación del hardware .....	111
3.7.2	Implementación del Software.....	118
4	CAPÍTULO IV .....	131
	PRUEBAS DE FUNCIONALIDAD Y RESULTADOS .....	131
4.1	Pruebas de funcionalidad hardware y software.....	131
4.1.1	Prueba de bloque de alimentación.....	131
4.1.2	Prueba de los bloques de sensores y toma de datos.....	132
4.1.3	Prueba de bloque de comunicación .....	134
4.1.4	Prueba de los bloques de visualización y evaluación del paciente.....	136
4.2	Pruebas del sistema con pacientes.....	140
4.2.1	Pruebas por movimiento articular .....	141
4.2.2	Evaluación de la flexión dorsal del tobillo .....	142
4.2.3	Evaluación de la extensión plantar del tobillo.....	145
4.2.4	Evaluación de la inversión del tobillo. ....	147

4.2.5	Evaluación de la eversión del tobillo.....	150
4.2.6	Evaluación de la aducción del pie .....	152
4.2.7	Evaluación de la abducción del pie. ....	155
4.3	Validación del sistema .....	157
4.3.1	Índice de fallas.....	157
CONCLUSIONES .....		160
RECOMENDACIONES .....		162
REFERENCIAS.....		163
GLOSARIO DE TÉRMINOS Y ACRÓNIMOS .....		172
ANEXOS .....		173

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Visión lateral y anterior de Articulaciones del tobillo y Anatomía ósea.....	31
Figura 2. Anatomía ósea del tobillo – A) Grados de movilidad tróclea astragalina .....	31
Figura 3. Visión posterior de la articulación del tobillo.....	32
Figura 4. Bóveda Plantar con sus puntos de apoyo.....	33
Figura 5. Estabilidad del talón, plano frontal (A) y plano sagital (B).....	34
Figura 6. Estructura ósea Antepié .....	35
Figura 7. Planos anatómicos del cuerpo humano.....	36
Figura 8. Ejes principales articulación del pie .....	37
Figura 9. Movimiento de Flexión Dorsal.....	38
Figura 10. Amplitud en grados del movimiento de Flexión Dorsal.....	39
Figura 11. Movimiento de Extensión Plantar .....	40
Figura 12. Amplitud en grados del movimiento de Extensión Plantar .....	40
Figura 13. Movimiento de Inversión y su amplitud.....	41
Figura 14. Movimiento de Eversión y su amplitud.....	41
Figura 15. Movimiento de Aducción y su amplitud .....	42
Figura 16. Movimiento de Abducción y su amplitud .....	43
Figura 17. Esguince de Tobillo en inversión .....	45
Figura 18. Clasificación de esguinces: a) Grado I; b) Grado II y c) Grado III. ....	46
Figura 19. Goniómetro universal para grandes articulaciones.....	49
Figura 20. Electrogoniómetro .....	50
Figura 21. Inclínómetro de fluido .....	51
Figura 22. Método del cero neutro para la evaluación.....	52

Figura 23. Goniometría de la articulación subastragalina.....	53
Figura 24. Lectura de la medición con goniómetro en 0°: a) goniómetro en posición 0; b) la lectura se realiza al finalizar el arco de movimiento sobre la escala que parte de 0°, es decir, en este caso, la medición es: 0-130°.....	54
Figura 25. Etapas del proceso KDD.....	55
Figura 26. Estructura de un árbol de decisión.....	59
Figura 27. Clasificación de los sensores según la variable física a medir .....	60
Figura 28. Ejes de medición giroscopio.....	61
Figura 29. Funcionamiento interno de un sensor giroscópico .....	62
Figura 30. Plano cálculo ángulo de giro en X.....	63
Figura 31. Ejes de medida de un acelerómetro de tres ejes .....	64
Figura 32. Sistema microelectromecánico para la aceleración en 1 eje.....	64
Figura 33. Cálculo de ángulo de inclinación en el plano X-Z .....	65
Figura 34. Etapas del Modelo en V de Desarrollo de Sistemas .....	68
Figura 35. Arquitectura del Sistema.....	<b>¡Error! Marcador no definido.</b>
Figura 36. Arquitectura del Sistema.....	76
Figura 37. Diagrama de Flujo de Proceso del Sistema .....	79
Figura 38. Sensor ADXL335 Acelerómetro .....	82
Figura 39. Sensor MPU6050 y sus direcciones de ejes .....	83
Figura 40. Módulo MPU9250.....	85
Figura 41. Ubicación adecuada de sensor para toma de datos .....	87
Figura 42. Diagrama de conexión Sensor MPU6050.....	89
Figura 43. Diagrama de conexión Potenciómetro rotativo .....	90

Figura 44. Diagrama de pines de Arduino Nano.....	92
Figura 45. Diagrama esquemático del sistema.....	94
Figura 46. Pines del Módulo NRF24L01 .....	96
Figura 47. Topología máster esclavo hc-05 .....	97
Figura 48. Distribución de pines modulo Hc-05.....	98
Figura 49. <i>Diagrama de conexión Módulo Hc-05</i> .....	100
Figura 50. Diagrama de Bloques Sistema de Visualización .....	105
Figura 51. Diagrama de flujo de panel de ingreso de datos del paciente.....	106
Figura 52. Diagrama de flujo de panel de conexión .....	107
Figura 53. Diagrama de flujo de panel de movimientos .....	108
Figura 54. Diagrama de flujo de menú evaluar resultados.....	109
Figura 55. Diseño de estructura de la plataforma .....	111
Figura 56. Diseño ensamblado de la plataforma.....	112
Figura 57. Movilidad de plataforma en los planos X, Y, Z .....	112
Figura 58. Construcción plataforma del sistema.....	113
Figura 59. Diseño del circuito impreso del sistema .....	114
Figura 60. Circuito impreso en placa de cobre .....	114
Figura 61. Integración de fuente alimentación al sistema.....	115
Figura 62. Adaptación bloque alimentación a contenedor de la plataforma.....	115
Figura 63. Ubicación de sensores en la plataforma del sistema.....	116
Figura 64. Integración de placa de toma de datos del sistema .....	117
Figura 65. Integración de módulo de comunicación al sistema .....	117
Figura 66. Interfaz Gráfica sistema GONIOFEET .....	118



Figura 67. Formato base de datos de pacientes.....	120
Figura 68. Datos de los movimientos del paciente en el eje X .....	121
Figura 69. Datos de los movimientos del paciente en el eje Y .....	122
Figura 70. Datos de los movimientos del paciente en el eje Z.....	122
Figura 71. Transformación de datos mediante una tabla con valores estadísticos categóricos y etiquetas. ....	123
Figura 72. Dispersión de datos aplicando modelo árbol de clasificación (Tree) .....	126
Figura 73. Matriz de confusión del modelo árbol de clasificación (Tree) .....	127
Figura 74. Árbol de clasificación entrenado para el sistema GONIOFEET .....	128
Figura 75. Proceso de implementación algoritmo árbol de decisión .....	129
Figura 76. Inicialización de sensor y lectura de datos. ....	133
Figura 77. Emparejamiento y establecimiento puerto de comunicación del módulo bluetooth. ....	135
Figura 78. Prueba de conexión bluetooth entre prototipo e interfaz gráfica del sistema. ....	135
Figura 79. Prueba de toma y almacenamiento de datos de pacientes con interfaz gráfica. ....	137
Figura 80. Prueba del sistema con paciente con movilidad normal .....	138
Figura 81. Prueba del sistema con paciente con una lesión de esguince de tobillo .....	139
Figura 82. Prueba del sistema con paciente con laxitud articular. ....	140
Figura 83. Toma de ángulo de flexión dorsal de tobillo con goniómetro. ....	143
Figura 84. Toma de ángulo de flexión dorsal de tobillo con sistema GONIOFEET. ....	143
Figura 85. Toma de ángulo extensión plantar de tobillo con goniómetro. ....	145
Figura 86. Toma de ángulo extensión plantar de tobillo con sistema GONIOFEET. ....	146

Figura 87. Toma de ángulo inversión del tobillo con goniómetro.....	148
Figura 88. Toma de ángulo inversión de tobillo con sistema GONIOFEET.....	148
Figura 89. Toma de ángulo de eversión del tobillo con goniómetro. ....	150
Figura 90. Toma de ángulo eversión de tobillo con sistema GONIOFEET. ....	151
Figura 91. Toma de ángulo de aducción del pie con goniómetro.....	153
Figura 92. Toma de ángulo aducción de pie con sistema GONIOFEET.....	153
Figura 93.Toma de ángulo de abducción del pie con goniómetro.....	155
Figura 94.Toma de ángulo abducción de pie con sistema GONIOFEET.....	156

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Lista de Stakeholders .....	68
Tabla 2. Abreviaturas de requerimientos .....	69
Tabla 3. Requerimientos de stakeholders.....	69
Tabla 4. Requerimientos del sistema .....	71
Tabla 5. Requerimientos de arquitectura .....	72
Tabla 6. Especificaciones Técnicas acelerómetro ADXL335.....	82
Tabla 7. Especificaciones Técnicas MPU6050.....	83
Tabla 8. Especificaciones Técnicas MPU9250.....	85
Tabla 9. Análisis comparativo de sensores inerciales.....	86
Tabla 10. Ejes de movilidad del pie y zona de medición.....	87
Tabla 11. Análisis comparativo de placas programables .....	91
Tabla 12. Especificaciones Técnicas Arduino Nano.....	92
Tabla 13. Especificaciones Técnicas Transceptor nRF24L01 .....	96
Tabla 14. Especificaciones Técnicas Módulo bluetooth HC-05.....	98
Tabla 15. Análisis comparativo de módulos de comunicación inalámbrica.....	98
Tabla 16. Corriente consumida por el sistema electrónico .....	101
Tabla 17. Comparación de baterías.....	102
Tabla 18. Análisis comparativo de plataformas de visualización.....	104
Tabla 19. Distribución de columnas para creación de tabla de transformación de datos	124
Tabla 20. Modelo de clasificación de ML en Matlab. ....	125
Tabla 21. Prueba de funcionamiento del bloque de alimentación. ....	131
Tabla 22. Prueba de funcionamiento de los bloques de sensores y toma de datos. ....	132

Tabla 23. Prueba de funcionamiento del bloque de comunicación.....	134
Tabla 24. Prueba de funcionamiento de los bloques de visualización y evaluación del paciente. ....	136
Tabla 25. Ángulos de evaluación de tobillo y pie.....	142
Tabla 26. Evaluación de ángulo flexión dorsal.....	144
Tabla 27. Evaluación de ángulo extensión plantar.....	146
Tabla 28. Evaluación de ángulo inversión. ....	149
Tabla 29. Evaluación de ángulo eversión. ....	151
Tabla 30. Evaluación de ángulo aducción.....	154
Tabla 31. Evaluación de ángulo abducción.....	156

## ÍNDICE DE ECUACIONES

<b>Ec. 1.</b> Fórmula para obtener el ángulo de inclinación en X con giroscopio .....	62
<b>Ec. 2.</b> Fórmula para obtener el ángulo de inclinación en Y con giroscopio .....	62
<b>Ec. 3.</b> Fórmula para obtener el ángulo de inclinación en X con acelerómetro .....	65
<b>Ec. 4.</b> Fórmula para obtener el ángulo de inclinación en Y con acelerómetro .....	65
<b>Ec. 5.</b> Fórmula del filtro complementario para sensor MPU .....	88
<b>Ec. 6.</b> Fórmula para calcular la corriente total del sistema. ....	101
<b>Ec. 7.</b> Fórmula para calcular el índice de fallas .....	158

## ÍNDICE DE ANEXOS

<b>Anexo 1. Programación de GONIOFEET .....</b>	<b>173</b>
<b>Anexo 2. Encuesta de requerimientos y tabulación .....</b>	<b>175</b>
<b>Anexo 3. Evidencias Fotográficas .....</b>	<b>181</b>
<b>Anexo 4. Tabla 60x72 de transformación de datos para evaluación del algoritmo de árbol de decisión TREE.....</b>	<b>185</b>
<b>Anexo 5. Pacientes con esguince de tobillo del Hospital Luis G. Dávila de Tulcán evaluados con el sistema GONIOFEET.....</b>	<b>189</b>
<b>Anexo 6. Permiso de autorización del Hospital Luis G. Dávila de Tulcán para realizar toma de pruebas con el sistema GONIOFEET. ....</b>	<b>193</b>
<b>Anexo 7. Manual de Usuario .....</b>	<b>194</b>

# CAPÍTULO I

## ANTECEDENTES

### 1.1 Introducción

Esta sección contiene la argumentación para el desarrollo trabajo de titulación, el cual se inicia con la descripción del problema que se va a tratar, se define los objetivos generales y específicos, de igual manera el alcance y justificación de la investigación.

### 1.2 Problema

Una movilidad articular normal del tobillo y pie contribuye a absorber las fuerzas ascendentes cuando el pie contacta con el suelo. Una movilidad articular reducida minimiza esa capacidad de absorción, contribuyendo a la reducción de estabilidad del cuerpo y riesgos de caídas. Uno de los factores de una limitación de movilidad se debe a consecuencias de una lesión en el tobillo como lo es un esguince de tobillo, que es una lesión traumatológica que se da frecuentemente entre un 70 a 80% en deportistas con alto impacto de suelo como los de carrera, salto alto, baloncesto y futbol entre otros, en edades entre los 15-35 años y en personas sedentarias (Echegoyen, 2001). El 85% de estas lesiones son causadas por trauma en inversión. En la zona 1, teniendo en cuenta que Imbabura es la cuarta provincia a nivel nacional que aporta con un gran número de deportistas, se ha generado un reporte por el INEC en estadísticas hospitalarias que Imbabura es la quinta provincia que ingreso por lo menos alrededor de 147 personas anual con el padecimiento de un esguince de tobillo. ((INEC), 2013)

Los movimientos articulares del tobillo y pie se miden en grados y según los ejes entre ellos tenemos flexión, extensión, inversión, eversión, aducción y abducción cada uno de ellos tienen un rango de movilidad normal y son mediciones que se deben controlar durante una

rehabilitación de esguince de tobillo, pero se ha observado que este tipo de lesión no suele recibir la importancia necesaria por el fisioterapeuta, dejando así de lado el seguimiento de la movilidad durante el tratamiento tradicional que está más enfocado a reestablecer la fuerza, flexibilidad y estabilidad del tobillo mediante una serie de ejercicios. Lo que quizás ha desencadenado que algunos pacientes con esguince de tobillo no recuperen su rango completo de movimiento articular. El paciente al no recuperar su rango de movilidad articular se ve perjudicado en la biomecánica de su marcha y en actividades de la vida diaria como subir y bajar gradas, aumentando el factor de riesgo para producirse una caída (Cerdeño, 2012). Ya que se tiende a producirse una inestabilidad articular de tobillo en donde el movimiento del tobillo va más allá del límite fisiológico con una alteración de las propiedades elásticas de los ligamentos provocando un desequilibrio del tobillo (JA. Martín Urrialde, 2006). Los efectos que se evidencian en el paciente con limitación articular de tobillo son dolores cuando se hace presión con los dedos sobre la parte frontal de la articulación del tobillo, dolor de las articulaciones, dolor al doblar el pie hacia arriba y abajo, ligera alteración de la movilidad en la articulación, y en consecuencias más graves contribuye a tener un mayor riesgo de recaída en una lesión aún más grave como lo es una fractura. (Cerdeño, 2012)

La evaluación clínica de los grados de movimientos articulares del tobillo y pie se logra normalmente con un Goniómetro, sin embargo, estudios de investigación han sugerido que la goniometría es un procedimiento con datos poco fiables por la variabilidad de la determinación del punto de referencia (Barragán, 2015). Por lo cual se plantea una solución tecnológica como es la utilización de una red de sensores de posicionamiento giroscópicos y algoritmos de aprendizaje de maquina supervisados con los datos obtenidos de los sensores giroscopios y obtener una evaluación de movilidad con un tobillo que ha sufrido una lesión de tobillo para lograr proporcionar una ayuda en el diagnóstico del fisioterapeuta en la rehabilitación.



Con los riesgos y efectos mencionados a los que está expuesto el paciente con una movilidad articular anormal del tobillo y pie, es necesario que el paciente logre una recuperación completa y correcta por lo cual es conveniente una evaluación fisioterapéutica del rango en grados de los movimientos realizados por el tobillo y pie respecto a los planos de su movimiento, actualmente se lo realiza con un Goniómetro pero sus datos son poco fiables o con instrumentos costosos por lo cual se ha planteado diseñar un sistema electrónico en forma de plataforma conformado por sensores de posición y algoritmos de aprendizaje de máquina para obtener el ángulo en grados de los movimientos de flexión, extensión, inversión, eversión, aducción y abducción del tobillo y pie para detectar problemas en el rango de su movilidad.

### **1.3 Objetivos**

#### **1.3.1 Objetivo General.**

Diseñar un sistema electrónico de medición de ángulos en movimientos articulares de tobillo y pie en grados durante la rehabilitación de esguince de tobillo utilizando sensores de posicionamiento y algoritmos de aprendizaje de máquina para evaluación fisioterapéutica de pacientes.

#### **1.3.2 Objetivos Específicos.**

- Realizar una investigación bibliográfica sobre la biomecánica del movimiento del tobillo y pie en pacientes para determinar la incidencia de una baja limitación articular en un esguince de tobillo juntamente con los algoritmos de aprendizaje de máquina.
- Definir los requerimientos de hardware y software de acuerdo con la metodología en V para el diseño y desarrollo del sistema electrónico.

- Diseñar un sistema electrónico mediante sensores de posicionamiento giroscópicos en forma de plataforma para la adquisición de datos del posicionamiento y ángulo en la movilidad del tobillo del paciente.
- Comprobar el funcionamiento del sistema a través de pruebas tanto de software como hardware en pacientes con problemas de esguince de tobillo.
- Seleccionar el criterio adecuado de aprendizaje de máquina que permita la correcta evaluación física del paciente mediante un previo análisis de datos.

#### **1.4 Alcance**

El presente proyecto abordará conceptos sobre la biomecánica del tobillo en donde se mencionarán los diferentes tipos de movimientos articulares del tobillo y pie presentes durante una rehabilitación de esguince de tobillo lo que dará el apoyo para la realización del sistema electrónico que permitirá determinar el ángulo en grados durante los movimientos del tobillo y pie.

El objetivo del sistema electrónico propuesto es determinar los ángulos en grados en relación con los planos de coordenadas y la detección de problemas de rango normal de movilidad durante los movimientos articulares flexión, extensión, inversión, eversión, abducción y aducción del tobillo que tiene un paciente durante la rehabilitación de esguince de tobillo para una evaluación fisioterapéutica.

El presente proyecto se lo desarrollará utilizando la metodología en V que está enfocado para el ciclo de vida del desarrollo de sistemas conformado por una secuencia de etapas, en donde en primera instancia se realizará el análisis de requerimientos para determinar los elementos necesarios por el sistema y arquitectura además que cumplan con las necesidades presentadas por los usuarios en este caso los pacientes evaluados por el fisioterapeuta.

En la etapa de diseño referente a hardware se realizará la selección del sensor acelerómetro giroscópico de posición para la toma de datos de la movilidad del tobillo y pie del paciente, al igual que la placa de procesamiento y de comunicación de los datos. Se optará por una placa con hardware libre ya que, con dichos sistemas embebidos los fabricantes ponen a disposición proyectos de código abierto disponibles en la web que permite a desarrolladores extender posibilidades de crear nuevos sistemas. Con la norma IEEE 29148 se realizará la elección del software para la visualización de los datos y resultados obtenidos.

En la etapa de implementación del sistema electrónico éste estará constituido por una placa hardware libre y sensores acelerómetros giroscópicos de posicionamiento con su respectiva calibración, ubicados en la plataforma del prototipo, para que posteriormente el paciente realice los movimientos de flexión, extensión, inversión, eversión, abducción y aducción en una plataforma con movilidad para la toma de datos en forma inalámbrica y con la ayuda de un software de visualización será posible la observación y verificación de los resultados obtenidos por los sensores.

Mediante pruebas que se realizarán a los pacientes se obtendrán datos que serán evaluados a través de algoritmos de decisión supervisados, con lo cual el sistema electrónico será capaz de detectar si existe o no problemas en el rango de movilidad del tobillo y pie para una posterior evaluación fisioterapéutica del paciente.

## 1.5 Justificación

Según la revista de salud Espacio Humano de Madrid los avances tecnológicos en medicina, muy especialmente también en el campo de la fisioterapia, han permitido la aparición de nuevas y mejores herramientas de diagnóstico clínico y tratamientos más rápidos, precisos y con mejores garantías de prevención, todo gracias a la utilización de nuevas técnicas de trabajo y a la mejora de los equipos tanto eléctricos como mecánicos y la mezcla de métodos realizados con tratamientos novedosos que conducen a una mayor recuperación del paciente, y por ende mejorar la calidad de vida. (Sánchez E. M., 2016).

El presente proyecto realizará un seguimiento del rango articular en el tobillo y pie mediante el diseño de un sistema electrónico para determinar los ángulos en grados durante los movimientos articulares de tobillo y pie y la detección de problemas en su rango de movimiento, para proporcionar una ayuda en la evaluación fisioterapéutica de un paciente. Según (Sánchez I. C., 2015). Es importante abarcar la movilidad articular del tobillo dentro del tratamiento fisioterapéutico ya que las personas que se lesionan el tobillo a causa de un esguince deben recuperar la correcta biomecánica de su marcha para poder desempeñar sus labores y en general todas las actividades que contemplan la vida diaria. Por ello es útil acentuar los grados de movilidad del tobillo al inicio, mitad y final del tratamiento, para que así el profesional en fisioterapia durante el tratamiento seleccione los mejores protocolos a aplicar, dependiendo si existe o no recuperación de la movilidad en el tobillo.

En la actualidad existen instrumentos de medición de ángulos de articulaciones sin embargo no muy efectivos a la hora de tomar una medición como lo son goniómetros que es un instrumento sencillo y poco confiable. De esta forma el presente sistema busca generar un dispositivo que realice la medición de ángulos de los movimientos articulares del tobillo como

también ser capaz de lograr una detección de problemas en el rango de movimiento normal del paciente utilizando la metodología en V que implementa una serie de etapas de forma sucesiva, la etapa siguiente empieza cuando termina la etapa anterior las cuales son requerimientos, diseño, implementación, pruebas de verificación.

El presente sistema contribuye con en el objetivo 11 del Plan Nacional del Buen vivir 2013-2017 en el cual señala que el país debe gestionar sus recursos estratégicos en el marco de una inserción internacional, que permita que el ciclo tecnológico actual basado en la automatización, la robótica y la microelectrónica, contribuya al incremento generalizado del bienestar para sus habitantes.

## **1.6 Trabajos Realizados**

En la universidad Técnica del Norte se han realizado proyectos de rehabilitadores de tobillo, uno de ellos es el diseño de (Tito Cañaris, 2019) que es un dispositivo de rehabilitación pasiva el cual tiene como objetivo generar movimientos utilizados en el proceso de rehabilitación del tobillo como son el de dorsiflexión y plantar flexión, también los movimientos de inversión y eversión, de manera que el lesionado gane movilidad y flexibilidad con una rutina de repeticiones. Por su parte el diseño de (Muñoz Puenayan, 2019) es un rehabilitador de tobillo transportable activo ya que el paciente realizará los movimientos del tobillo, tomando en cuenta que el dispositivo no va a ejercer ningún tipo de resistencia, además que propone una rehabilitación divertida debido a que se usa un videojuego para poder interactuar con el paciente. En este caso el presente proyecto más que un rehabilitador de tobillo pretende ser un dispositivo de medición de ángulos de los movimientos utilizados en el proceso de rehabilitación del tobillo para lograr una detección de problemas en el rango de movimiento normal del paciente mediante el uso de sensores de posicionamiento y algoritmos de aprendizaje de máquina.

## CAPÍTULO II

### REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

En este capítulo se establecerán conceptos generales relacionados con el estudio del tobillo y pie, como su anatomía, fisiología, biomecánica, consecuencias de una limitación articular en una lesión de esguince de tobillo, sistemas de medición. Además, temas relacionados con sensores de posición y algoritmos de aprendizaje automático que existen en la actualidad.

#### **2.1 Anatomía articular del Tobillo**

El tobillo es una articulación primordial en el apoyo del pie en el suelo y en consecuencia en la marcha. Se trata, por tanto, de una estructura móvil pero que también requiere gran estabilidad. Esta articulación soporta mucha más carga que ninguna otra en el cuerpo humano, puede llegar soportar de 5 a 7 veces el peso corporal en la fase final del ciclo de marcha, comparado con las 3 a 4 veces en la rodilla y a las 2 a 3 en la cadera (Monteagudo de la Rosa M, 2007).

La articulación del tobillo, debido a su configuración anatómica, es una de las más congruentes y, por tanto, de las más estables de la extremidad inferior. Como se muestra en la Figura 1, la articulación del tobillo se halla formada por la tróclea astragalina y por la mortaja tibioperonea (Waldman, 2007).

Ambas poseen unas características anatómicas que condicionan la biomecánica de la articulación por lo que a continuación las describiremos por separado según sus criterios funcionales.



Figura 1. Visión lateral y anterior de Articulaciones del tobillo y Anatomía ósea

Fuente: (Taylor, 2016)

### 2.1.1 Tróclea astragalina.

La tróclea astragalina tiene forma de un segmento de cilindro de unos  $105^\circ$  como se muestra en la Figura 2-A. Es de 4 a 6 mm más ancha por delante que por detrás con respecto al plano horizontal. Debido a esta forma en cuña, los planos que pasan por sus bordes laterales son convergentes hacia atrás formando un ángulo abierto hacia adelante de unos  $5^\circ$  (Pericé, 2000).

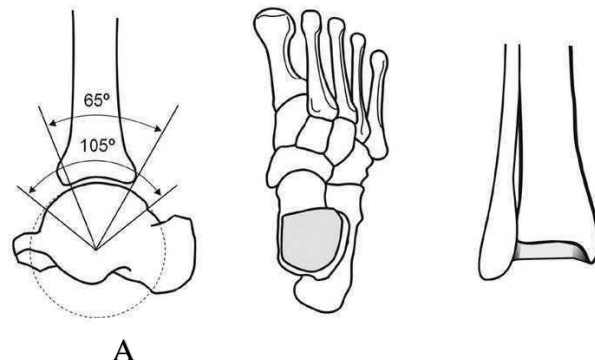


Figura 2. Anatomía ósea del tobillo – A) Grados de movilidad tróclea astragalina

Fuente: (Waldman, 2007)

### 2.1.2 Mortaja tibioperonea.

Está formada por la parte más distal de los huesos de la pierna. Por parte de la tibia y por parte del peroné, encaja exactamente con la tróclea astragalina. Tiene forma de un semicilindro de unos 65°, esta revestida de cartílago y ligamentos tal como se muestra en la Figura 3, además actúa como una superficie articular complementaria (García-Porrero, 2013).

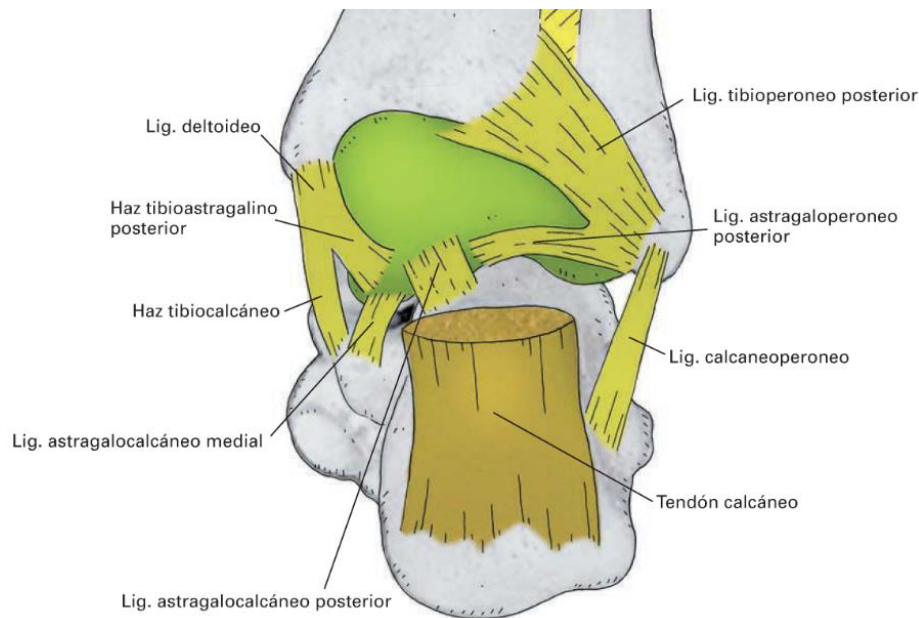


Figura 3. Visión posterior de la articulación del tobillo

Fuente: (García-Porrero, 2013)

## 2.2 Anatomía articular del Pie

El pie, eslabón más distal de la extremidad inferior, sirve para conectar el organismo con el medio que lo rodea, es la base de sustentación del aparato locomotor y tiene la capacidad peculiar biomecánica, de convertirse en una estructura rígida o flexible en función de las necesidades para las que es requerido y las características del terreno en que se mueve (Waldman, 2007).

Atendiendo a criterios funcionales a continuación, se describe por separado sus 3 partes fundamentales: la bóveda plantar, su apoyo posterior o talón y su apoyo anterior o antepié.



### 2.2.1 Bóveda plantar.

La bóveda plantar tiene una forma de media concha abierta por la parte interna que soporta fuerzas a compresión, está formada por una serie de estructuras como son los huesos, las cápsulas, ligamentos y los músculos, que hace que se mantenga su forma estable (Waldman, 2007).

(Kapanji, 2006) afirma, que la estructura de la planta del pie puede definirse como una bóveda sujeta por tres arcos como se indica en la Figura 4, que son los puntos de apoyo sobre el cual recae el peso. (p.228)

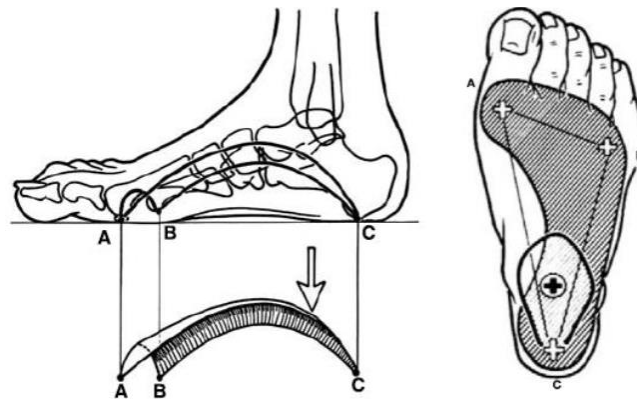


Figura 4. Bóveda Plantar con sus puntos de apoyo

Fuente: (Kapanji, 2006)

### 2.2.2 Talón.

El talón, llamado también hueso calcáneo, es un hueso grande que forma el cimiento para la parte trasera del pie tal como se muestra en la Figura 5-B. Esta articulación es importante para el funcionamiento normal del pie (Surgeons, 2019).

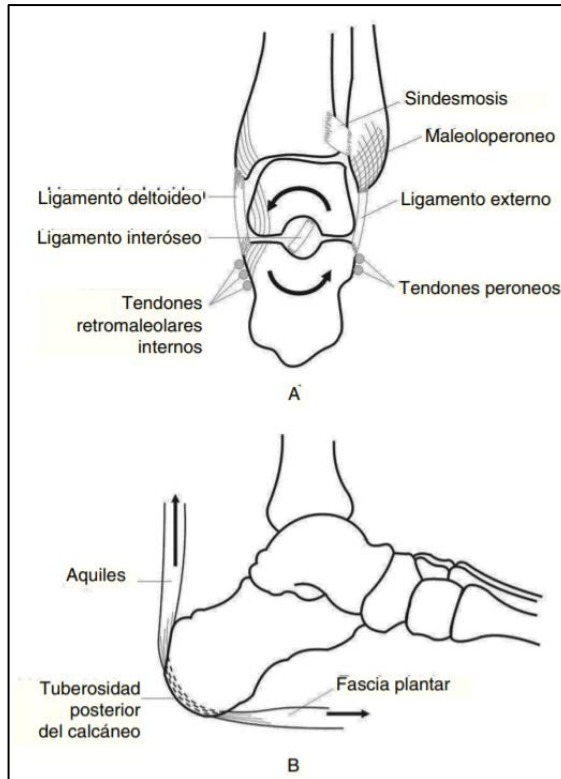


Figura 5. Estabilidad del talón, plano frontal (A) y plano sagital (B).

Fuente: (Waldman, 2007)

### 2.2.3 Antepié.

Parte anterior del pie, como se detalla en la Figura 6 está formada por los cinco metatarsianos y catorce falanges de los dedos. Puede soportar tensiones muy elevadas durante tiempos muy breves de unos milisegundos y ser capaz de proporcionar la potencia propulsiva durante la marcha (Maestro, Schramm, Bonnel, & Rivet, 2018).

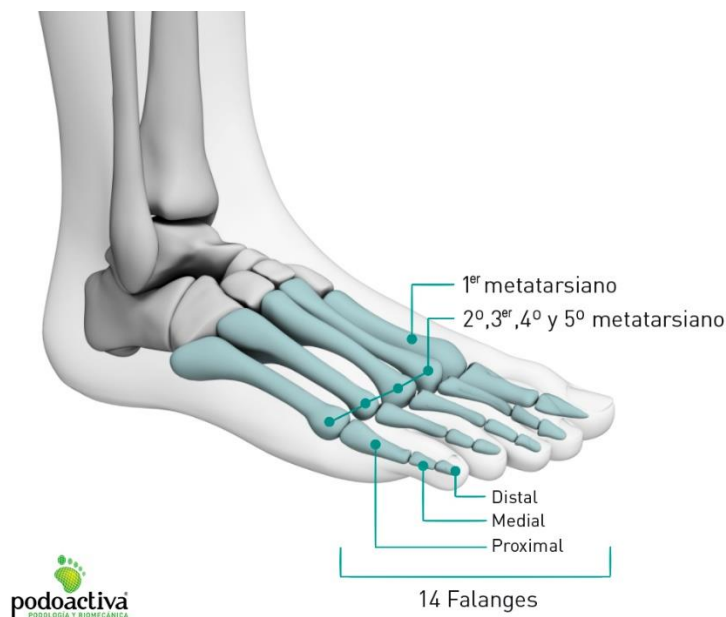


Figura 6. Estructura ósea Antepié

Fuente: (Casal, 2022)

## 2.3 Biomecánica del Pie y Tobillo

El pie está sometido a cargas biomecánicas transmitidas por sus estructuras que le dan funcionalidad, hay diferentes tipos de funciones: soporte y locomoción, para llevar a cabo estas funciones biomecánicas, es necesario el funcionamiento de todas las estructuras que conforman la articulación (Hernández, 2016). Por lo cual se mencionarán los movimientos que se realizan en el pie y tobillo, sus rangos y sus respectivos ejes articulares.

### 2.3.1 Planimetría del cuerpo humano

El objetivo de la planimetría es proporcionar las directrices necesarias para ubicar en el espacio los elementos anatómicos en posiciones y orientaciones convencionales valiéndose de líneas, planos y puntos (Jarmey, 2009).

Desde el punto de vista práctico, los tres planos de interés esenciales y mutuamente perpendiculares son el frontal, el sagital, el transversal. Cada uno de los planos cardinales puede denominarse primario cuando pasa a través del centro de gravedad del cuerpo, porque divide al cuerpo en dos secciones iguales (Gowitzke, Milner, & Iriarte Goñi, 1999).

El plano sagital corta verticalmente el cuerpo de anterior a posterior, dividiéndolo en mitad derecha y mitad izquierda tal como se muestra en la Figura 7-A, por otra parte, el plano frontal o coronal pasa verticalmente a través del cuerpo, dividiéndolo en la sección anterior y sección posterior como se aprecia en la Figura 7-B y se encuentra en un ángulo recto con el plano sagital, y por último en la Figura 7-C, se muestra el plano transversal que divide el cuerpo en una parte superior y en parte una inferior en forma horizontal y está en ángulo recto con los otros dos planos.

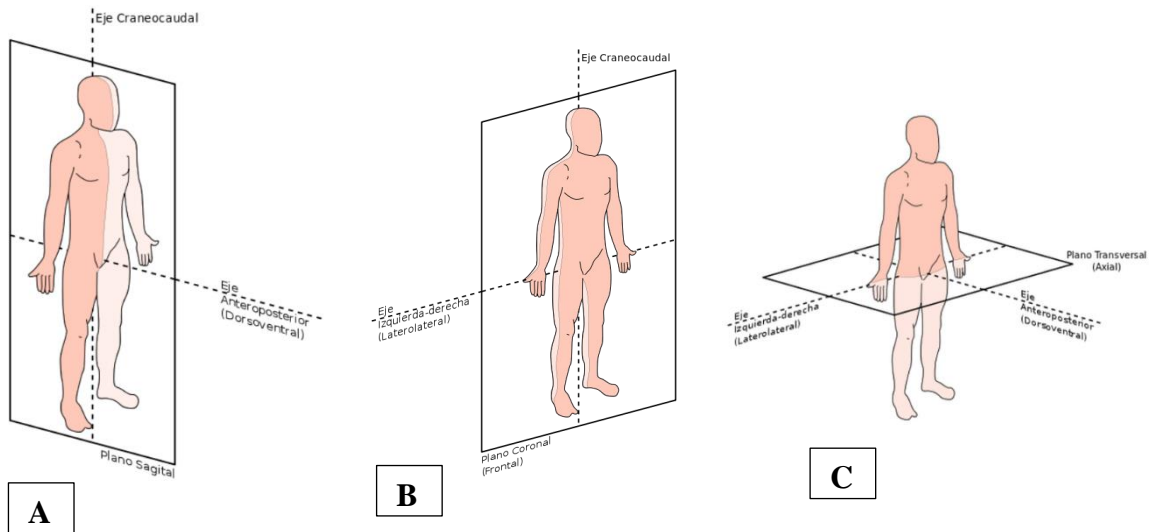


Figura 7. Planos anatómicos del cuerpo humano

Fuente: (Guaura, 2018)

### 2.3.2 Ejes Articulares del Pie.

(Kapanji, 2006) afirma, que los tres ejes principales de este complejo articular se interrumpen aproximadamente en el retropié tal como se indica en la Figura 8. Cuando el pie está en una posición de referencia, estos tres ejes son perpendiculares entre sí. (p.160)

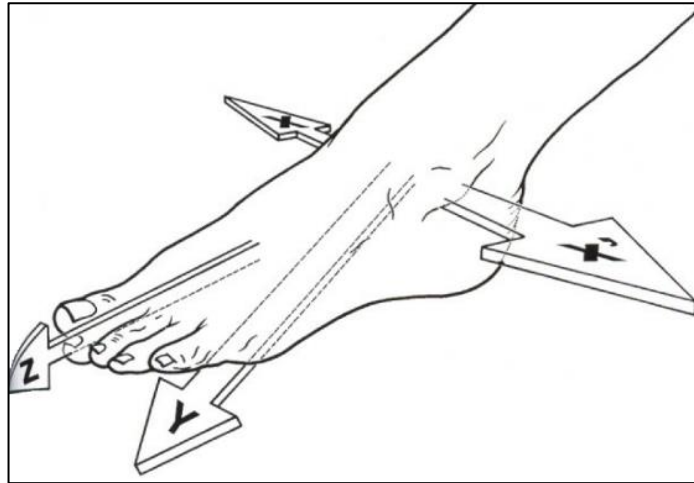


Figura 8. Ejes principales articulación del pie

Fuente: (Kapanji, 2006)

El eje transversal X corresponde al eje de la articulación tibio-tarsiana. Está incluido en el plano frontal, por analogía con el miembro superior, estos movimientos reciben el nombre de inversión y eversión.

Por su parte, el eje longitudinal Y del pie es horizontal y pertenece al plano sagital. Condiciona la orientación de la planta del pie de forma que le permite “mirar” ya sea directamente hacia abajo, hacia arriba y condiciona los movimientos de flexo extensión del pie.

Y por último el eje longitudinal Z de la pierna condiciona los movimientos de aducción-abducción del pie, que se efectúan en el plano transversal y que son factibles con la rotación axial de la rodilla flexionada. En menor medida, estos movimientos se localizan en las articulaciones posteriores del tarso, aunque siempre estarán combinados con movimientos en torno al tercer eje.

### 2.3.3 Movimientos del Pie y Tobillo

El pie posee un conjunto de articulaciones que le permiten el movimiento en los 3 planos del espacio. Estos movimientos son de flexión y extensión a través de la articulación del tobillo (tibio-tarsiana) en plano sagital, movimientos de inversión y eversión que se efectúan en el plano frontal, y también los movimientos de aducción y abducción que se efectúan en el plano transversal (Waldman, 2007).

#### 2.3.3.1 Movimiento de Flexión Dorsal.

Se toma como posición de referencia cuando la planta del pie es perpendicular al eje de la pierna como se indica en la Figura 9, en la posición A. A partir de esta posición, la flexión del tobillo se define como el movimiento que aproxima el dorso del pie a la cara anterior de la pierna como se indica en la Figura 9, en la posición B; se denomina también flexión dorsal o dorsiflexión (Kapanji, 2006).

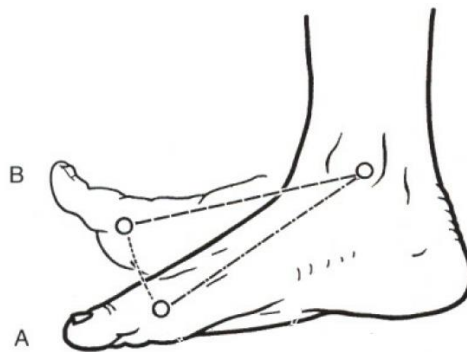


Figura 9. Movimiento de Flexión Dorsal

Fuente: (Kapanji, 2006)

Para la medición de los ángulos de este movimiento es mejor valorar el ángulo entre la planta del pie y el eje de la pierna. Su amplitud es de 20 a 30° según la Academia Americana de

Cirujanos Ortopédicos (AAOS). La zona sombreada indica el margen de variaciones individuales de amplitud, es decir 10° como se indica en la Figura 10.

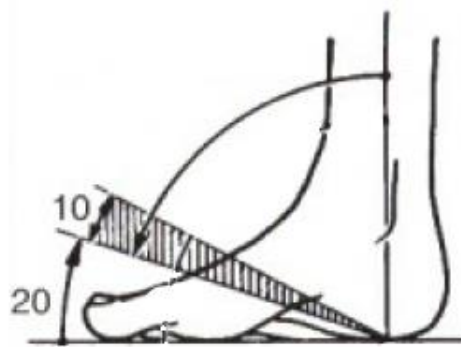


Figura 10. Amplitud en grados del movimiento de Flexión Dorsal

Fuente: (Kapanji, 2006)

### **2.3.3.2 Movimiento de Extensión Plantar.**

Se toma como posición de referencia cuando la planta del pie es perpendicular al eje de la pierna como se indica en la Figura 11, en la posición A. La extensión aleja el dorso del pie de la cara anterior de la pierna mientras que el pie tiende a situarse en la prolongación de la pierna, tal como se muestra en la Figura 11, en la posición C. Este movimiento también se denomina flexión plantar, también se puede comprobar que la amplitud de la extensión es mucho mayor que la flexión (Kapanji, 2006).

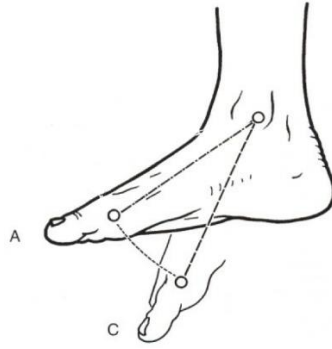


Figura 11. Movimiento de Extensión Plantar

Fuente: (Kapanji, 2006)

En el movimiento de extensión su amplitud es de 30 a 50° según la AAOS. El margen de variaciones individuales de amplitud es mayor 20° que el de la flexión como se indica en la Figura 12.

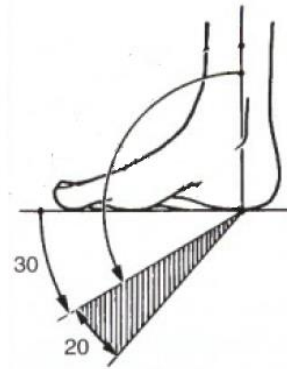


Figura 12. Amplitud en grados del movimiento de Extensión Plantar

Fuente: (Kapanji, 2006)

### 2.3.3.3 Movimiento de Inversión.

El movimiento de inversión se ha definido como una elevación del borde medial del pie y/o una rotación de la planta del pie hacia adentro. Por analogía con el miembro superior se define también como movimiento de supinación (Gowitzke et al., 1999). En el movimiento de inversión su amplitud es de 30 a 35° según la AAOS, tal como se muestra en la Figura 13.



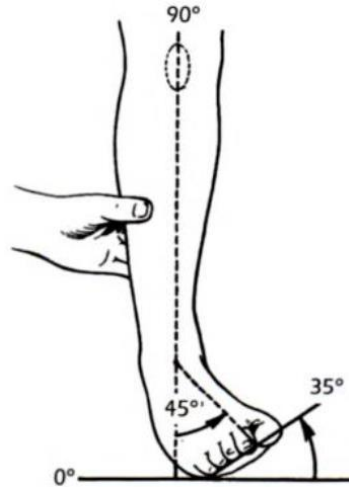


Figura 13. Movimiento de Inversión y su amplitud

Fuente: (Gowitzke et al., 1999)

#### 2.3.3.4 *Movimiento de Eversión.*

El movimiento de eversión es en dirección opuesta e implica la elevación del extremo lateral del pie y/o la rotación de la planta del pie hacia afuera. Por analogía con el miembro superior se define también como movimiento de pronación (Gowitzke et al., 1999). En el movimiento de inversión su amplitud es de 10 a 15° según la AAOS, tal como se muestra en la Figura 14.

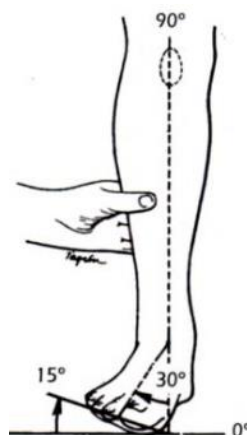


Figura 14. Movimiento de Eversión y su amplitud

Fuente: (Gowitzke et al., 1999)

### **2.3.3.5 Movimiento de Aducción.**

El movimiento de aducción se realiza en el plano horizontal cuando la punta del pie se dirige hacia adentro, hacia el plano de simetría del cuerpo tal como se indica en la Figura 15. La amplitud del movimiento de aducción realizados en el pie es tan solo de 35 a 45° según la AAOS. Sin embargo, este movimiento e incluido el de abducción pueden ser más amplios debido a que pueden ser producto a la rotación interna de la pierna (Kapanji, 2006).



Figura 15. Movimiento de Aducción y su amplitud

Fuente: (Kapanji, 2006)

### **2.3.3.6 Movimiento de Abducción.**

El movimiento de abducción se realiza en el plano horizontal cuando la punta del pie se dirige hacia fuera y se aleja del plano de simetría del cuerpo tal como se indica en la Figura 16. La amplitud del movimiento de aducción realizados en el pie es tan solo de 35 a 45° (Kapanji, 2006).



Figura 16. Movimiento de Abducción y su amplitud

Fuente: (Kapanji, 2006)

#### **2.3.4 Factores que limitan la movilidad articular del pie.**

La movilidad articular no es una propiedad que se mantiene intacta durante toda la vida. Así pues, existen diferentes factores que influyen de forma fisiológica en el movimiento de una articulación. De hecho, la pérdida del rango articular es un factor natural con el paso de los años (Soucie et al., 2011).

En el caso del miembro inferior, cualquier restricción de movimiento, y concretamente generada sobre el pie, ocasiona una serie de adaptaciones fisiopatológicas que se transmiten en cadenas lesionales ascendentes provocando síntomas (Fernández Sánchez, 2014).

Una de las causas de la limitación movilidad articular del pie es debido a la pérdida de fuerza muscular del tibial anterior; principal musculo encargado de este movimiento. Esta pérdida de fuerza se encuentra asociada a la edad y se ha comprobado en estudios que es la causante de pérdidas de equilibrio y de gran parte de las caídas que sufren personas de edad avanzada ( Mahmoud Abd El-Kader, & Salah El-Den Ashmawy, 2014).

Otra de las causas de limitación es como consecuencias de una lesión en el tobillo podemos encontrarnos con una alteración en el posicionamiento articular. Dicha lesión puede dar como resultado un mal posicionamiento del astrágalo sobre la mortaja o un desplazamiento anterior de la tibia sobre el astrágalo (Landrum, Kelln, Parente, Ingersoll, & Hertel, 2008). Por lo cual es necesario una evaluación fisioterapéutica de los movimientos realizados por el tobillo y pie juntamente con su respectiva medición para lograr una recuperación normal en su movilidad.

Además en diferentes estudios han encontrado reducciones del movimiento de dorsiflexión del pie tras sufrir esguinces de tobillo, tendinopatía aquilea y otras lesiones en pies y tobillos (Backman & Danielson, 2011). También se ha observado que algunos individuos continúan teniendo rango de movimiento y estabilidad reducido tras recuperarse de su lesión, lo cual podría contribuir a tener un mayor riesgo de recaída (Hertel, 2000).

## **2.4 Lesiones músculo esqueléticas del pie y tobillo**

Las lesiones musculoesqueléticas son situaciones de dolor, molestia o tensión en la estructura anatómica del cuerpo que afecta a los tejidos blandos del aparato locomotor de los huesos, ligamentos, músculos, tendones, nervios y articulaciones. (Departamento de Salud Laboral, 2016). Las lesiones musculoesqueléticas incluyen fracturas de los huesos o dislocaciones de las articulaciones, distensiones, desgarros de ligamentos, laceraciones de tendones, esguinces siendo esta última una de las más comunes.

### **2.4.1 Esguince de Tobillo**

Los esguinces de tobillo son lesiones producidas por una distensión de la cápsula articular y los ligamentos que rodean a la articulación del tobillo. Es una lesión ocasionada por un

movimiento forzado más allá de sus límites normales o en un sentido no propio de la articulación (Jaime, A S, Metodol, & Monteros, 2017).

Un esguince tiene algunas características que se presentan una vez ocurrido el episodio, como limitación funcional, edema y dolor, es el resultado de la distensión de los ligamentos de esta área lo cual genera una tracción de los mismos más allá de los límites anatómicos normales (Pfeiffer & Mangus, 2007).

El esguince es definido como una lesión que estira las fibras ligamentosas. La inversión y flexión plantar son los mecanismos más comunes de esguince, con daños en los ligamentos laterales como se muestra en la Figura 17. La eversión y rotación externa pueden provocar esguinces mediales resultando dañados el ligamento deltoideo y/o los ligamentos de la articulación tibioperonea (Dutton, 2015).

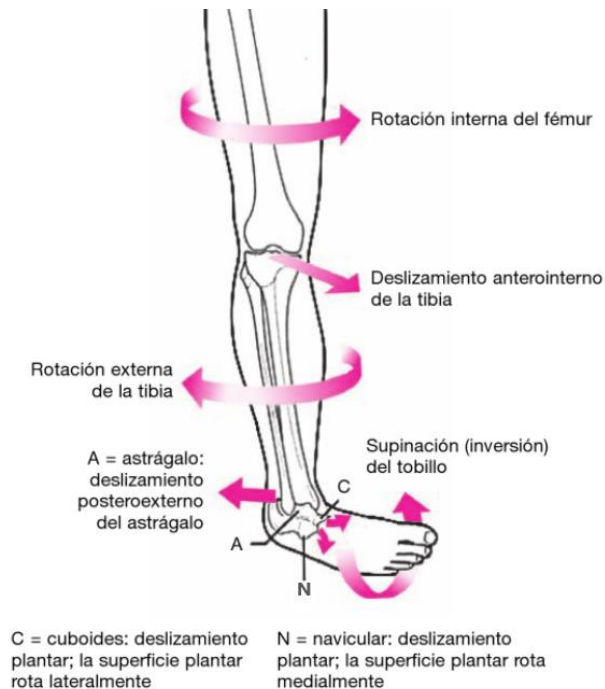


Figura 17. Esguince de Tobillo en inversión

Fuente: (Leon Chaitow, 2006)

### 2.4.1.1 Clasificación De Los Esguinces de tobillo.

Rincón Cardozo et al., (2015) afirma, que la clasificación de un esguince es según la severidad de la lesión del ligamento y los síntomas asociados que presenta el paciente, los esguinces se clasifican en tres grados de menor a mayor gravedad:

- Grado I: el ligamento presenta micro desgarros, por lo que no se ve severamente afectado. El paciente refiere poco dolor, con un leve edema en la zona y no pierde funcionalidad en la marcha como se muestra en la Figura 18-a.
- Grado II: desgarro moderado del ligamento. El paciente presenta dolor moderado, sensibilidad al tacto, inflamación evidente con hematoma, además de marcha dolorosa con pérdida funcional como se muestra en la Figura 18-b.
- Grado III: presenta desgarro o ruptura total del ligamento. El paciente refiere dolor intenso, importante inflamación con hematoma posterior, y marcha imposibilitada como se muestra en la Figura 18-c.

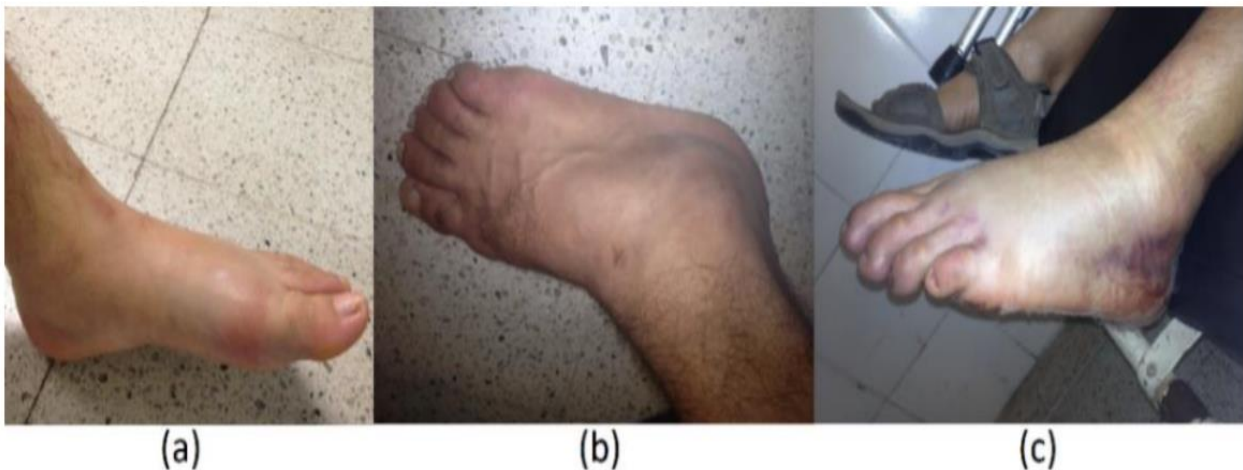


Figura 18. Clasificación de esguinces: a) Grado I; b) Grado II y c) Grado III.

Fuente: (Rincón Cardozo et al., 2015)

### ***2.4.1.2 Tratamiento Fisioterapéutico.***

Cuando se ha presentado un esguince de tobillo, (Dagmar González, Dayinel Franco, n.d.) (2006) mencionan que la rehabilitación es crucial y empieza en el momento en que inicia su tratamiento. Es recomendable iniciar un programa de rehabilitación tan pronto como sea posible para promover la curación y aumentar su rango de movimiento. Esto incluye la realización de ejercicios, destinados solamente a esta patología.

Según la Doctora Sánchez Mariana. T. (2012) afirma que:

Una vez producido el esguince y cuando pasa la fase de más dolor e inflamación, se pueden realizar una serie de ejercicios encaminados a acelerar la curación y dar estabilidad al tobillo. El tratamiento se basa en un trabajo semanal. Está preparado para esguinces grado I y II.

Primera semana:

- Primeras 48 horas: crioterapia, vendaje elástico
- Siguiendo cinco días: calor húmedo, hidroterapia
- Ejercicios activos en arco sin dolor
- Ejercicios contra resistencia manual (no inversión)
- Bicicleta estática

Segunda semana:

- Estiramientos suaves
- Fortalecimiento con thera-band (resistencias progresivas), escalones y
- Pesas
- Bicicleta estática

- Propiocepción (Medición de Rango de movimientos de pie y tobillo)

Tercera semana

- Estiramientos
- Fortalecimiento
- Trote con protección (vendajes)
- Trabajo de campo

## **2.5 Goniometría**

La goniometría aplicada a las ciencias médicas es la técnica de medición de los ángulos creados por la intersección de los ejes longitudinales de los huesos a nivel de las articulaciones. Es una técnica muy utilizada en Kinesiología Humana para evaluar ángulos articulares de los miembros superiores e inferiores, durante una lesión (Henao, López, & Orozco, 2013).

Evaluar el arco de movimiento de una articulación en cada uno de los tres planos del espacio. En este caso, se trata de un procedimiento dinámico que se utiliza para cuantificar la movilidad de una articulación. En rehabilitación, la goniometría se utiliza para determinar el punto de inicio de un tratamiento, evaluar su progresión en el tiempo, motivar al paciente, establecer un pronóstico, modificar el tratamiento o darle un punto final, y, finalmente, evaluar la secuela (C. H. Taboadela, 2007).

### **2.5.1 Instrumentos de medición.**

La medición de movimientos articulares se la realiza en ángulos en sus respectivos planos y ejes de movilidad de cada articulación con diferentes tipos de instrumentos que pueden ser de



tipo manual, instrumentos electrónicos, instrumentos que usan electromagnetismo entre otros; los cuales se explicaran a continuación (C. H. Taboadela, 2007).

### 2.5.1.1 Goniómetro.

El goniómetro es un instrumento que se utiliza para medir los ángulos en el sistema osteoarticular. Se trata de un instrumento económico, que suele estar fabricado en material plástico. Los goniómetros poseen un cuerpo y dos brazos o ramas, uno fijo y el otro móvil (M. Lynn Palmer, 2002). El cuerpo del goniómetro es, en realidad, un transportador de 180° ó 360° tal como se muestra en la Figura 19.

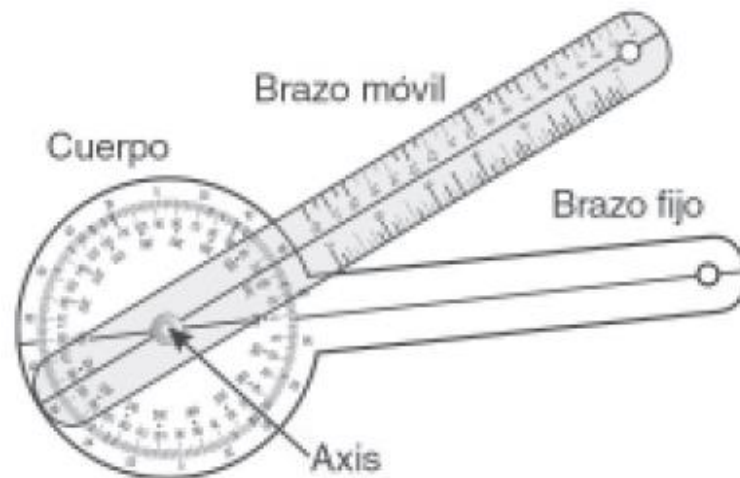


Figura 19. Goniómetro universal para grandes articulaciones

Fuente: (C. H. Taboadela, 2007)

Los goniómetros presentan dos grandes limitaciones: una de ellas es su alineación sobre la superficie corporal debe realizarse por estimación visual, la otra limitación es que debe tomarse con las dos manos, una para el brazo fijo y la otra para el brazo móvil, el examinador no puede efectuar correctamente la estabilización proximal de la articulación (C. H. Taboadela, 2007).

### **2.5.1.2 Electrogoniómetro.**

Los electro-goniómetros son sofisticados instrumentos electrónicos, de alto costo, que utilizan electrodos a nivel del eje, del brazo proximal y distal, y que registran la medición a través de un software en la pantalla de una computadora. Se utilizan fundamentalmente para investigación (Autor, Sabogal, & Valvueda, 2004).



Figura 20. Electrogoniómetro

Fuente: (C. H. Taboadela, 2007)

### **2.5.1.3 Inclinómetro.**

El inclinómetro es un instrumento de medición de ángulos que se utiliza cuando no es posible aplicar correctamente el goniómetro, como en la medición de la flexión-extensión de la columna lumbar, o bien, cuando se dificulta la determinación de reparos óseos, como en la medición de la inversión-eversión del retropié (C. H. Taboadela, 2007).

El inclinómetro es un tipo de goniómetro que utiliza la fuerza de gravedad como punto de referencia para su calibración. De esta manera, la posición inicial de medición no depende de la apreciación visual, como sucede con el goniómetro como se muestra en la Figura 21.

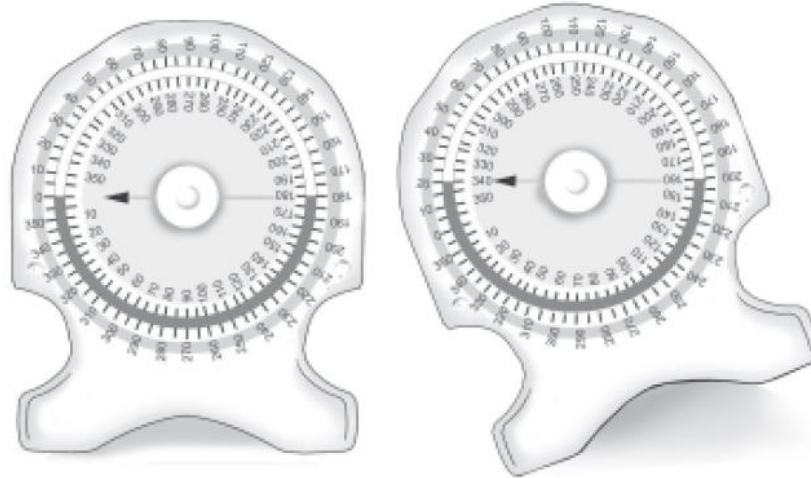


Figura 21. Inclinómetro de fluido

Fuente: (C. H. Taboadela, 2007)

#### **2.5.1.4 Estimación visual.**

La estimación visual, conocida como “ojímetro”, le permite al examinador tener una primera impresión del grado de movilidad de la articulación que tiene que medir. Sin embargo, debido a que se trata de una ponderación imprecisa y altamente subjetiva, no debe ser utilizada como método para la evaluación de incapacidades (C. H. Taboadela, 2007).

#### **2.5.2 Método de medición del arco articular**

Para la medición del arco de movimiento de una articulación, en la actualidad se usa el método del cero neutro, en donde la posición de medición comienza a partir de la posición 0, tal como se indica en la Figura 22. El método del cero neutro se basa en la medición de los movimientos que ocurren en cada uno de los tres ejes que cortan perpendicularmente los tres planos del espacio a partir de la posición neutra o posición 0, en la cual todas las articulaciones se encuentran en extensión, salvo el tobillo, donde la posición 0 se verifica en 90° de flexión (C. H. Taboadela, 2007).

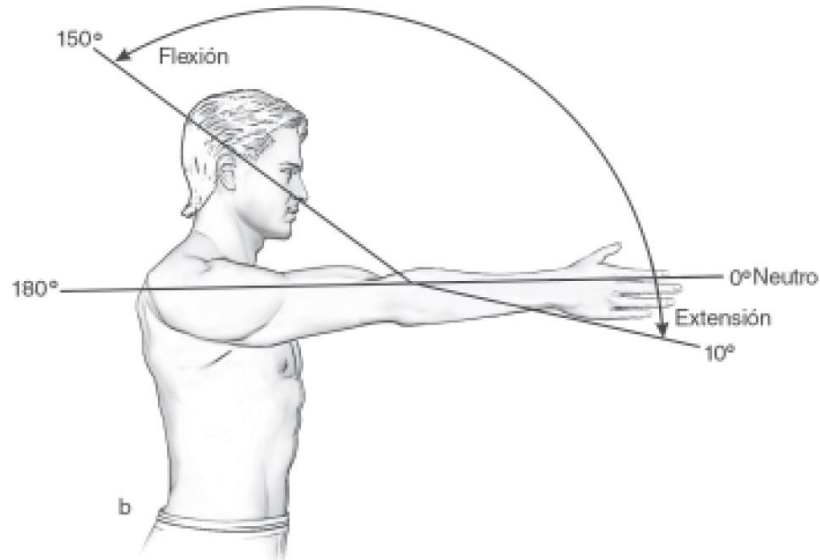


Figura 22. Método del cero neutro para la evaluación

Fuente: (C. H. Taboadela, 2007)

### 2.5.3 Medición del arco de movimiento articular con goniómetro

La medición del arco de movimiento articular comienza con el goniómetro alineado sobre la articulación que se examina en posición 0 (Figura 23-A).

Cuando se efectúa el movimiento, se realiza la extensión del tobillo con la rodilla en flexión de 90° para relajar el tríceps sural, posteriormente el brazo móvil del goniómetro acompaña el movimiento (Figura 23-B). Se registra el ángulo formado entre la posición 0 y la posición final de extensión (Cl. H. Taboadela, 2013).

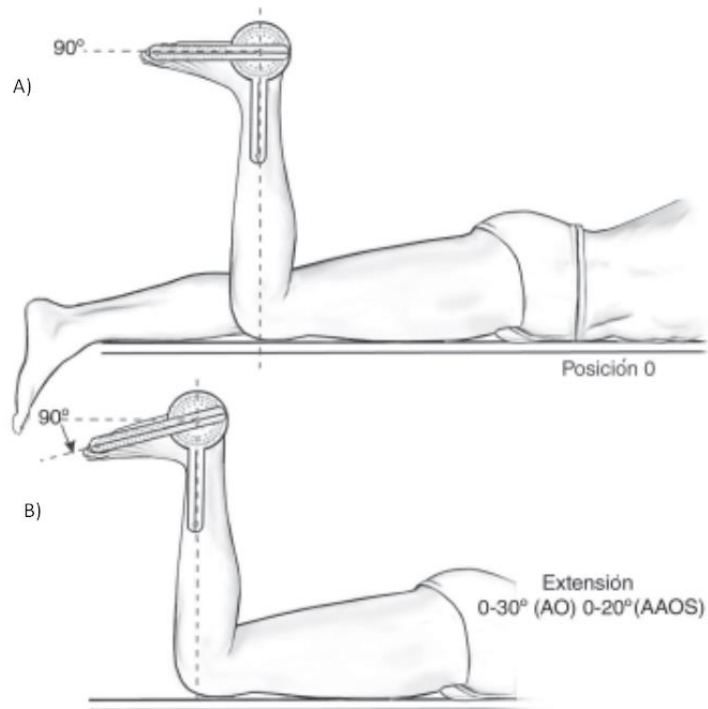


Figura 23. Goniometría de la articulación subastragalina

Fuente: (Cl. H. Taboadela, 2013)

#### 2.5.4 Lectura del resultado de la medición con goniómetro

La lectura se realiza directamente sobre la escala del transportador del goniómetro en el ángulo que señala la línea media del brazo móvil al finalizar el arco de movimiento (Figura 24).

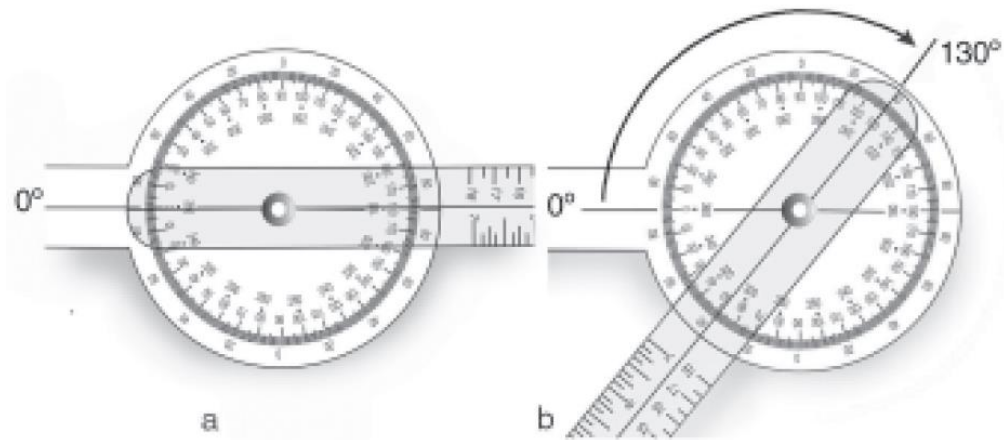


Figura 24. Lectura de la medición con goniómetro en 0°: a) goniómetro en posición 0; b) la lectura se realiza al finalizar el arco de movimiento sobre la escala que parte de 0°, es decir, en este caso, la medición es: 0-130°.

Fuente: (C. H. Taboadela, 2007)

### 2.5.5 Registro de la medición

El registro de la medición debe incluir: nombre, edad y sexo del examinado, así como la fecha, el nombre del examinador y el tipo de goniómetro utilizado. El movimiento se registra como el máximo de grados que se mueve una articulación en un eje de un determinado plano del espacio a partir de la posición 0°, o bien, como el rango útil de movilidad cuando la medición no comienza en 0° (C. H. Taboadela, 2007).

## 2.6 Proceso KDD

El proceso KDD (Knowledge Discovery in Databases) o descubrimiento de conocimiento en bases de datos, es un proceso automático en el que se combinan descubrimiento y análisis, que consiste en extraer patrones en forma de reglas o funciones, a partir de volúmenes de datos, para que el usuario los analice. Esta tarea implica generalmente preprocesar los datos, aplicar técnicas del aprendizaje de máquina, y presentar resultados (Timaran, Hernandez, Caicedo, Hidalgo, & Alvarado, 2016).

El proceso KDD involucra diferentes etapas tal como se muestra en la Figura 25, que se explicaran a continuación, con la intervención del usuario en la toma de muchas decisiones debido a que es un proceso iterativo, es decir el usuario propone mejoras continuamente hasta obtener el diseño final deseado.

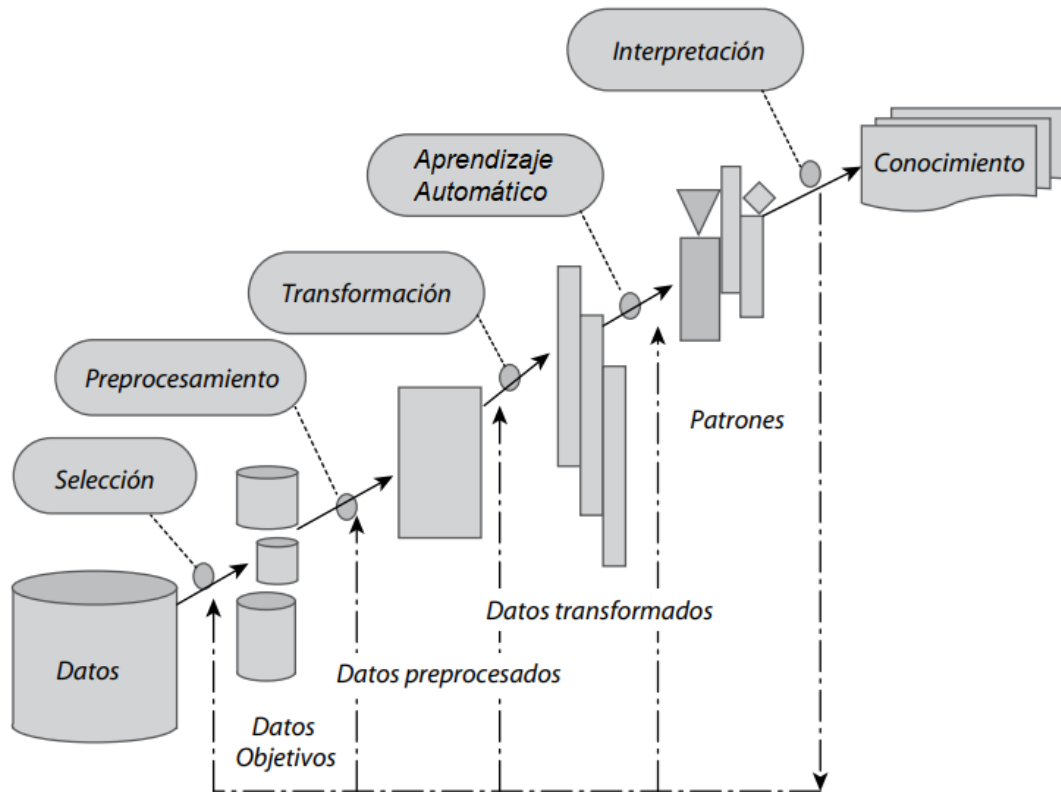


Figura 25. Etapas del proceso KDD

Fuente: (Timaran et al., 2016)

- **Etapas de selección**

En la etapa de selección se crea un conjunto de datos objetivo, seleccionando todo el conjunto de datos o una muestra representativa de este, sobre el cual se realiza el proceso de descubrimiento (Timaran et al., 2016).

- **Etapas de preprocesamiento**

En la etapa de preprocesamiento se analiza la calidad de los datos, se aplican operaciones básicas como la remoción de datos ruidosos, se seleccionan estrategias para el manejo de datos desconocidos (missing y empty), datos nulos, datos duplicados y técnicas estadísticas para su reemplazo. En el proceso de limpieza todos estos valores se ignoran, se reemplazan por un valor por omisión, o por el valor más cercano, es decir, se usan métricas de tipo estadístico como media, moda, mínimo y máximo para reemplazarlos (Timaran et al., 2016).

- **Etapas de transformación**

En la etapa de transformación de datos, se buscan características útiles para representar los datos dependiendo de la meta del proceso. Además se utilizan métodos de reducción de dimensiones o de transformación para disminuir el número efectivo de variables bajo consideración o para encontrar representaciones invariantes de los datos (Timaran et al., 2016).

- **Etapas de Aprendizaje Automático**

El objetivo de la etapa de aprendizaje automático de datos es la búsqueda y descubrimiento de patrones insospechados y de interés, aplicando diferentes técnicas o algoritmos. Por lo tanto, la escogencia de un algoritmo de datos incluye la selección de los métodos por aplicar en la búsqueda de patrones en los datos, así como la decisión sobre los modelos y los parámetros más apropiados, dependiendo del tipo de datos (categóricos, numéricos) por utilizar (Timaran et al., 2016).

- **Etapas de interpretación**

En la etapa de interpretación, se interpretan los patrones descubiertos y posiblemente se retorna a las anteriores etapas para posteriores iteraciones. Esta etapa puede incluir la visualización



de los patrones extraídos, la remoción de los patrones redundantes o irrelevantes y la traducción de los patrones útiles en términos que sean entendibles para el usuario. Por otra parte, se consolida el conocimiento descubierto para incorporarlo en otro sistema para posteriores acciones o, simplemente, para documentarlo y reportarlo a las partes interesadas; también para verificar y resolver conflictos potenciales con el conocimiento previamente descubierto (Timaran et al., 2016).

### **2.6.1 Aprendizaje automático**

El aprendizaje automático (Machine Learning) es una rama de la inteligencia artificial que tiene como objetivo permitir que las máquinas realicen su trabajo con destreza mediante el uso de software inteligente, generalmente se considera que abarca los procedimientos informáticos automáticos basados en operaciones lógicas o binarias que aprenden una tarea de una serie de ejemplos (Mohssen Mohammed, Muhammad Badruddin Khan, 2016). El aprendizaje automático está siendo utilizado en una variedad de aplicaciones entre ellas detección y análisis de imágenes, predicciones de fallos, diagnósticos médicos entre otros.

De acuerdo con (Mohssen Mohammed, Muhammad Badruddin Khan, 2016). El desarrollo de aprendizaje automático se centra en tres categorías principales que se conocen como, aprendizaje no supervisado, aprendizaje profundo y aprendizaje supervisado. Este último será el estudiado en el desarrollo de esta investigación.

#### ***2.6.1.1 Aprendizaje supervisado.***

El aprendizaje supervisado es una técnica de aprendizaje automático mediante la cual el algoritmo se presenta primero con datos de entrenamiento que consisten en ejemplos que incluyen tanto las entradas como las salidas deseadas; lo que le permite aprender una función. La salida de

la función puede ser un valor continuo (llamado regresión) o puede predecir una etiqueta de clase del objeto de entrada (llamada clasificación). (Yagang Zhang, 2012).

El aprendizaje supervisado es bastante común en los problemas de clasificación porque el objetivo a menudo es lograr que la computadora aprenda un sistema de clasificación que hemos creado. De acuerdo con (Mohssen Mohammed, Muhammad Badruddin Khan, 2016). En el aprendizaje supervisado existen diferentes tipos de algoritmos, entre ellos tenemos los Bayesianos, algoritmos de vectores de soporte, algoritmos de discriminación lineal, algoritmos de clasificación y uno de los tipos de algoritmos más común es el árbol de decisión que será el estudiado en esta investigación.

### **Árboles de decision (DT)**

El árbol de decisión (DT) es una estructura en árbol, donde cada nodo representa un atributo a ser probado; las ramas representan la salida de la prueba y los nodos finales (hojas) representan la clasificación (Godoy Viera, 2017). El algoritmo de DT posee dos fases principales: en la primera llamada fase de crecimiento del árbol, el algoritmo inicia con todo el conjunto de datos como nodos raíz. Los datos son divididos en subconjuntos utilizando algún criterio de división. En la segunda fase, etapa de reducción del árbol, el árbol total formado se reduce para prevenir el exceso de ajuste (over-fitting) del árbol a los datos de entrenamiento (Yu & Song, 2010).

En la Figura 26 se muestra la estructura de un árbol de decisión que clasifica cada objeto en el conjunto de entrenamiento. Las hojas de un árbol de decisión o nodo intermedio son nombres de clase, otros nodos representan pruebas basadas en atributos con una rama para cada posible resultado (Quinlan, 2007). Para clasificar un objeto, comenzamos en la raíz del árbol, evaluamos la prueba y tomamos la rama apropiada para el resultado. El proceso continúa hasta que se

encuentra una hoja, momento en el cual se afirma que el objeto pertenece a la clase nombrada por la hoja.

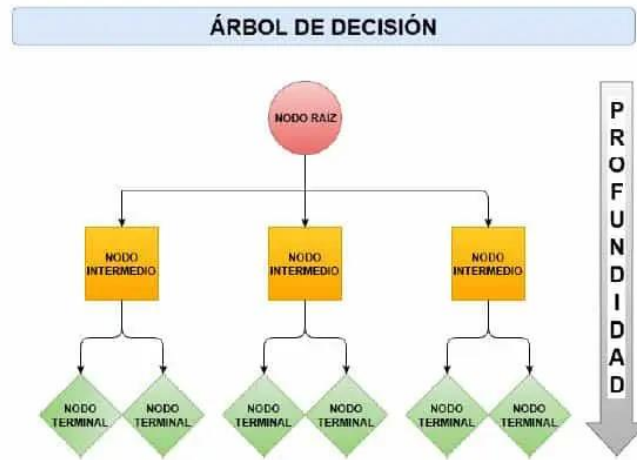


Figura 26. Estructura de un árbol de decisión

Fuente: (Quinlan, 2007, p. 87)

## 2.7 Sistemas embebidos

Un sistema embebido posee hardware de computador junto con software embebido como uno de sus componentes más importantes, diseñados específicamente para cumplir una o pocas funciones dedicadas, además de realizar algunos cálculos en tiempo real (Pérez, 2013). Para el cumplimiento óptimo de sus funciones se pueden mencionar otros de sus componentes importantes, como el uso de sensores electrónicos. En este apartado se explicará dichos componentes.

### 2.7.1 Sensores.

Un sensor es un dispositivo eléctrico y/o mecánico que convierte magnitudes físicas en valores medibles de dicha magnitud. Los sensores van a aportar información tanto del entorno como del estado interno del componente que mide (Díaz, 2006).

Los sensores pueden clasificarse de muchas formas distintas, pero las más comunes son por el tipo de variable a medir se muestran en la Figura 27 (Corona Ramírez, 2016).

Clasificación de los sensores según la variable física a medir	De posición, velocidad y aceleración
	De nivel y proximidad
	De humedad y temperatura
	De fuerza y deformación
	De flujo y presión
	De color, luz y visión
	De gas y pH
	Biométricos
	De corriente

Figura 27. Clasificación de los sensores según la variable física a medir

Fuente: (Corona Ramírez, 2016)

De acuerdo con (Pérez, 2013) La señal medida por un sensor usualmente debe transformarse para poder ser interpretada. Este proceso se realiza en tres fases:

- Un fenómeno físico es captado por un sensor, como consecuencia, muestra en su salida una señal eléctrica equivalente al fenómeno captado.
- La señal eléctrica es modificada por un sistema de acondicionamiento de señal, cuya salida es un voltaje que será convertido usando un convertidor analógico/digital (A/D) para ser tratado.
- El convertidor hace que la salida continua se convierta en una salida discreta, convirtiéndola así en una señal digital. El convertidor A/D es sensible sólo a rangos limitados de tensiones, frecuentemente 0 a 5V.

### 2.7.1.1 *Sensores de Posición Angular o Rotación.*

Son sensores utilizados para el estudio y análisis del movimiento, en base a las variables de aceleración y velocidad angular que son obtenidas mediante acelerómetros y giroscopios respectivamente (Pozo Espín, 2010).

- **Giroscopio**

Los giroscopios son circuitos integrados utilizados para medir la velocidad angular en grados por segundo ( $^{\circ} / s$ ) o revoluciones por segundo (RPS) de un objeto al que están conectados. Se utilizan en aplicaciones que incluyen: movimiento de robótica, interfaces de usuario basadas en gestos, teléfonos móviles, medición inercial y estabilización de plataformas. Los giroscopios se basan en tecnología de sistemas microelectromecánicos (MEMS). Están disponibles en dispositivos que admiten opciones de medición de ejes únicos, dobles y triples. Los dispositivos de tres ejes soportan la medición de la velocidad angular en los ejes X, Y y Z, como se muestra en la Figura 28, también conocidos como cabeceo, balance y guiñada (Arrow, 2022).

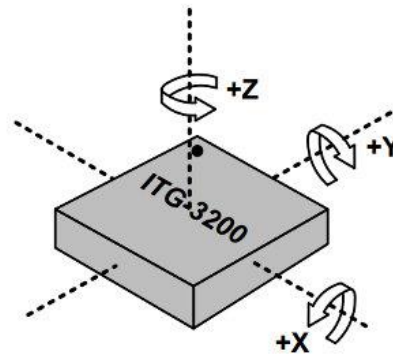


Figura 28. Ejes de medición giroscopio

Fuente: (5Hertz Electrónica, 2022)

El sensor dentro de un giroscopio es muy pequeño (entre 1 a 100 micrómetros , el tamaño de un cabello humano ). Su funcionamiento empieza cuando se hace girar el giroscopio, una

pequeña masa de resonancia se desplaza con los cambios de velocidad angular como se indica en la Figura 29. Este movimiento se convierte en señales eléctricas de muy bajas corrientes que se pueden amplificar para ser leídas por un microcontrolador (5Hertz Electrónica, 2022).

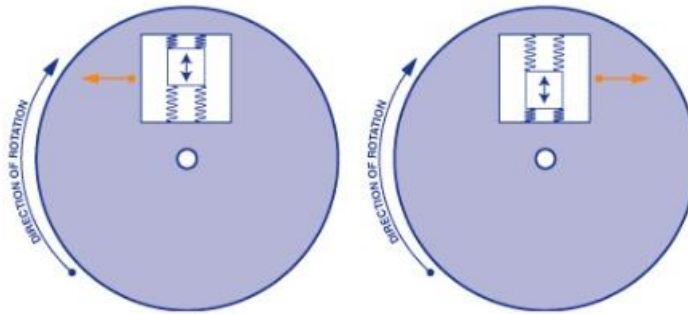


Figura 29. Funcionamiento interno de un sensor giroscópico

Fuente: (5Hertz Electrónica, 2022)

### Cálculo del ángulo de rotación usando el giroscopio

El giroscopio es un dispositivo que permite conocer como varía un ángulo en el tiempo, mientras este se encuentra rotando (velocidad angular), con esto es posible determinar el ángulo de inclinación de un objeto (Inerciales, 2007). Para calcular el ángulo actual necesitamos integrar la velocidad y conocer el ángulo inicial.

Para obtener el ángulo de inclinación en el eje X se usa la **Ec. 1** y para obtener el ángulo de inclinación en el eje Y, se usa la **Ec. 2**.

$$\theta_x = \theta_{x0} + \omega_x \Delta t$$

**Ec. 1.** Fórmula para obtener el ángulo de inclinación en X con giroscopio

$$\theta_y = \theta_{y0} + \omega_y \Delta t$$

**Ec. 2.** Fórmula para obtener el ángulo de inclinación en Y con giroscopio

Cuando nos referimos a  $\theta_x$  nos referimos al ángulo que gira el eje X sobre su propio eje. En la Figura 30 se observa que la velocidad angular es perpendicular al plano de rotación.

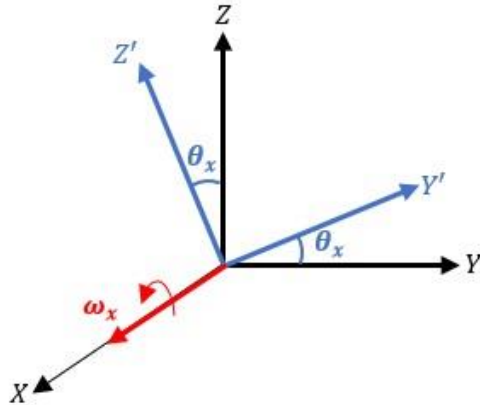


Figura 30. Plano cálculo ángulo de giro en X

Fuente: (Mechatronics, 2021)

- **Acelerómetro**

Los acelerómetros son módulos o circuitos integrados utilizados para medir la aceleración de un objeto al que están conectados. Se utilizan en aplicaciones como: dinámica de vehículos, detección de orientación de teléfonos móviles, estabilidad de imagen, inclinación, detección de golpes y dispositivos antirrobo. Los acelerómetros pueden medir la aceleración en uno, dos o tres ejes como se muestra en la Figura 31. Los de tres ejes son más comunes conforme los costos de producción de estos (Arrow, 2022).

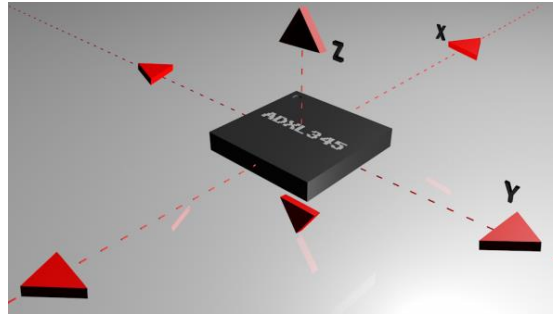


Figura 31. Ejes de medida de un acelerómetro de tres ejes

Fuente: (5Hertz Electrónica, 2022)

Los acelerómetros contienen placas capacitivas internamente como se indica en la Figura 32. Algunos de estos son fijos, mientras que otros están unidos a resortes minúsculos que se mueven internamente conforme las fuerzas de aceleración actúan sobre el sensor. Como estas placas se mueven en relación el uno al otro, la capacitancia entre ellos cambia. A partir de estos cambios en la capacitancia, se puede determinar la aceleración (5Hertz Electrónica, 2022).

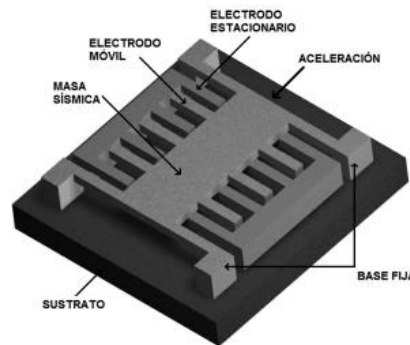


Figura 32. Sistema microelectromecánico para la aceleración en 1 eje

Fuente: (5Hertz Electrónica, 2022)

### **Cálculo del ángulo de inclinación con el acelerómetro**

Una característica especial que presenta el acelerómetro es que puede ser utilizado también como un sensor de inclinación, para lo cual se usa la aceleración de la gravedad como un vector para determinar la orientación del objeto y así obtener los ángulos de la resultante (Corrales, 2007).



Para un mejor entendimiento, asumiremos que estamos en un plano X-Z e inclinamos el acelerómetro un ángulo  $\theta$ , dicho ángulo se calcula en la siguiente Figura 33:

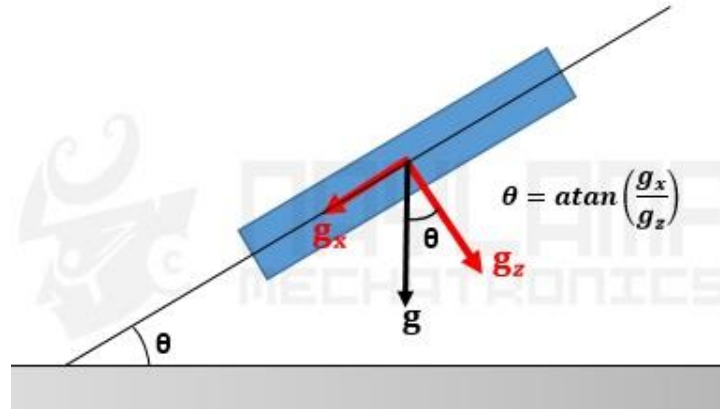


Figura 33. Cálculo de ángulo de inclinación en el plano X-Z

Fuente: (Mechatronics, 2021)

Lo anterior nos sirve para calcular el ángulo en un plano 2D, pero para calcular los ángulos de inclinación en un espacio 3D en X se usa la Ec. 3, y para calcular en Y usa la Ec. 4.

$$\theta_x = \tan^{-1} \left( \frac{a_x}{\sqrt{a_y^2 + a_z^2}} \right)$$

**Ec. 3.** Fórmula para obtener el ángulo de inclinación en X con acelerómetro

$$\theta_y = \tan^{-1} \left( \frac{a_x}{\sqrt{a_x^2 + a_z^2}} \right)$$

**Ec. 4.** Fórmula para obtener el ángulo de inclinación en Y con acelerómetro

### 3 CAPÍTULO III

#### DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO DE MEDICIÓN DE ÁNGULOS EN MOVIMIENTOS ARTICULARES DE TOBILLO Y PIE

En este capítulo se trata temas relacionados con el proceso de diseño del sistema electrónico de medición de ángulos articulares de tobillo, a partir de este momento denominado GONIOFEET detallándose requerimientos y arquitectura siguiendo una serie de procesos, una metodología, que en este proyecto es el modelo en V acorde a las necesidades de este proyecto.

##### 3.1 Situación Actual

Las lesiones de tobillo se han convertido en una de las diez principales causas de lesiones dentro del ámbito deportivo. (Rodríguez, 2011) afirma: “Un esguince mal tratado trae como consecuencias síntomas residuales como: dolor persistente, edema e inestabilidad crónica” por ello considera que si se selecciona apropiadamente la planificación terapéutica se disminuirá el tiempo de recuperación, los deportistas lograrán reintegrarse a su actividad deportiva en el tiempo establecido sin tener problemas futuros. Por lo cual es importante la realización de un sistema de medición de ángulos en los movimientos articulares del tobillo durante el tiempo de su rehabilitación.

Es así como el presente sistema está orientado hacia personas que se encuentren en rehabilitación por problemas de esguince de tobillo que generalmente son personas entre las edades de 15 a 35 años (talla promedio entre 35 a 40) con el objetivo de llevar un estudio de la evolución de su rango articular normal durante su rehabilitación. El sistema permitirá realizar la medición de los ángulos de los seis movimientos que intervienen en la biomecánica de tobillo y pie, con lo cual pretende ser un apoyo al especialista durante la rehabilitación de esta lesión.

### 3.2 Metodología

Una metodología es el conjunto de métodos que abarca el análisis de sus características, cualidades y debilidades a la hora de la planificación y desarrollo de un proyecto con el objetivo de obtener resultados con validez y pertinencia.

El modelo que se utiliza para el desarrollo de este proyecto es el “Modelo en V”, por motivo que cumple con un proceso metodológico adecuado para la investigación que se realiza y conlleva al cumplimiento de uno de los objetivos específicos planteados.

### 3.3 Modelo en V

El modelo en V es una representación gráfica del ciclo de vida del desarrollo del sistema como se indica en la Figura 34, describe las actividades y los resultados con sus respectivas pruebas que se producen durante el desarrollo del software (Pérez, 2012). A continuación, se detallan las funciones de cada una de sus fases.

- **Definición de Especificaciones.** – Es el inicio y fin del proyecto, se define y documenta los diferentes requisitos del sistema a desarrollar por parte de los stakeholders (**Fase 1**).
- **Diseño global.** - Su objetivo es obtener un diseño y visión general del sistema, se establecen funciones directa o indirectamente visibles por el usuario final (**Fase 2**).
- **Diseño en detalle.** - Consiste en detallar cada bloque de la fase anterior (**Fase 3**).
- **Implementación.** - Es la fase en la que se materializa el diseño en detalle (**Fase 4**).
- **Test unitario.** - En esta fase se verifica cada módulo de hardware y software de forma unitaria, comprobando su funcionamiento adecuado (**Fase 5**).
- **Integración.** - En esta fase se integran los distintos módulos que forman el sistema. Se comprueba el cumplimiento de los requisitos establecidos (**Fase 6**).

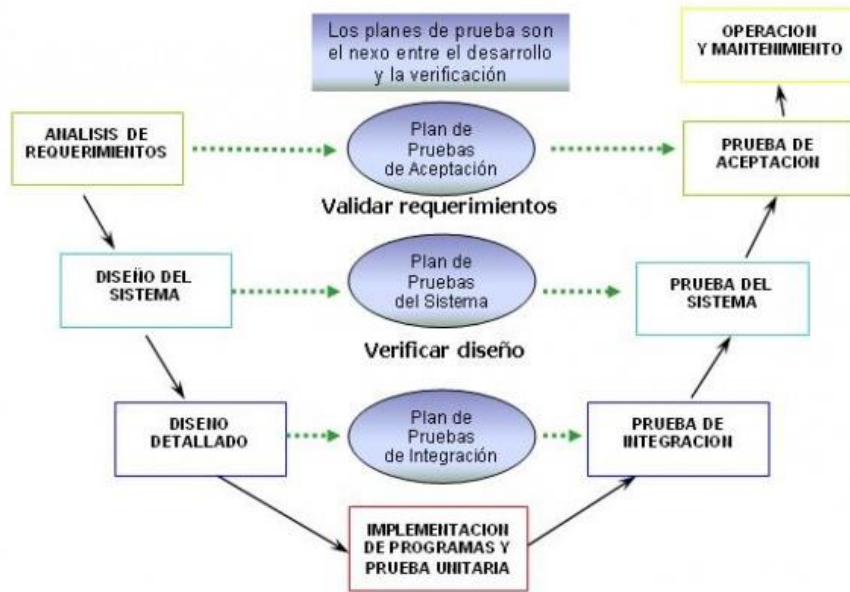


Figura 34. Etapas del Modelo en V de Desarrollo de Sistemas

Fuente: (Pérez, 2012)

### 3.4 Definición de Especificaciones o Requerimientos (Fase 1)

Para la primera fase del sistema se encuentra la definición de los requerimientos o especificaciones, por lo cual se procede a realizar la definición de estos por parte de los usuarios o stakeholders, que son personas o entidades encargadas de participar ya sea directa o indirectamente en el desarrollo del prototipo. A continuación, en la Tabla 1 se muestran los stakeholders que participan en el diseño del sistema.

Tabla 1. Lista de Stakeholders

<b>Lista Stakeholders</b>
1. Usuarios del sistema (especialistas Fisioterapia y personas entre 15 y 35 años en rehabilitación de esguince de tobillo).
2. Msc. Daniela Zurita (especialista Fisioterapia)
3. Msc. Edgar Maya (director del trabajo de titulación)
4. Msc. Mauricio Domínguez (asesor 1 del trabajo de titulación)
5. Brayán Ruano (desarrollador del Proyecto)

Para una correcta especificación de los requerimientos del sistema es necesario plantear requerimientos de stakeholders, requerimientos de sistema y requerimientos de arquitectura, los cuales tendrán una abreviatura de acuerdo con la Tabla 2 para una mejor comprensión. Cada uno de estos requerimientos tendrá una destinada prioridad que puede ser alta, media o baja, pero el presente proyecto se enfocará en satisfacer los requerimientos con prioridad alta y media, ya que el requerimiento con prioridad bajo no tendrá un impacto significativo en la decisión final del sistema.

Tabla 2. Abreviaturas de requerimientos

Descripción	Abreviatura
Requerimientos de Stakeholders	StSR
Requerimientos Funcionales del sistema	SySR
Requerimientos de Arquitectura	SySH

### 3.4.1 Requerimientos de Stakeholders

Durante el desarrollo del sistema se busca comprender las necesidades por parte de los stakeholders, por lo cual es necesario analizar los requisitos operacionales y de usuario que estarán involucrados directamente con el cumplimiento del objetivo del sistema. En la Tabla 3, se detallan los requerimientos operacionales y de usuario.

Tabla 3. Requerimientos de stakeholders

StSR				
REQUERIMIENTOS DE STAKEHOLDERS				
Número	REQUERIMIENTOS	PRIORIDAD		
		Alta	Media	Baja
REQUERIMIENTOS OPERACIONALES				
StRS1	El sistema deberá lograr ejecutar los movimientos articulares que realice el pie.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
StRS2	El dispositivo debe tener un interruptor de encendido y apagado	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

<b>StRS3</b>	Sistema debe contar con una interfaz gráfica que indique como va a realizar cada uno de los movimientos el paciente.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>StRS4</b>	El dispositivo debe detectar ángulos de los movimientos articulares del pie en sus ejes respectivos	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>StRS5</b>	El dispositivo debe presentar bajo consumo de energía.	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>StRS6</b>	Se debe contar con una base de datos de los datos del paciente y los valores de ángulos obtenidos por el sistema.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

### REQUERIMIENTOS DE USUARIOS

<b>StRS7</b>	El paciente debe colocar su pie en la plataforma del sistema en un ángulo de 90° con su pierna, el cual será punto origen para el inicio de cada prueba.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>StRS8</b>	El paciente deberá tener su pie sujeto a la plataforma del sistema para realizar cada movimiento.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>StRS9</b>	El paciente debe realizar 5 repeticiones de cada uno de los movimientos del pie encima de la plataforma para detección de su rango articular.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>StRS10</b>	El paciente y el especialista podrá visualizar los resultados	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>StRS11</b>	La base de datos debe ser privada y solo el especialista tendrá acceso.	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>StRS12</b>	Sistema debe contar con alimentación de respaldo.	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>StSR13</b>	Sistema portable	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>StSR14</b>	Dispositivo con grado de protección IP 54 (tolerante a agua y polvo)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>

### 3.4.2 Requerimientos del Sistema

En los requerimientos de sistema se definirán los requerimientos funcionales y no funcionales del mismo, en donde:

**Requerimientos Funcionales.** - Son declaraciones de los servicios que proveerá el sistema, es decir como funcionara el sistema y en algunos casos se declara lo que el sistema no deber hacer.

**Requerimientos No Funcionales.** - Son requerimientos que no se refieren directamente a las funciones específicas que entrega el sistema, sino a las propiedades emergentes de éste como el rendimiento, la respuesta en el tiempo, interfaz, almacenamiento entre otros.

Para el desarrollo de nuestro sistema planteado en base a los stakeholders, en la Tabla 4 se obtienen los siguientes requerimientos de sistema (SySR).

Tabla 4. Requerimientos del sistema

<b>SySR</b>				
<b>REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA</b>				
<b>Número</b>	<b>REQUERIMIENTOS</b>	<b>PRIORIDAD</b>		
		<b>Alta</b>	<b>Media</b>	<b>Baja</b>
<b>REQUERIMIENTOS DE USO</b>				
<b>SySR1</b>	El dispositivo electrónico deberá tener un interruptor que active y desactive el sistema.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySR2</b>	El dispositivo debe contar con una plataforma movable que logre realizar los diferentes movimientos articulares que realiza el pie.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySR3</b>	Alimentación del dispositivo por batería de litio para su encendido	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySR4</b>	El dispositivo debe contar con sensores capaces de medir ángulos en diferentes ejes de movimiento.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>REQUERIMIENTOS DE INTERFAZ</b>				
<b>SySR5</b>	El sistema podrá ser controlado desde una interfaz gráfica del computador del administrador para lograr observarse la detección de los ángulos de cada movimiento.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySR6</b>	El administrador del sistema deberá pulsar el botón de Inicio de cada movimiento en la interfaz gráfica del sistema para comenzar con la prueba.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySR7</b>	El administrador debe contener un botón de conexión y desconexión de la interfaz gráfica con el prototipo.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>REQUERIMIENTOS DE PERFORMANCE</b>				
<b>SySR8</b>	Detección del ángulo articular de cada uno de los movimientos del pie en su respectivo eje.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySR9</b>	Envío de datos obtenidos a la interfaz de visualización.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

<b>SySR10</b>	Determinación del nivel de movilidad articular que posee el paciente.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySR11</b>	Activación de alarma cuando se determine mala ejecución del movimiento.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
<b>REQUERIMIENTOS DE MODOS/ESTADOS</b>				
<b>SySR12</b>	Sistema debe contar con un botón de inicio y detención para la toma de datos de cada prueba con el paciente.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySR13</b>	Adquisición de datos en tiempo real y visualizados en un computador.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySR14</b>	Procesamiento y evaluación de los datos de ángulos obtenidos de cada movimiento articular del pie en interfaz gráfica.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySR15</b>	Sistema debe tener capacidad de subir datos a la nube	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
<b>REQUERIMIENTOS FÍSICOS</b>				
<b>SySR16</b>	La plataforma del sistema debe de ser diseñada de material resistente.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySR17</b>	La plataforma debe tener dimensiones acordes para personas que calcen entre 35 a 40	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

### 3.4.3 Requerimientos de Arquitectura

En los requerimientos de arquitectura se menciona las particularidades componentes electrónicos y eléctricos del sistema, entre ellos se describen los requerimientos de diseño, hardware, software y eléctrico. En la Tabla 5 se obtienen los siguientes requerimientos de arquitectura (SySH).

Tabla 5. Requerimientos de arquitectura

<b>SySH</b>				
<b>REQUERIMIENTOS DE ARQUITECTURA</b>				
<b>Número</b>	<b>REQUERIMIENTOS</b>	<b>PRIORIDAD</b>		
		<b>Alta</b>	<b>Media</b>	<b>Baja</b>
<b>REQUERIMIENTOS LÓGICOS</b>				
<b>SySH1</b>	El sensor inercial debe calibrarse y tener un filtro para obtención del rango articular del pie.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>



<b>SySH2</b>	En la interfaz gráfica del sistema se debe explicar cómo va a ejecutar el paciente cada uno de los movimientos del pie.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySH3</b>	Se obtendrá los resultados en la interfaz gráfica con los datos extraídos y procesados de los sensores	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

### REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

<b>SySH4</b>	Los sensores deben ser localizados en áreas específicas de la plataforma.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySH5</b>	Los cables de conexión de sensores no deben obstaculizar los movimientos del pie para facilitar la toma de datos.	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySH6</b>	Junto a la plataforma base deberá existir un contenedor reducido que pueda albergar los dispositivos electrónicos que forman el sistema.	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

### REQUERIMIENTOS DE HARDWARE

<b>SySH7</b>	Sistema embebido que soporte comunicación I2C	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySH8</b>	Sistema embebido basado en Open Source	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySH9</b>	Sistema embebido con entradas y salidas analógica y/o digitales para los sensores	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySH10</b>	Sensor debe tener compatibilidad con el sistema embebido	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySH11</b>	Sensor con medición mínima de 3 ejes de orientación x, y, z	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySH12</b>	Módulo de comunicación compatible con placa embebida	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySH13</b>	Sistema embebido con conexión a internet	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
<b>SySH14</b>	Sistema embebido con alta capacidad de cálculo	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>

### REQUERIMIENTOS DE SOFTWARE

<b>SySH15</b>	Compatible con el sistema embebido escogido.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySH16</b>	Compatibilidad de software con bibliotecas de aprendizaje automático.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySH17</b>	Software que permita entorno amigable para el diseño de interfaces gráficas de usuario (GUI).	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

### REQUERIMIENTOS ELECTRÍCOS

<b>SySH18</b>	Batería con una capacidad de alimentar todo el sistema electrónico.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>SySH19</b>	Batería con capacidad de recargarse.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

### **3.5 Diseño Global (Fase 2)**

En este apartado se procede a indicar el diseño en forma de bloques y una descripción general del sistema, se explicará el proceso de diseño y construcción del sistema para edades entre los 15 a 35 años, más específicamente a personas que calcen entre los 35 a 40, los bloques del sistema presentados en esta sección serán desarrollados al finalizar esta sección.

#### **3.5.1 Descripción general del funcionamiento del sistema**

El presente prototipo pretende detectar problemas de rango articular mediante la medición de ángulos en el pie en pacientes con esguince de tobillo utilizando algoritmos de aprendizaje automático, el sistema está enfocado a personas entre los 15 a 35 años que calcen entre 35 a 40 aproximadamente.

El funcionamiento del sistema propuesto dispone un botón para encender o apagar el sistema electrónico. El administrador del sistema debe ejecutar un programa del sistema en su computador. Luego el administrador procede a realizar la conexión de la plataforma con la interfaz gráfica a través del puerto inalámbrico utilizado. A continuación, en la interfaz gráfica antes de iniciar una prueba se ingresan los datos del paciente como nombres, apellidos, edad.

Para iniciar una prueba o test el paciente debe colocar su pie en la plataforma móvil formando un ángulo de  $90^\circ$  entre el pie y la pierna que será el punto de origen para toma de datos, el pie deberá alinearse con los sensores que se encuentran colocados sobre la plataforma y deberá ser sujetado.

En la interfaz gráfica, el administrador deberá elegir qué tipo de prueba de movimiento desea realizar, la cual podrá ser flexión, extensión, inversión, eversión, aducción y abducción. Para obtener los resultados de cada movimiento, el administrador debe pulsar un botón llamado

“INICIAR”, la recepción de información se realizará cuando el paciente este realizando el movimiento solicitado hasta que el administrador pulse el botón “DETENER” posteriormente el paciente ya podrá bajar su pie de la plataforma.

Los resultados que se podrán observar son el rango articular del pie en cada movimiento, visualizando el valor del ángulo en grados, de igual forma su nivel de rango de movilidad, si es normal, reducido o elevado de acuerdo con un análisis realizado por el algoritmo. Finalmente, se pueden guardar estos datos, por medio de un botón llamado “GUARDAR”, la información obtenida es almacenada en el ordenador para posteriores análisis.

### 3.5.2 Arquitectura

En el diagrama de bloques que se muestra en la Figura 36 se representa el funcionamiento del sistema, el cual está dividido en zonas o bloques. Cada bloque de la Arquitectura del sistema cumple una función específica. A continuación, se describe la funcionalidad de cada uno de ellos:

- **Bloque de alimentación.** – Se definirá la forma de alimentación del sistema electrónico, igualmente el consumo energético de cada uno de sus componentes.
- **Bloque de sensores.** – Este bloque está constituido por sensores ubicados en una plataforma movable en los ejes x, y, z, los cuales recibirán información de la posición del pie del paciente para así encontrar su rango de articular en grados y la transformarán en magnitud eléctrica.
- **Bloque de toma de datos.** – Este bloque es el encargado de recibir la información por parte del bloque de sensores y transformarla en datos digitales.

SISTEMA ELECTRÓNICO DE MEDICIÓN DE ÁNGULOS EN MOVIMIENTOS ARTICULARES DE TOBILLO Y PIE (GONIOFEET)



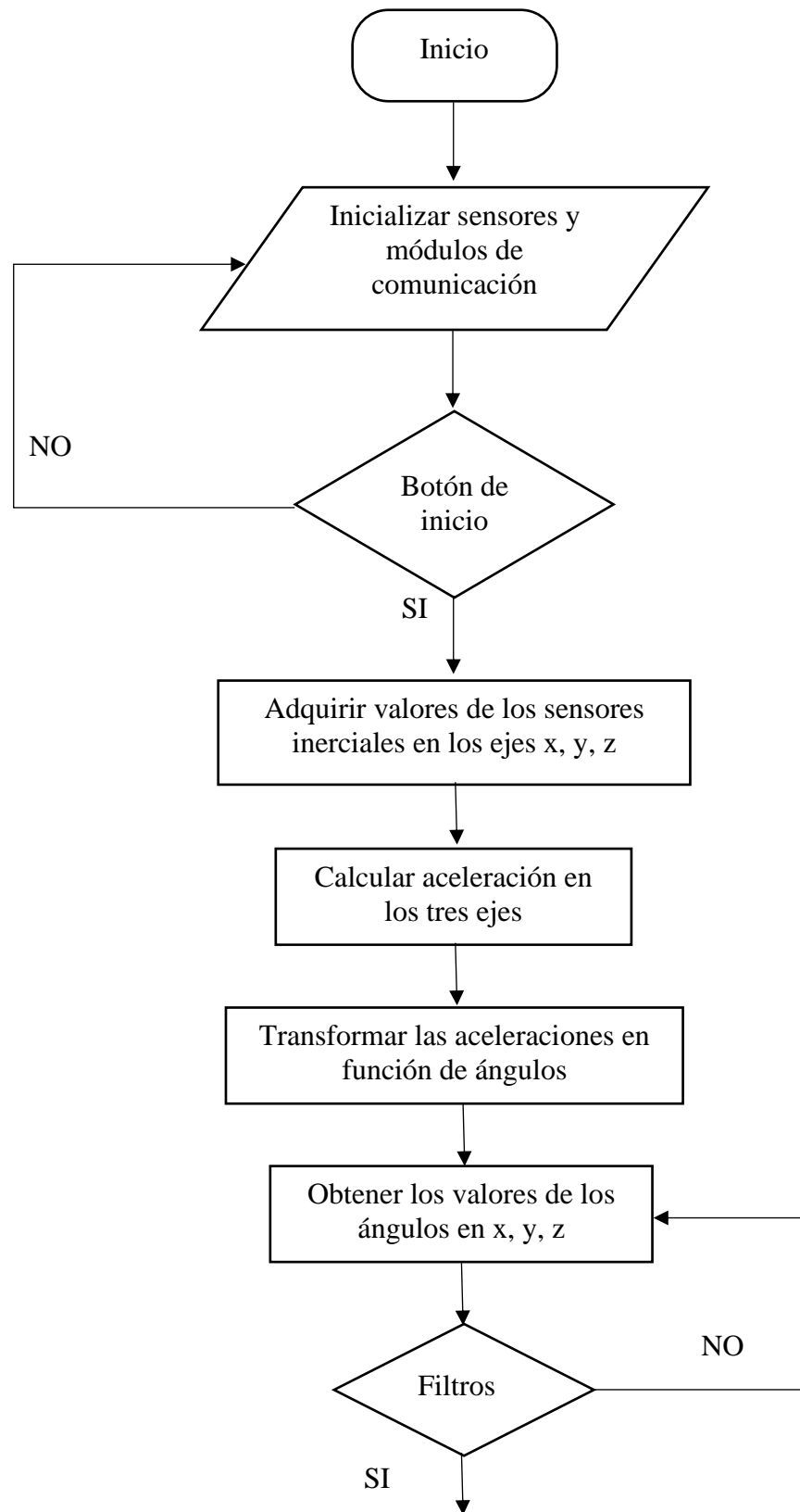
Figura 35. Arquitectura del Sistema

- **Bloque de comunicación.** - La información que se obtiene en el bloque de toma de datos se envía al bloque de procesamiento es aquí donde interviene este bloque, se analizaran los modulas que puedan realizar esta comunicación.
- **Bloque de visualización.** - En esta etapa el administrador visualizará los resultados obtenidos de las pruebas en una interfaz gráfica de visualización que será escogida en esta sección, para posteriormente almacenarlas en una base de datos.
- **Bloque de evaluación.** - Este bloque se encarga de procesar e interpretar la información que se obtuvo en el bloque de toma de datos mediante un algoritmo de aprendizaje de máquina.

### ***3.5.2.1 Diagrama de flujo del proceso del sistema***

Para determinar el rango articular del pie de los pacientes se debe extraer los datos de los ángulos generados en cada movimiento del pie. Los datos obtenidos serán enviados a un bloque de procesamiento de forma inalámbrica, en el cual realizará una predicción si existe o no problemas en el rango de movilidad del tobillo y pie mediante un algoritmo de Machine Learning (ML). Finalmente, los resultados serán visualizados por medio de una interfaz gráfica.

En la Figura 37 se muestra el diagrama de flujo del proceso general del sistema.



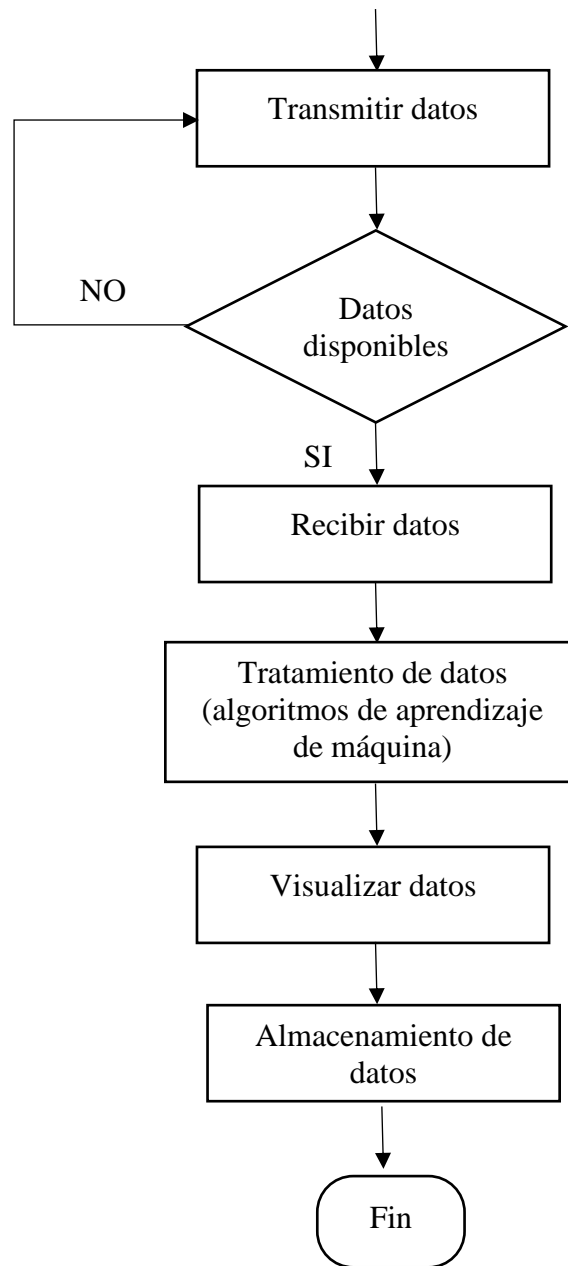


Figura 36. Diagrama de Flujo de Proceso del Sistema

### 3.6 Diseño en detalle (Fase 3)

En esta sección se realiza el diseño de cada uno de los bloques del sistema, en cada etapa se inicia definiendo las especificaciones que se obtuvieron a través de los requerimientos

funcionales y no funcionales del sistema, se ha dividido esta sección en dos partes, la primera dedicada al diseño del hardware y la siguiente destinada al diseño del software.

### **3.6.1 Diseño del hardware**

Esta sección está destinada al diseño del hardware del sistema, los bloques o fases que se desarrollan en el diseño de hardware son: bloque de sensores, adquisición de datos, comunicación y alimentación.

#### ***3.6.1.1 Bloque de sensores***

En este bloque se determinan los sensores idóneos para el desarrollo del sistema y posteriormente se determinarán las zonas en las cuales se ubicarán dichos componentes. Para la elección del tipo de sensor se procederá a realizar un benchmarking, con lo cual el dispositivo con las mejores características que se ajusten al sistema propuesto será escogido, para ello es necesario conocer el tipo de variable a medir, en este caso la inclinación en ángulos.

- **Inclinación**

De acuerdo con (Mayné, 2003) para medir la inclinación, se mide el campo gravitatorio estático de la Tierra. Se conoce la aceleración en la tierra, que es de  $9.8 \text{ m/s}^2 = 1$  gravedad. Si se cambia la inclinación (a lo largo un eje) se cambia el vector de aceleración y es posible obtener el ángulo de inclinación.

(Pozo Espín, 2010) afirma: existen dos tipos de sensores mediante los cuales es posible obtener información sobre un ángulo de inclinación:

a) Sensores de medición directa: Son aquellos que están diseñados para proporcionar información directa de la posición angular.



b) Sensores de medición indirecta: Son aquellos cuya variable de medición no es necesariamente el ángulo de inclinación, si no, que mediante ciertos arreglos y acondicionamiento pueden brindar una posición angular.

El presente trabajo se apoyará en el uso de los sensores inerciales (acelerómetro y giroscopio), con los cuales se obtendrá un ángulo de inclinación a partir de la aceleración y la rapidez de rotación respectivamente.

#### *3.6.1.1.1 Requerimientos de los sensores inerciales o de movimiento*

Como el objetivo del proyecto es la medición del Angulo de movimiento del pie en base al sistema de coordenadas es esencial el uso de sensores inerciales como acelerómetros y giroscópicos. Por lo cual se definen las especificaciones de los sensores en base a los requerimientos funcionales y no funcionales del sistema:

- Deben ser de tamaño reducido
- Medición de mínimo de 3 ejes de orientación x, y, z
- Alimentación de 3 V a 5 V
- Bajo consumo de potencia
- Alta fiabilidad

A continuación, se procede a realizar un estudio de los diferentes tipos de sensores inerciales de movimiento que existen en el actual mercado.

#### *3.6.1.1.2 Tipos de sensores inerciales de movimiento*

- **Sensor ADXL335 (Acelerómetro):**

Este módulo tiene un acelerómetro ADXL335 de 3 ejes, viene presentado en un PCB pequeña, delgada como se muestra en la Figura 37. Este dispositivo de baja potencia y viene diseñado con salidas de voltaje condicionadas de señal, puede medir la aceleración con un rango mínimo de escala completa de  $\pm 3$  g. Puede medir la aceleración estática de la gravedad en la detección de inclinación, así como la aceleración dinámica resultante de movimiento (Factory, 2015). En la Tabla 6, se detallan las principales especificaciones técnicas que posee este módulo.

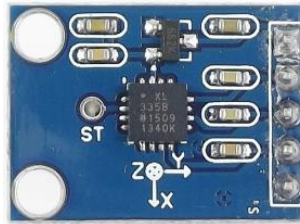


Figura 37. Sensor ADXL335 Acelerómetro

Fuente: (Factory, 2015)

Tabla 6. Especificaciones Técnicas acelerómetro ADXL335

<b>ESPECIFICACIONES TÉCNICAS</b>	
<b>PARÁMETRO</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>
Voltaje Operativo	1.8V a 3.6 v en DC
Corriente operativa	350 $\mu$ A
Rango de medición	$\pm 3$ g (3 ejes)
Temperatura	-40°C a +85°C
Mediciones	4 mm $\times$ 4 mm $\times$ 1.45 mm
Frecuencia de operación	1600Hz - 550Hz - 5.5kHz

Fuente: *Adaptado de Datasheet ADXL335 y recuperado de*

*<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL335.pdf>*

- **Sensor MPU 6050 (Acelerómetro y Giróscopo):**

El módulo MPU6050 Acelerómetro y Giroscopio cuenta con 6 Ejes Digital es una IMU (unidad de medición inercial), tiene un giroscopio de tres ejes con el que podemos medir velocidad

angular y un acelerómetro también de 3 ejes con el que medimos los componentes X, Y y Z de la aceleración (Mechatronics, 2018). La dirección de los ejes está indicada en el módulo como se indica en la Figura 38 el cual hay que tener en cuenta para no equivocarnos en el signo de las aceleraciones.

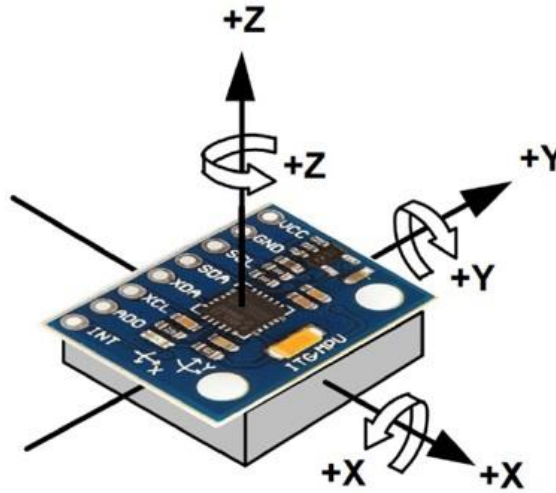


Figura 38. Sensor MPU6050 y sus direcciones de ejes

Fuente: (Mechatronics, 2018)

Es un sensor muy preciso ya que contienen un conversor análogo digital de 16 bits para cada canal (x,y,z) y tomar los valores al mismo tiempo. La comunicación del módulo es por I2C, esto le permite trabajar con la mayoría de los microcontroladores. Los pines SCL y SDA tienen una resistencia pull-up en placa para una conexión directa al microcontrolador. La Tabla 7 muestra las especificaciones técnicas de este sensor.

Tabla 7. Especificaciones Técnicas MPU6050

<b>ESPECIFICACIONES TÉCNICAS</b>	
<b>PARÁMETRO</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>
Voltaje Operativo	3v a 5v en DC
Corriente operativa acelerómetro	500μA
Corriente operativa giroscopio	3.6mA

Rango Acelerómetro	2g/4g/8g/16g
Rango Giroscopio	250, 500Grad/Seg, 1000Grad/Seg, 2000Grad/Seg
Ejes de libertad	6 ejes de libertad
Temperatura	-40°C a +85°C
Mediciones	2.0cm x 1.6cm x 0.3cm
Entradas de reloj Externas	32.768kHz o 19.2MHz

---

Fuente: *Adaptado de Datasheet MPU6050 y recuperado de*

*<https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>*

- **Sensor MPU 9250 (Acelerómetro, Giróscopo y Magnetómetro):**

Este módulo está basado en el sensor MPU6050 y contiene todo lo necesario para realizar rastreo de movimiento de 9 ejes (9 DoF). Combina un giroscopio de 3 ejes, un acelerómetro de 3 ejes y un magnetómetro de 3 ejes en un mismo chip. Esta placa integra un regulador de voltaje que permite alimentar con una fuente de 5 volts, sin embargo, las señales de los pines I2C deben ser de 3.3 volts para evitar dañar el IMU. Las resistencias pull-up de la interfaz I2C vienen integradas para facilitar las conexiones (Mechatronics, 2018). En la Tabla 8 se indican sus especificaciones técnicas.

En la parte izquierda del sensor, como se muestra en la Figura 39 se puede observar la distribución de los pines para su conexión.

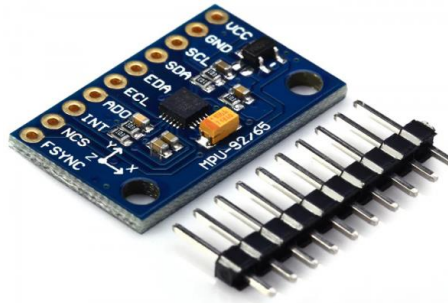


Figura 39. Módulo MPU9250

Fuente: (Mechatronics, 2018)

Tabla 8. Especificaciones Técnicas MPU9250

<b>ESPECIFICACIONES TÉCNICAS</b>	
<b>PARÁMETRO</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>
Voltaje Operativo	2.4v a 3.6v en DC
Corriente operativa acelerómetro	500 $\mu$ A
Corriente operativa giroscopio	3.6mA
Corriente operativa magnetómetro	280 $\mu$ A
Rango Acelerómetro	2g/4g/8g/16g
Rango Giroscopio	250, 500Grad/Seg, 1000Grad/Seg, 2000Grad/Seg
Ejes de libertad	9 ejes de libertad
Temperatura	-40°C a +85°C
Mediciones	2.0cm x 1.6cm x 0.3cm
Resolución del ADC del acelerómetro	16 bits

Fuente: *Adaptado de Datasheet MPU9250 y recuperado de*

*<https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-9250-Datasheet.pdf>*

### 3.6.1.1.3 Selección del sensor

Para la selección del sensor adecuado, se realiza la Tabla 9 comparativa que contiene los requerimientos de los sensores que fueron descritos anteriormente, asimismo se toma en cuenta la disponibilidad de los dispositivos como también sus precios en diferentes tiendas electrónicas en el Ecuador.

Tabla 9. Análisis comparativo de sensores inerciales

ANÁLISIS COMPARATIVO DE SENSORES INERCIALES			
PARÁMETROS	SENSORES		
	ADXL335	MPU6050	MPU9250
	DESCRIPCIÓN		
Deben ser de tamaño reducido	Si	Si	Si
Medición de mínimo de 3 ejes de orientación x, y, z	Si	Si	Si
Alimentación de 3 V a 5 V	Si	Si	Si
Bajo consumo de potencia	Si	Si	Si
Alta fiabilidad	No	Si	Si
Disponibilidad	Quito-Bogotá	Ibarra-Bogotá	Quito-Bogotá
Precio	10\$	10\$	18\$

Como se observa en la tabla 9, dos sensores cumplen la mayoría de los requerimientos, pero se opta por el MPU 6050 ya que posee todas las características necesarias para el proyecto y además cuenta con tecnología MEMS incorporando en un solo chip tanto acelerómetro como giroscopio que facilita una mejor obtención del valor de inclinación, además que su precio es accesible y posee una disponibilidad mayor al MPU9250.

#### 3.6.1.1.4 Criterio de ubicación de sensor inercial MPU6050 en el sistema

Con relación al marco teórico desarrollado en el capítulo II, específicamente en el literal 2.3.2 donde nos indica que cada movimiento del pie tiene un eje de coordenada específico donde se mueve. En la Tabla 10 se indica el eje de movilidad de cada movimiento del pie tomando como referencia los ejes en el sensor MPU6050 como se aprecia la Figura 38. Además se indica la zona de la toma del ángulo en un goniómetro y la zona donde se ubicarán en el prototipo.

Tabla 10. Ejes de movilidad del pie y zona de medición

<b>Movimientos del pie y tobillo</b>	<b>Eje de Movilidad MPU 6050</b>	<b>Zona de medición con Goniómetro</b>	<b>Zona de medición en el Prototipo</b>
Flexión Dorsal	Eje X (positivo)	Quinto Metatarsiano	Plataforma donde reposa el pie
Extensión Plantar	Eje X (negativo)	Quinto Metatarsiano	Plataforma donde reposa el pie
Inversión	Eje Y	media longitudinal del calcáneo.	Plataforma donde reposa el pie
Eversión	Eje Y	media longitudinal del calcáneo.	Plataforma donde reposa el pie
Aducción	Eje Z	Segundo Metatarsiano	Eje de giro central prototipo
Abducción	Eje Z	Segundo Metatarsiano	Eje de giro central prototipo

Fuente: Adaptado de (C. H. Taboadela, 2007)

La mejor práctica es la colocación del sensor MPU-6050 como se muestra en la Figura 40, en donde el sensor (S1) se encuentre cercano a los metatarsianos y falanges centrales, logrando así la medición de los movimientos de flexión dorsal, extensión plantar, inversión y eversión. Por lo cual se optó que el sensor MPU se ubique bajo la plataforma donde reposa y realiza los movimientos el pie.

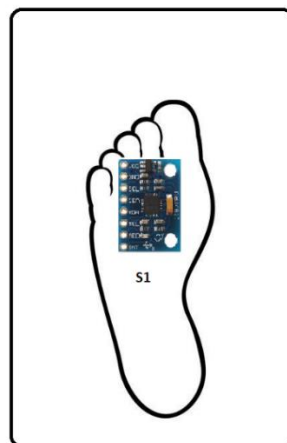


Figura 40. Ubicación adecuada de sensor para toma de datos

Para la medición de ángulos en el eje Z no se hará uso del sensor MPU debido a que un movimiento en este eje no logrará detectar la gravedad que es uno de los factores para determinar el ángulo, por lo cual se hará el uso de un potenciómetro rotativo como sensor (S2) implementando la técnica de mapeo de valores, para obtener el ángulo en el eje Z correspondientes a los movimientos de aducción, abducción y será ubicado en el eje de giro central del prototipo.

#### 3.6.1.1.5 Filtro Complemento para sensor MPU6050

Para lograr obtener medidas que se ajusten lo máximo posible a la realidad del sistema, necesitaremos de un el filtro complementario para resolver problemas o inconvenientes como los ruidos de las medidas con los acelerómetros, que pueden indicar valores falsos, o derivas producidas al tener que integrar los valores del giroscopio.

El filtro de complemento es uno de los más usados por su fácil implementación, combina el ángulo calculado por el giroscopio y el ángulo calculado por el acelerómetro.

La necesidad de combinar ambas lecturas es que, si solo se trabaja con el acelerómetro, este es susceptible a las aceleraciones producto del movimiento del MPU o a fuerzas externas, pero en tiempos largos el ángulo no acumula errores. A diferencia que si se trabaja solo con el giroscopio, si bien este no es susceptible a fuerzas externas, con el tiempo el drift es muy grande y nos sirve solo para mediciones de tiempos cortos (Mechatronics, 2021).

Existen varias formulaciones para un filtro complementario. En su expresión más sencilla, el filtro complementario puede expresarse en la **Ec. 5**.

$$\theta_x = A * (\theta_{prev} + \theta_{gyro} dt) + B * \theta_{accel}$$

**Ec. 5.** Fórmula del filtro complementario para sensor MPU



Donde A y B son dos constantes que, inicialmente, puede tomarse 0.98 y 0.02 respectivamente. Podemos calibrar el filtro simplemente variando los valores de A y B siempre que cumplamos la condición de que sumen 1 entre ellos.

De esta forma el ángulo del acelerómetro está pasando por un filtro pasa bajos, amortiguando las variaciones bruscas de aceleración; y el ángulo calculado por el giroscopio tiene un filtro pasa altos teniendo gran influencia cuando hay rotaciones rápidas.

### 3.6.1.1.6 Diagrama de conexión Sensores

Para el diagrama del sensor inercial MPU6050, este funcionará mediante 2 pines analógicos del microcontrolador 328 del Arduino nano. En la Figura 41 se muestra la conexión del sensor inercial juntamente con los pines de conexión y alimentación. La comunicación del módulo es por I2C en donde los pines SCL y SDA pueden variar de acuerdo con el microcontrolador, en este caso para el arduino nano son los pines A5 y A4 respectivamente.

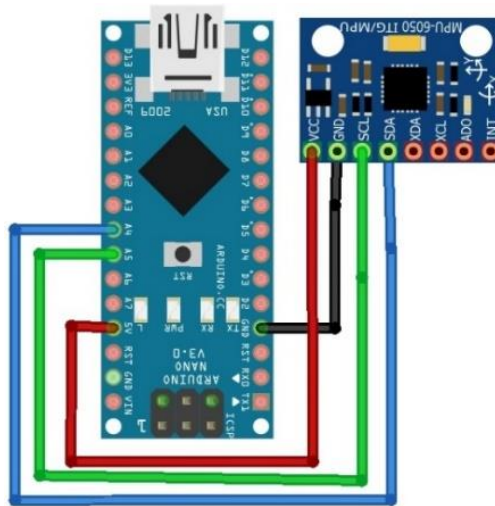


Figura 41. Diagrama de conexión Sensor MPU6050

En el caso del diagrama para el potenciómetro rotativo se hará el uso de un pin analógico del microcontrolador 328 del Arduino nano en este caso el pin A3 como se observa en la Figura 42 donde se observa la conexión del potenciómetro juntamente con sus pines de alimentación.

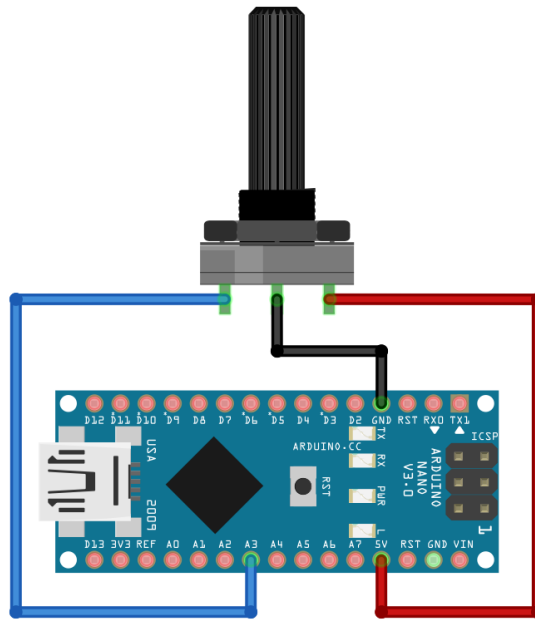


Figura 42. Diagrama de conexión Potenciómetro rotativo

### 3.6.1.2 Bloque de toma de datos

Es la etapa encargada de recibir la información eléctrica obtenidas a través de los sensores inerciales del bloque de sensores, dicha información se transforma a una señal digital por medio de conversores análogos digitales. A continuación, se realiza la elección de la placa de adquisición de datos.

#### 3.6.1.2.1 Requerimientos del bloque de toma de datos

La placa del microcontrolador debe cumplir con diferentes requerimientos para cumplir con la toma de datos correctamente, entre su principal función es soportar la comunicación I2C

para la lectura de los sensores MPU6050. A continuación, se presentan los requerimientos del bloque toma de datos.

- Placa que soporte comunicación I2C
- Bajo consumo energético
- Placa con tamaño reducido
- Placa con voltaje de operación entre 5 a 12 V
- Software de programación libre

#### 3.6.1.2.2 Elección de placa del bloque de toma de datos

Para la selección de la placa de toma de datos se debe tomar en cuenta todos los requerimientos del sistema para cumplir con los objetivos del proyecto. Por lo cual en la Tabla 11 se realiza un comparativo entre las diferentes placas existentes en el mercado.

Tabla 11. Análisis comparativo de placas programables

ANÁLISIS COMPARATIVO DE PLACAS PROGRAMABLES				
REQUERIMIENTOS	PLACAS			
	Arduino Uno	Arduino DUE	Arduino Nano	Arduino Mega
Soporte comunicación I2C	Si	Si	Si	Si
Placa con tamaño reducido	No	No	Si	No
Bajo consumo energético	No	Si	Si	No
Voltaje de operación entre 5 a 12 V	Si	Si	Si	Si
Software de programación libre	No	Si	Si	Si
Lenguaje de programación en C	Si	Si	Si	Si

De acuerdo con la Tabla 11 se aprecia que el Arduino Nano cumple con los requerimientos planteados por lo que se optó por elegir esta placa debido a que es una placa de tamaño reducido que se acoplara a la balanza de medición, además de su bajo consumo energético y su compatibilidad con el sensor MPU6050. A continuación, se presentan algunas características técnicas de la placa Arduino Nano.

- **Arduino Nano**

En la Figura 43 se indica la imagen de la placa Arduino Nano con su distribución de pines, y en la Tabla 12 contiene las características técnicas según su hoja de especificaciones.

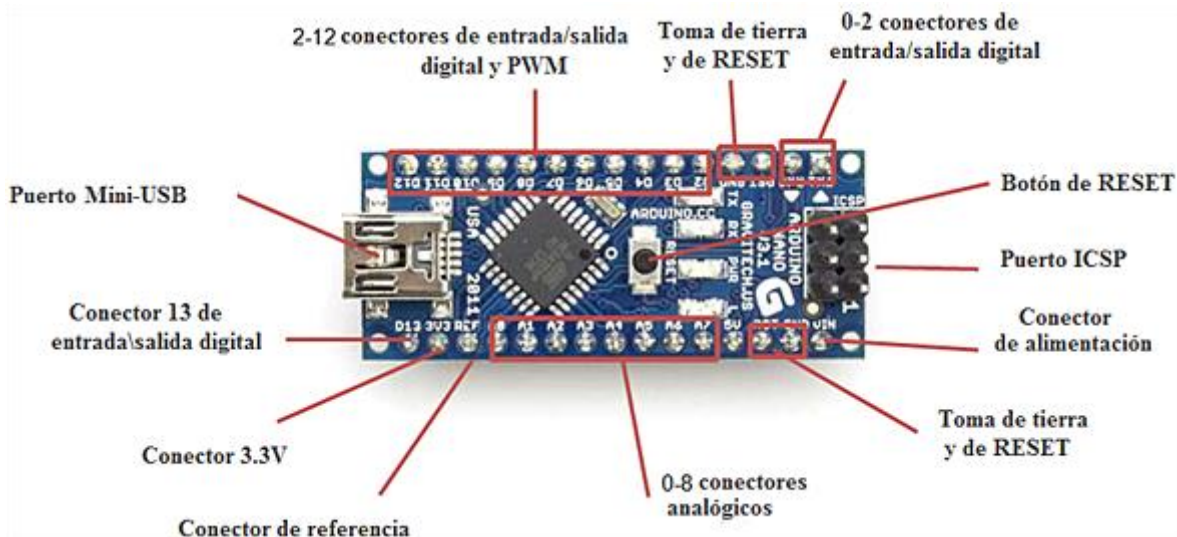


Figura 43. Diagrama de pines de Arduino Nano

Fuente: (Goilav, Nicolas; Loi, 2016)

Tabla 12. Especificaciones Técnicas Arduino Nano

<b>ESPECIFICACIONES TÉCNICAS</b>	
<b>PARÁMETRO</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>
Microcontrolador	ATmega328P
Voltaje de Alimentación	7V -12V DC

Voltaje de I/O	5V
Pines Digitales I/O	14 (6 PWM)
Entradas Analógicas	8
Corriente máx. entrada/salida	40mA
Memoria FLASH	32KB
Memoria SRAM	2KB
Frecuencia de Reloj	16 MHz
Dimensiones	18.5 mm x 43.2 mm
Pines I2C	A4-A5

---

Fuente: *Adaptado de Datasheet Arduino Nano* (Goilav, Nicolas; Loi, 2016).

### 3.6.1.2.3 Diagrama de conexión del sistema

El diagrama que se muestra en la Figura 44 corresponde al diseño esquemático del bloque de toma de datos y del sistema en su totalidad. Las entradas A4 y A5 permiten la comunicación I2C del sensor MPU6050 con la placa Arduino Nano, la entrada A3 del potenciómetro. La alimentación es a través del pin Vi conectada a una batería 5V. El bloque de comunicación se conecta a la placa mediante un módulo de comunicación inalámbrica.

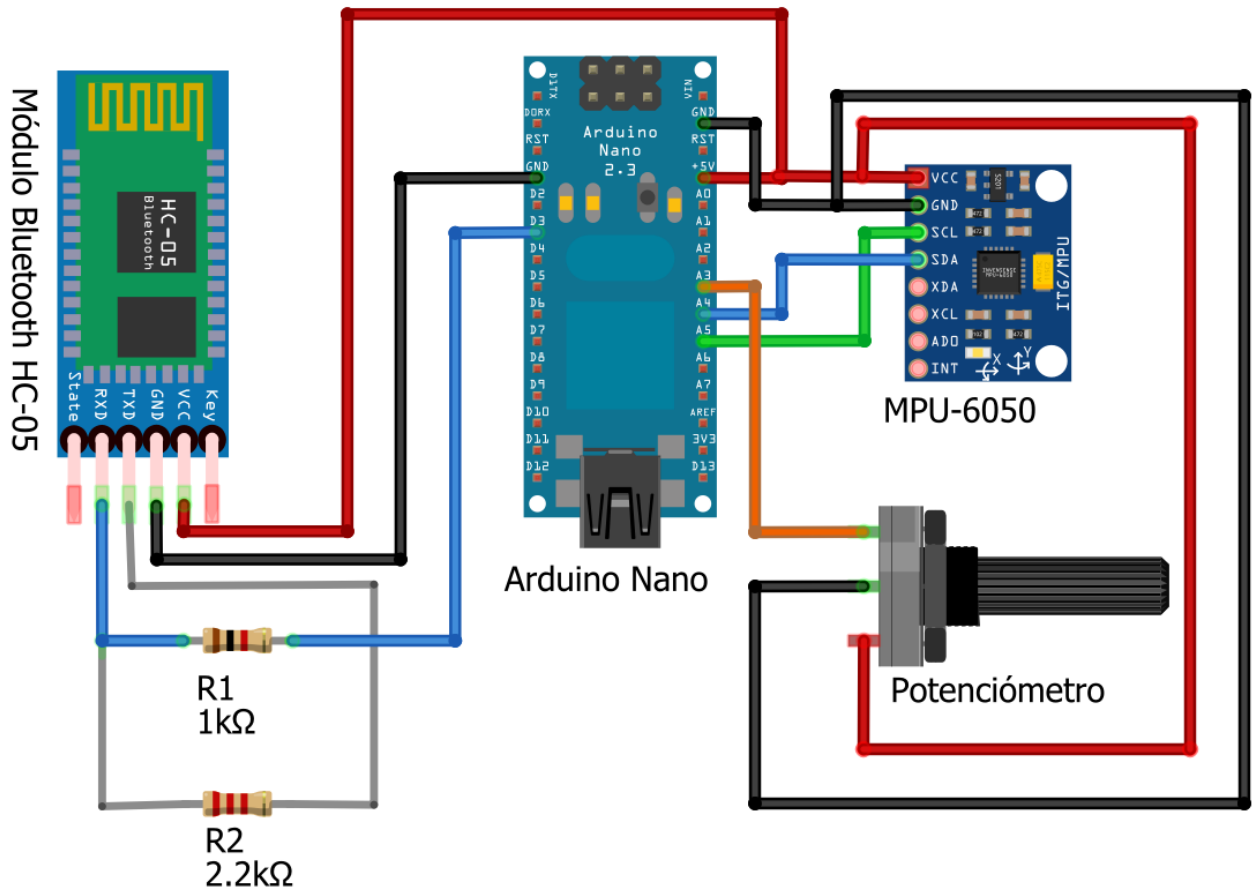


Figura 44. Diagrama esquemático del sistema

### 3.6.1.3 Bloque de comunicación

El presente bloque está encargado de la transmisión de datos desde el bloque de toma de datos del sistema hacia el bloque de procesamiento. Para la transmisión de datos se necesita de un transmisor inalámbrico que brinde la entrega fiable de los mismo de un extremo a otro.

#### 3.6.1.3.1 Requerimiento del bloque de comunicación

Los módulos de comunicación inalámbricos deben de cumplir ciertos requerimientos para que la información llegue de forma confiable desde el transmisor hasta el receptor. Entre los requerimientos tenemos

- Consumo bajo de corriente
- Tamaño reducido
- Rango de cobertura mínimo de 1 metro
- Compatibilidad con arduino nano
- Fiabilidad

### 3.6.1.3.2 *Módulos de comunicación inalámbrica*

A continuación, se procede a realizar un estudio de los diferentes módulos de comunicación inalámbrica existentes en el mercado.

- **Transceptor NRF24L01**

El nRF24L01 es un chip de comunicación inalámbrica fabricado por Nordic Semiconductor. El chip es un transceptor (emisor y receptor) que opera en la banda libre entre 2.4 y 2.5 GHz y permite la comunicación simultánea hasta con 6 dispositivos, además el nFR24L01 incorpora toda la lógica necesaria para una comunicación robusta, como corrección de errores y reenvío de datos si es necesario (Matias Costa, 2018).

El NRF24L01 se alimenta con 3.3V y su control de datos se realiza mediante el bus SPI que es un protocolo que funciona en modo “Maestro-Esclavo”, los pines toleran niveles de 5V así que lo puedes conectar directamente a tu microcontrolador. Tiene una antena integrada con un alcance entre 10 o 20 metros aproximadamente en interiores.

En la Figura 45 se muestra la distribución de pines del módulo NRF24L01 y a continuación una descripción de estos:

- Pines de alimentación: VCC y GND

- Pin de Chip Enable (CE): sirve para activar y desactivar la comunicación SPI con el dispositivo.
- Pin CSN: se utiliza durante la comunicación SPI, indicando cuándo se transmiten/reciben datos.
- Pin SCK es el del reloj, haciendo que en cada conmutación de nivel bajo a nivel alto se transmita un bit de datos.
- Pines MOSI y MISO: son a los que se conectan los cables por donde viajan los datos de entrada y salida del NRF respectivamente

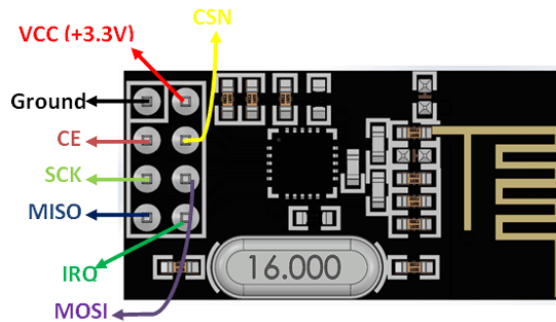


Figura 45. Pines del Módulo NRF24L01

Fuente: (Shockburst, 2008)

Las características técnicas de este transceptor se listan en la tabla 10

Tabla 13. Especificaciones Técnicas Transceptor nRF24L01

<b>ESPECIFICACIONES TÉCNICAS</b>	
<b>PARÁMETRO</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>
Chip	NRF24L01
Frecuencia	ISM 2.4 GHz
Modulación	GFSK con control de ganancia automática
Control de datos	SPI
Velocidad	250kbps, 1Mbps y 2Mbps (configurable)
Alimentación	1.9V a 3.6V
Consumo	Transmisión: 11.3mA, recepción: 13.5mA @ 2Mbps, 900nA en power down y 26uA en standby.
Sensibilidad	-85 dBm



Fuente: *Adaptado de Datasheet Transceptor nRF24L01 Recopilado de*  
[http://www.playbyte.es/electronica/wp-content/uploads/2018/03/nRF24L01\\_Product\\_Specification\\_v2\\_0.pdf](http://www.playbyte.es/electronica/wp-content/uploads/2018/03/nRF24L01_Product_Specification_v2_0.pdf)

- **Bluetooth HC-05**

El módulo de bluetooth HC-05 tiene una configuración Maestro-Esclavo, quiere decir que además de recibir conexiones desde una PC o tablet, también es capaz de generar conexiones hacia otros dispositivos bluetooth. Esto nos permite conectar dos módulos de bluetooth y formar una conexión punto a punto para transmitir datos entre dos microcontroladores o dispositivos. Un maestro BlueTooth, puede conectarse a varios Esclavos o permitir que ellos se conecten y recibir y solicitar información de todos ellos, arbitrando las transferencias de información (Hasta un máximo de 7 Esclavos) como se muestra en la Figura 46.

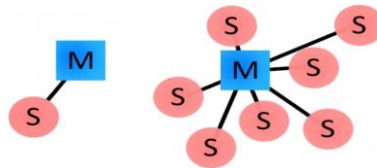


Figura 46. Topología máster esclavo hc-05

Fuente: (JECRESPOM, 2016)

En la Figura 47 se indica la distribución de pines del módulo Hc-05 y en la Tabla 14 se listas sus características técnicas.



Figura 47. Distribución de pines modulo Hc-05

Fuente: (JECRESPOM, 2016)

Tabla 14. Especificaciones Técnicas Módulo bluetooth HC-05

<b>ESPECIFICACIONES TÉCNICAS</b>	
<b>PARÁMETRO</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>
Chip	CSR BC417143
Frecuencia	ISM 2.4 GHz
Modulación	GFSK
Potencia de emisión	≤ 4 dBm, Clase 2
Alcance	5 m a 10 m
Velocidad	2.1 Mbps (max.)/160 kbps
Alimentación	3.6 V a 6 V
Consumo	50mA
Sensibilidad	≤ -84 dBm a 0.1% BER
Temperatura	-20 °C a +75 °C
Fiabilidad	Alta

Fuente: *Adaptado de Datasheet Transceptor nRF24L01 Recopilado de <https://docs.google.com/file/d/0B93S-Z6qmW9ER3hyRmNlazd4bVE/edit>.*

### 3.6.1.3.3 Elección del módulo de comunicación inalámbrica

Para la selección del módulo de comunicación inalámbrica se realiza una comparativa en la Tabla 15 entre los módulos descritos anteriormente, basándose en los requerimientos del bloque de comunicación.

Tabla 15. Análisis comparativo de módulos de comunicación inalámbrica

ANÁLISIS COMPARATIVO DE MODULOS INALÁMBRICOS
--

REQUERIMIENTOS	MÓDULOS	
	NRF24L01	HC-05
	DESCRIPCIÓN	
Consumo bajo de corriente	Si	Si
Tamaño reducido	Si	Si
Rango de cobertura mínimo de 1 metro	Si	Si
Compatibilidad con arduino nano	Si	Si
Alta fiabilidad	Si	Si
Disponibilidad	Quito-Bogotá	Ibarra-Bogotá
Precio	4\$	8\$

Como se muestra en la Tabla 15 el sensor que cumple con todos los requerimientos es el módulo HC-05 por lo cual es el elegido, entre sus principales características tiene mayor fiabilidad y se adapta a la plataforma de movimiento del pie, además la disponibilidad de este módulo es más asequible a comparación con el otro.

#### 3.6.1.3.4 Diagrama de conexión módulo de comunicación

Para que el bloque de toma de datos donde se encuentran los sensores inerciales se comunique con el bloque de procesamiento es necesario una comunicación inalámbrica de un transmisor y un receptor que permita la transmisión de datos de manera confiable. En la Figura 48 se indica el diagrama esquemático de conexión del módulo de comunicación inalámbrica HC-05 con la placa de procesamiento.

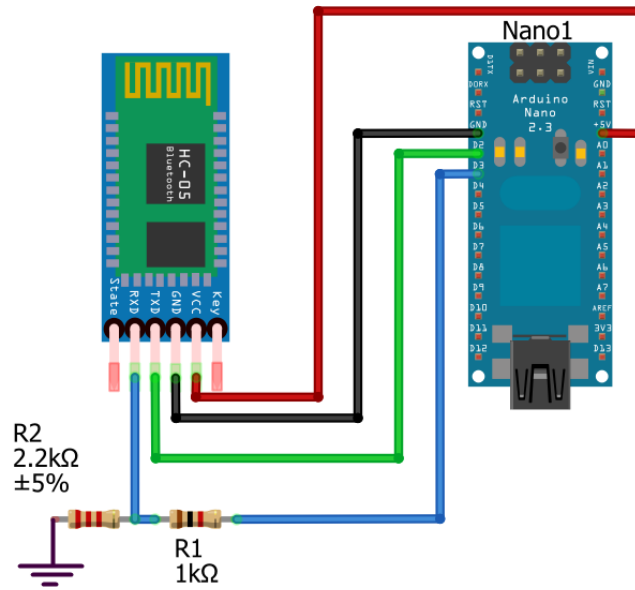


Figura 48. Diagrama de conexión Módulo Hc-05

### 3.6.1.4 Bloque de alimentación

Este bloque está destinado a alimentar a los bloques de sensores, toma de datos y comunicación para el cual se debe tener en cuenta los siguientes requerimientos:

- Encendido y Apagado del sistema
- Voltaje positivo de 5 a 12V Vcd para alimentación de bloques de toma de datos (Arduino Nano).
- Luz piloto de encendido.

#### 3.6.1.4.1 Cálculo de voltaje y consumo de corriente

Para el cálculo del voltaje de alimentación y corriente de consumo es necesario basarse en las especificaciones técnicas de los componentes electrónicos que están presentes en el sistema,

estos están presentes en los anexos como datasheets, se realizara un cálculo general de corriente del sistema.

La corriente total es igual a la suma de las corrientes que consume cada elemento electrónico, haciendo uso de la **Ec. 6**, se obtiene la corriente total del sistema, la Tabla 16 muestra en detalle cada uno de los voltajes y corrientes que consumen los elementos del sistema.

Tabla 16. Corriente consumida por el sistema electrónico

Sumatoria de corrientes de los elementos electrónicos del sistema						
# elemento	Elemento	Corriente (c/u)	Voltaje (c/u)	Cantidad	Total (mA)	Total (V)
1	Arduino nano	40mA(out-in)	5 a 12 v	1	40mA	5 a 12 v
2	MPU6050	3.6mA	3 a 5 v	1	3.6mA	3 a 5 v
3	bluetooth HC-05	50mA	3.6 a 6v	1	50mA	3.6 a 6 v
4	Led	15mA	2.4 v	1	15 mA	2.4v
<b>TOTAL, Corriente</b>					108.6mA	
					<b>TOTAL, Voltaje</b>	5 a 12 v
					<b>TOTAL DEL SISTEMA</b>	108.6mA y 3 a 12v

$$IT = \sum_{i=1}^n I_{e_i}$$

**Ec. 6.** Fórmula para calcular la corriente total del sistema.

$$IT = I_{e1} + I_{e2} + I_{e3} + I_{e4}$$

$$IT = (40 + 3.6 + 50 + 15)mA$$

$$IT = 108.6 mA$$

El voltaje y corriente requerido por el sistema se encuentra detallado en la Tabla 16 de donde se obtiene que la corriente consumida por el sistema es de 157,9 mA y el voltaje entre 3 y 12v.

#### 3.6.1.4.2 Elección fuente de alimentación

La fuente de alimentación debe ser portable por lo que se busca una batería que cumpla con las especificaciones descritas en el ítem anterior. El sistema funciona correctamente con una batería de 5 v a 300 mA considerando también las recomendaciones de los fabricantes. A continuación, en la Tabla 17 se presenta una comparación entre 3 tipos de baterías que se pueden utilizar para alimentar el sistema, basándose en sus características.

Tabla 17. Comparación de baterías

<b>Banco de baterías</b>			
<b>Característica</b>	<b>Batería de litio de 7.4 V</b>	<b>Batería de litio de 3.7V</b>	<b>Batería de celular(lipo) 3.7 v</b>
Tensión	7.4 v DC	3.7 v DC	3.7 v DC
Intensidad de corriente	1A	2200mA	380mA
Tamaño	Grande	Mediana	Pequeña

Con referencia a la Tabla 17 se hace la elección del tipo de batería más adecuado para el sistema. La batería que mejor se acopla por su tamaño intensidad de corriente y voltaje es la de litio de 3.7 v y 2200mA. Su tamaño es normal y su intensidad de corriente es superior a la pequeña y aumenta el tiempo de uso del sistema.

### 3.6.2 Diseño del Software

Esta sección está destinada al diseño del software del sistema, los bloques o faces que se desarrollan en este diseño es el bloque de visualización y adquisición de datos.

### ***3.6.2.1 Bloque de visualización y adquisición de datos***

Este bloque es el encargado de desarrollar la interfaz gráfica del sistema GONIOFEET, para que el administrador en este caso el especialista fisioterapeuta pueda realizar una toma de datos de una prueba del paciente con el sistema y se puedan observar los resultados de forma clara.

#### *3.6.2.1.1 Requerimientos del bloque de visualización*

Para la toma de datos del sistema, la visualización y el tratamiento de los mismo, es necesario el software y lenguaje de programación que sea capaz de ser compatible con el sistema embebido del sistema y permita un entorno amigable para el diseño de interfaces gráficas de usuario (GUI). A continuación, se presentan los requerimientos de este bloque son los siguientes:

- Software que tenga compatibilidad con Arduino.
- Software que permita entorno amigable con la creación de interfaces interactivas al usuario.
- Software con compatibilidad de bibliotecas de aprendizaje automático.
- La interfaz debe permitir guardar los análisis de datos.
- La interfaz debe poseer un sistema de conexión y desconexión.

#### *3.6.2.1.2 Selección de plataforma de visualización.*

Para la selección de la plataforma de visualización se lo realizara a través de una tabla comparativa entre las plataformas que más se adecuen al desarrollo de nuestro sistema entre las que tenemos Matlab, Python, Processing y Visual Studio; que estarán basadas en los requerimientos establecidos en este bloque.

Tabla 18. Análisis comparativo de plataformas de visualización

ANÁLISIS COMPARATIVO DE PLATAFORMAS DE VISUALIZACIÓN				
REQUERIMIENTOS	PLATAFORMAS			
	Matlab	Python	Processing	Visual Studio
Software que tenga compatibilidad con Arduino.	Si	Si	Si	Si
Software que permita entorno amigable con la creación de interfaces interactivas al usuario.	Si	Si	Si	Si
Software con compatibilidad de bibliotecas de aprendizaje automático.	Si	Si	No	Si
La interfaz debe permitir guardar los análisis de datos.	Si	Si	Si	Si
La interfaz debe poseer un sistema de conexión y desconexión.	Si	Si	Si	Si

De acuerdo con el análisis comparativo realizado en la Tabla 18 se procede a seleccionar a la plataforma de visualización Matlab ya que permite un mejor entorno amigable en el desarrollo de aplicaciones e interfaces gráficas al usuario además de poseer diferentes bibliotecas de aprendizaje automático que se ocuparan en el procesamiento y análisis de los datos obtenidos por el sistema.

### 3.6.2.1.3 Diagrama de bloques del proceso de toma de datos y visualización

La interfaz gráfica de toma de datos y visualización se lo realizará en Matlab, los ítems que estarán presentes en la interfaz deberán ser los que se describen a continuación, y en la Figura 50 se describe el proceso de toma de datos de los pacientes.



- **Ingreso de datos informativos del paciente:** El administrador del sistema en este caso el especialista fisioterapeuta deberá ingresar los datos informativos del paciente como su nombre, apellido, edad, género, patología en caso de tenerla; para su posterior almacenamiento con los datos resultantes obtenidos en el sistema.
- **Conexión del dispositivo:** A través de una comunicación inalámbrica en este caso bluetooth se habilitará un puerto de comunicación con la computadora del especialista lo que permitirá una visualización del envío y recepción de la lectura de datos de los sensores antes de iniciar una prueba.
- **Indicar los movimientos articulares del pie que va a realizar el paciente:** En la interfaz gráfica deberá explicarse como el especialista procederá a elegir y realizar cada uno de los movimientos articulares del pie que va a realizar el paciente teniendo un botón de inicio y detención para cada prueba.
- **Guardar prueba del paciente:** Al momento de la finalización de cada prueba de movimiento del pie del paciente se guardará los datos de dicho lapso para un posterior análisis y visualización de resultados.

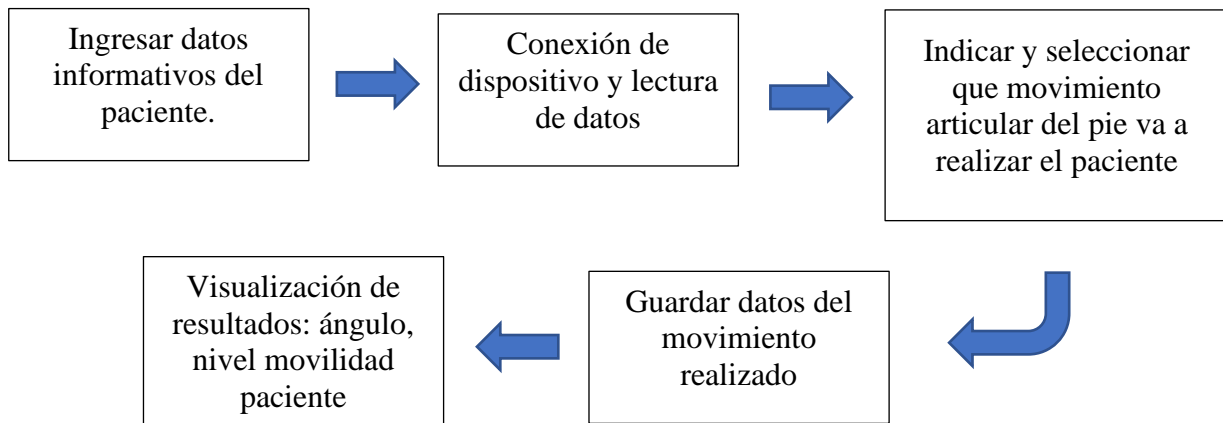


Figura 49. Diagrama de Bloques Sistema de Visualización

### 3.6.2.1.4 Diagramas de flujo del software del sistema

Cada bloque del sistema de visualización es un caso de uso en el diseño del software, por lo cual serán representados a través de diagramas de flujo indicando su lógica en cada caso.

La Figura 50, representa el primer caso de uso, que permite que en un panel de la interfaz gráfica se ingresen los datos informativos del paciente.

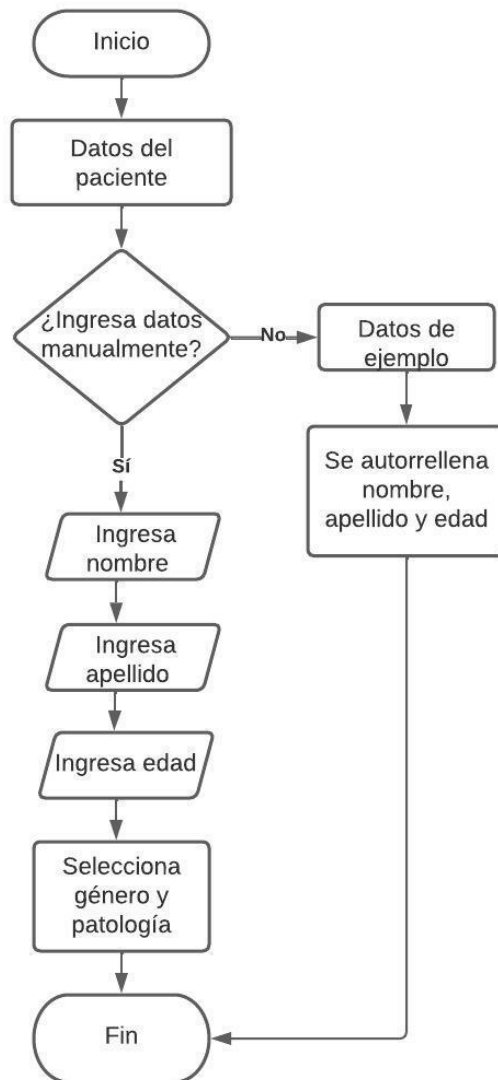


Figura 50. Diagrama de flujo de panel de ingreso de datos del paciente.

La Figura 51, representa el diagrama de flujo del segundo caso de uso, que permite que permite establecer la conexión entre la interfaz gráfica y el prototipo.

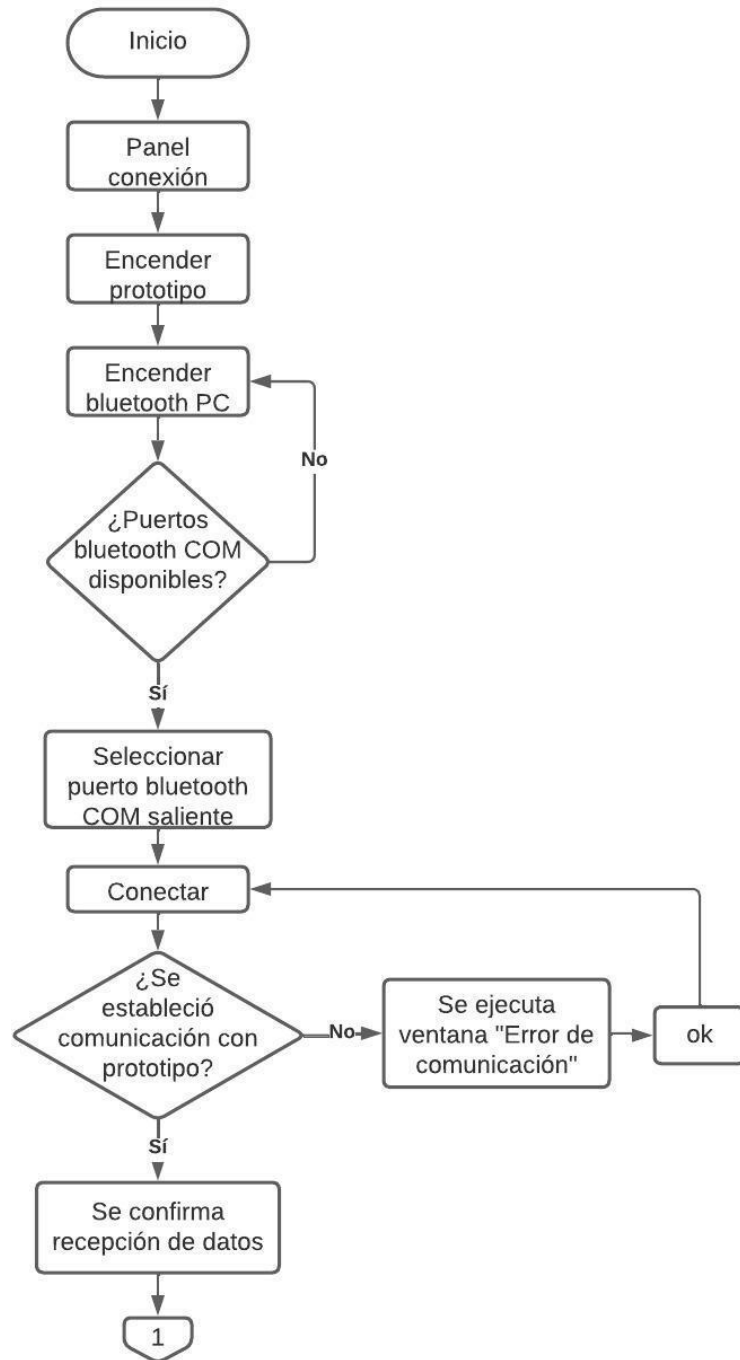


Figura 51. Diagrama de flujo de panel de conexión

La Figura 52, representa el diagrama de flujo del tercer caso de uso, que permite que permite seleccionar que movimiento articular del pie va a realizar el paciente y guardar sus datos.

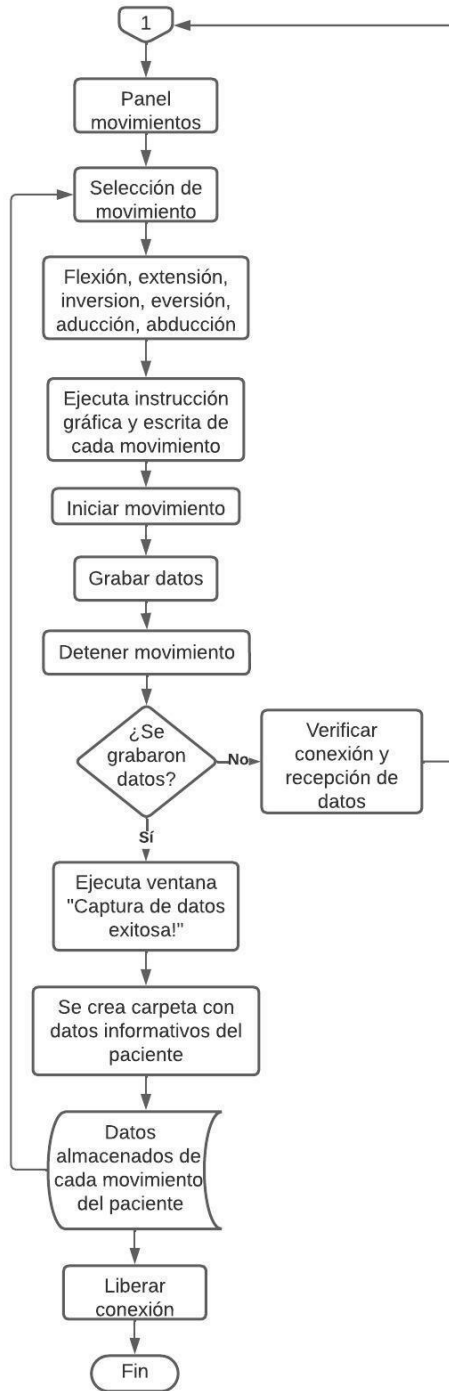


Figura 52. Diagrama de flujo de panel de movimientos

La Figura 53, representa el diagrama de flujo del cuarto caso de uso, que permite visualizar los resultados de los ángulos de cada movimiento y el nivel movilidad del paciente.

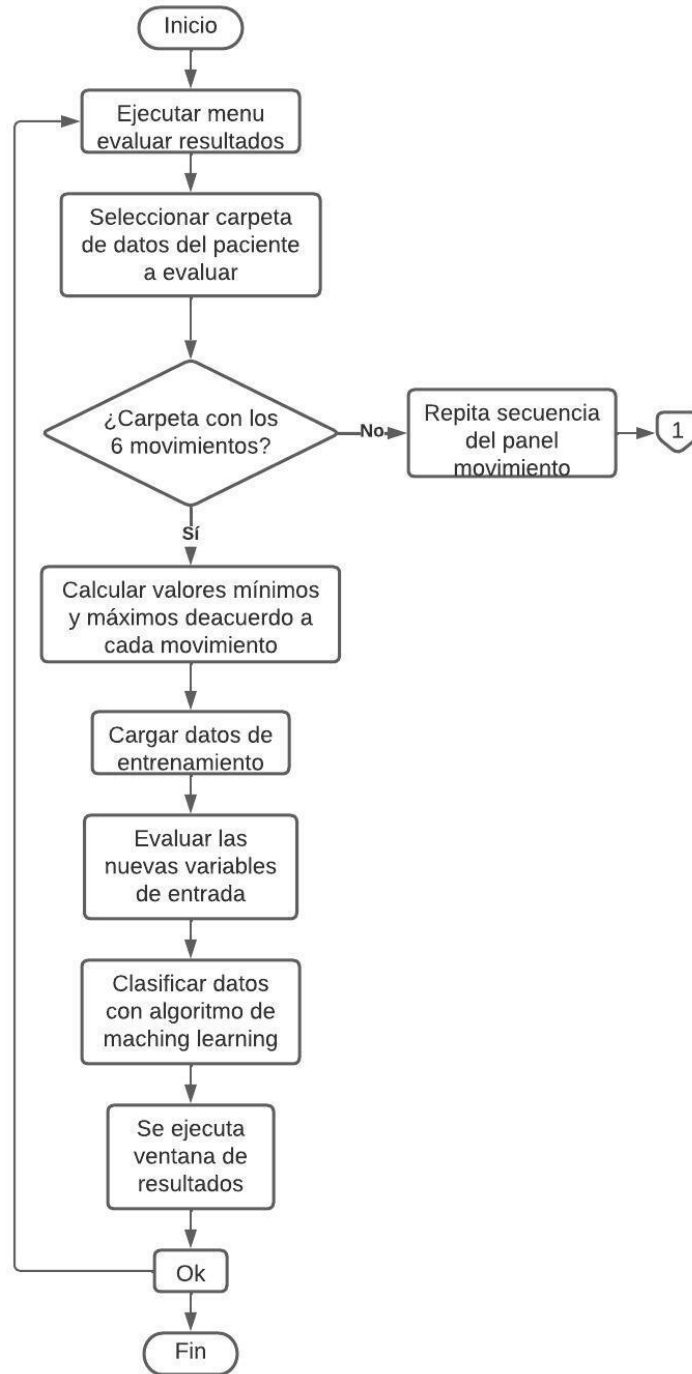


Figura 53. Diagrama de flujo de menú evaluar resultados

Para finalizar con la etapa de diseño, el Algoritmo 1 realiza una explicación por pasos del pseudocódigo de la secuencia general para realizar una prueba a un paciente con el sistema GONIOFEET.

---

**Algoritmo 1.** Toma de una prueba a un paciente con el sistema GONIOFEET

---

```

1: Inicio
2: para panel datos del paciente
3:     solicitar introducción de valor de variables: nombre, apellido,
        edad, género, patología.
4:     leer y asignar valor a cada variable.
5: fin para
6: para panel de conexión
7:     escanear puertos COM disponible
8:     solicitar seleccionar puerto COM bluetooth saliente
9:     ejecutar botón Conectar
10:         si datos pitch, roll, yaw se leen en panel datos entonces
11:             prototipo conectado, habilita botón inicio de panel * existe
                movimientos                                comunicación
12:             sino
13:                 prototipo desconectado, regrese al paso 8 * no existe
                                                            comunicación
14:         fin si
15:     para panel movimientos
16:         solicitar seleccionar movimiento a ejecutarse: flexión,
            extensión, inversión, eversión, aducción, abducción.
18:         desplegar instrucciones escritas y gráficas de acuerdo con
            selección de movimiento.
19:         ejecutar botón Iniciar
20:             grabar datos que lleguen por el puerto COM
21:         ejecutar botón Detener
22:             almacenar datos grabados en una carpeta con
            información del paciente del paso 4.
23:             regresar al paso 16 hasta completar los 6
            movimientos
24:     fin para
25:     ejecutar botón Liberar
26:         liberar puerto de comunicación con prototipo
27: fin para
28: Fin

```

---

### 3.7 Implementación (Fase 4)

En esta sección se indica la ejecución de cada uno de los bloques del sistema una vez finalizado el diseño de cada uno de los mismo, este apartado se dividirá en dos etapas, la primera constará la construcción del Hardware y la otra destinada a la programación del Software.

#### 3.7.1 Implementación del hardware

Para cumplir con el objetivo de obtener datos de los ángulos del tobillo y pies es necesario el diseño y la construcción de una plataforma que permita que el paciente realice los diferentes movimientos para su toma de datos, este proceso es mostrado a continuación.

##### 3.7.1.1 Diseño y construcción de plataforma del sistema

Para el diseño de la plataforma del sistema hay que tener en cuenta los requerimientos funcionales, entre ellos que la plataforma estará enfocada a personas que calcen entre 35 a 40 aproximadamente, por lo cual se diseñó en el software SolidWorks una base movable lo suficientemente grande para cubrir todo el pie de la persona a lo largo y ancho como se muestra en la Figura 54-A, también deberá tener un soporte movable que sostenga en la base del pie como se muestra en la Figura 54-B y también se diseñó un soporte de piso que sostenga todo el mecanismo al piso como se muestra en la Figura 54-C.

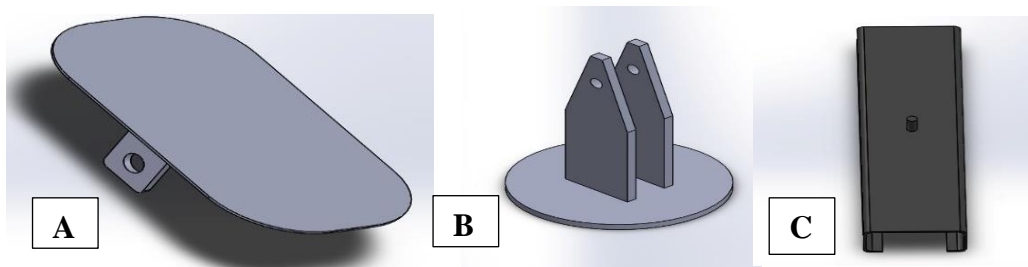


Figura 54. Diseño de estructura de la plataforma

Una vez realizado el diseño de cada pieza de la plataforma obtenemos el diseño ensamblado como se muestra en la Figura 55, con una altura de 17cm, un ancho de 13cm y su largo de 32 cm.

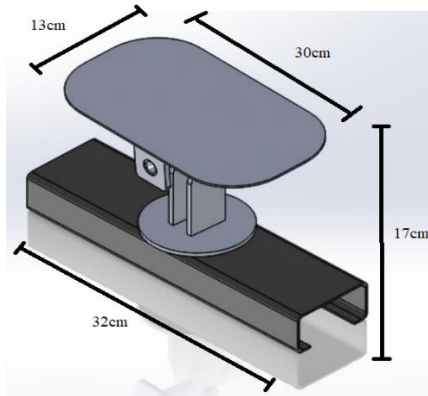


Figura 55. Diseño ensamblado de la plataforma

Uno de los requerimientos funcionales más importantes es que la plataforma debe tener movilidad y ser capaz de realizar los diferentes movimientos del pie y tobillo conjuntamente, por lo cual el presente diseño tiene una movilidad en los planos X, Y, Z que son los ejes en los que trabaja el pie. En la Figura 56-A observamos que el diseño tiene movilidad en el eje X, en la Figura 56-B la movilidad en el eje Y, y en la Figura 56-C la movilidad en el eje Z.

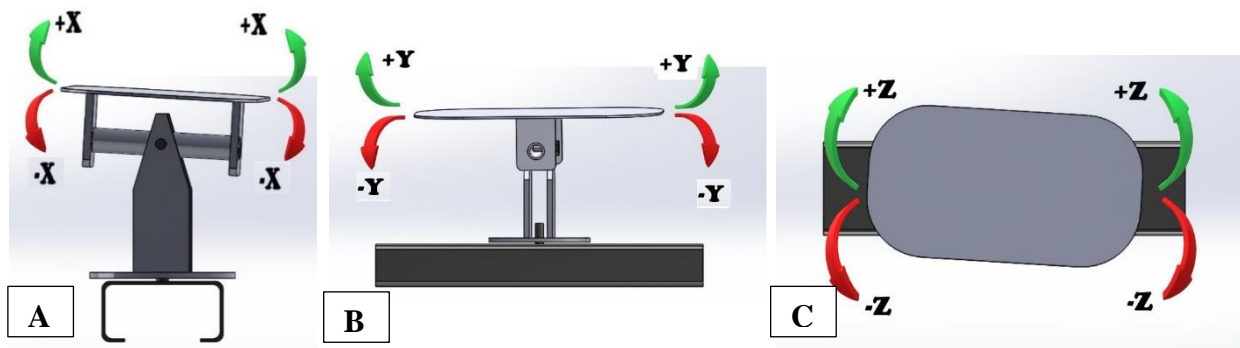


Figura 56. Movilidad de plataforma en los planos X, Y, Z



Para la construcción de la plataforma se tomó en cuenta que el material escogido fue el metal debido a que es un material resistente ya que la plataforma deberá soportar todo el peso del pie y pierna del paciente obteniendo como resultado la plataforma de la Figura 57-A. Además, se ubicó junto a la plataforma una caja con una tapa de dimensiones 9cm de largo, 9cm ancho y 7cm de alto, la cual albergara los elementos electrónicos de cada bloque del sistema. En la Figura 57-B, se muestra la colocación de tres cintas de agarre para lograr una mejor sujeción del pie a la plataforma.

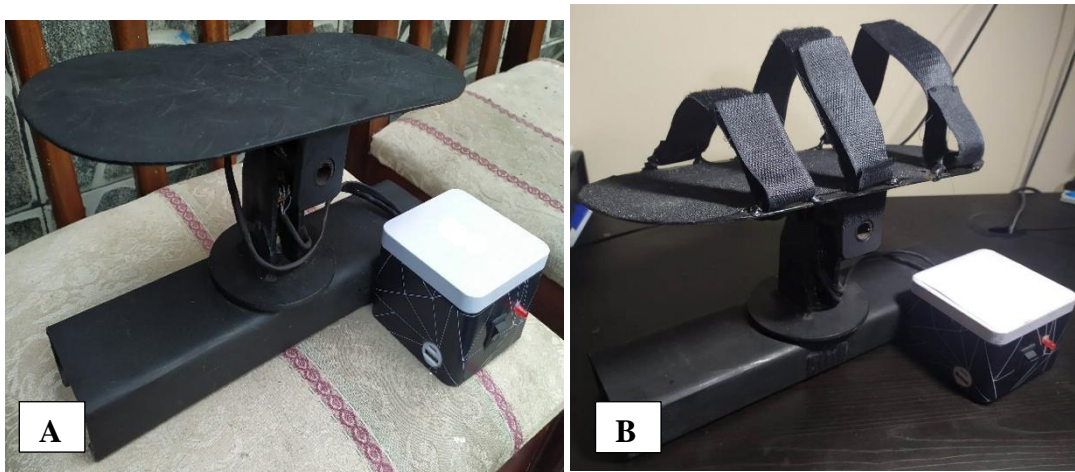


Figura 57. Construcción plataforma del sistema

### ***3.7.1.2 Diseño del circuito impreso***

El diseño del circuito impreso contiene la conexión de todos los bloques del sistema entre ellos la conexión a la fuente de alimentación, la conexión de la placa de toma de datos con el módulo de comunicación y el bloque de sensores.

Mediante el software Fritzing se procede con el diseño del circuito, tomando en cuenta todos los diferentes elementos electrónicos que intervienen en cada bloque del sistema con sus pines de conexión y con sus dimensiones.

En la Figura 58 se muestra el diseño del circuito impreso, la distribución de cada elemento es la siguiente, en la parte central se encuentra la placa de adquisición de datos (Arduino nano), a su izquierda el módulo de comunicación bluetooth y a su derecha la conexión del sensor MPU y potenciómetro y la conexión con la fuente de alimentación VCC y GND a través de una bornera.

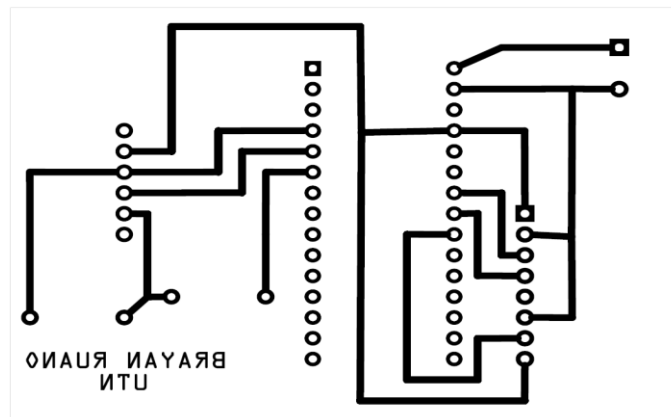


Figura 58. Diseño del circuito impreso del sistema

Una vez realizado el diseño del circuito se procede a fabricar e imprimir el circuito en una placa de cobre lista para la conexión de los diferentes elementos electrónicos como se muestra en la Figura 59.

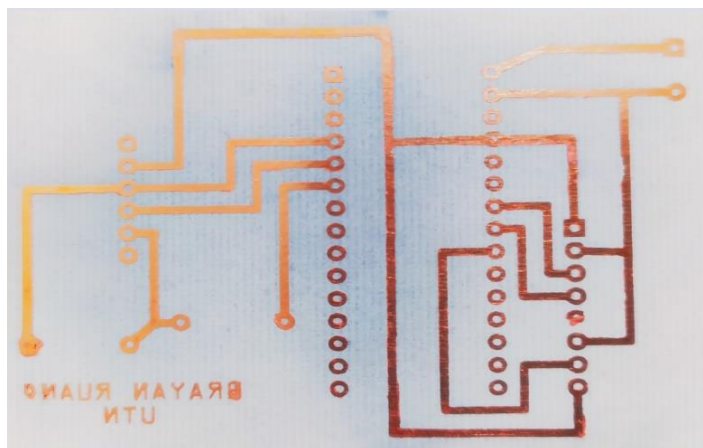


Figura 59. Circuito impreso en placa de cobre

### 3.7.1.3 Bloque de alimentación

En el apartado del bloque de alimentación se instalará la fuente de alimentación portable con un centro de carga en el contenedor de la plataforma para la alimentación de corriente a los diferentes elementos como se observa en la Figura 60.

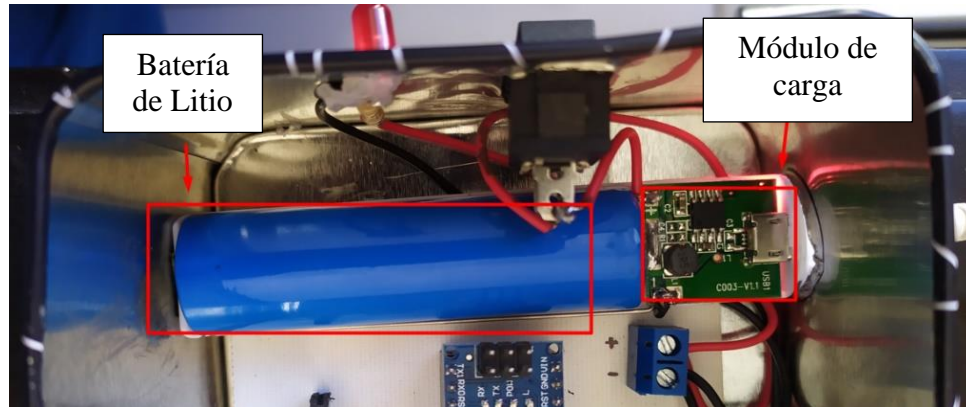


Figura 60. Integración de fuente alimentación al sistema

Además, en este apartado de indicador de corriente, dichos parámetros se pueden observar en la Figura 61, de acuerdo con los requerimientos se deberá disponer de un interruptor que active y desactive el sistema y de un led

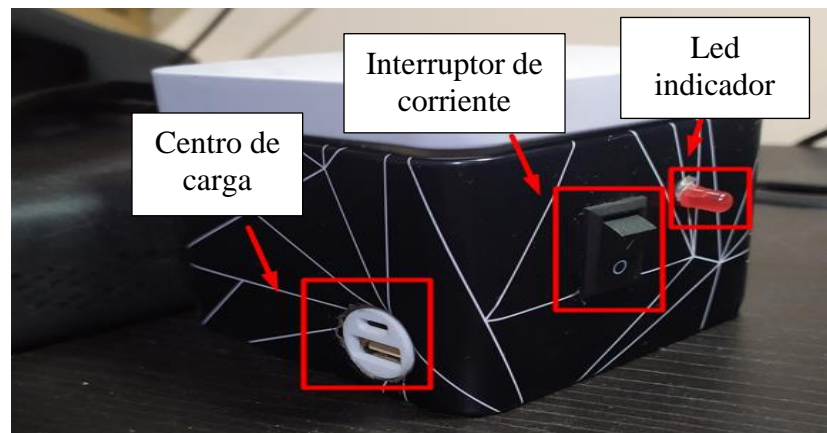


Figura 61. Adaptación bloque alimentación a contenedor de la plataforma

### 3.7.1.4 Bloque de sensores

En el apartado de diseño se determinó el uso de un sensor MPU6050 y éste a su vez hará el uso de un acelerómetro y un giroscopio cada uno en sus dos ejes de libertad X, Y. De acuerdo con el criterio de ubicación de sensores dicho sensor se ubicará bajo la plataforma base donde realiza los movimientos el pie como se muestra en la Figura 62-A.

También se hará el uso de un potenciómetro que obtendrá los valores de giro en el eje Z mediante interpolación de valores el cual se ubicará en la parte central de la plataforma como se muestra en la Figura 62-B.

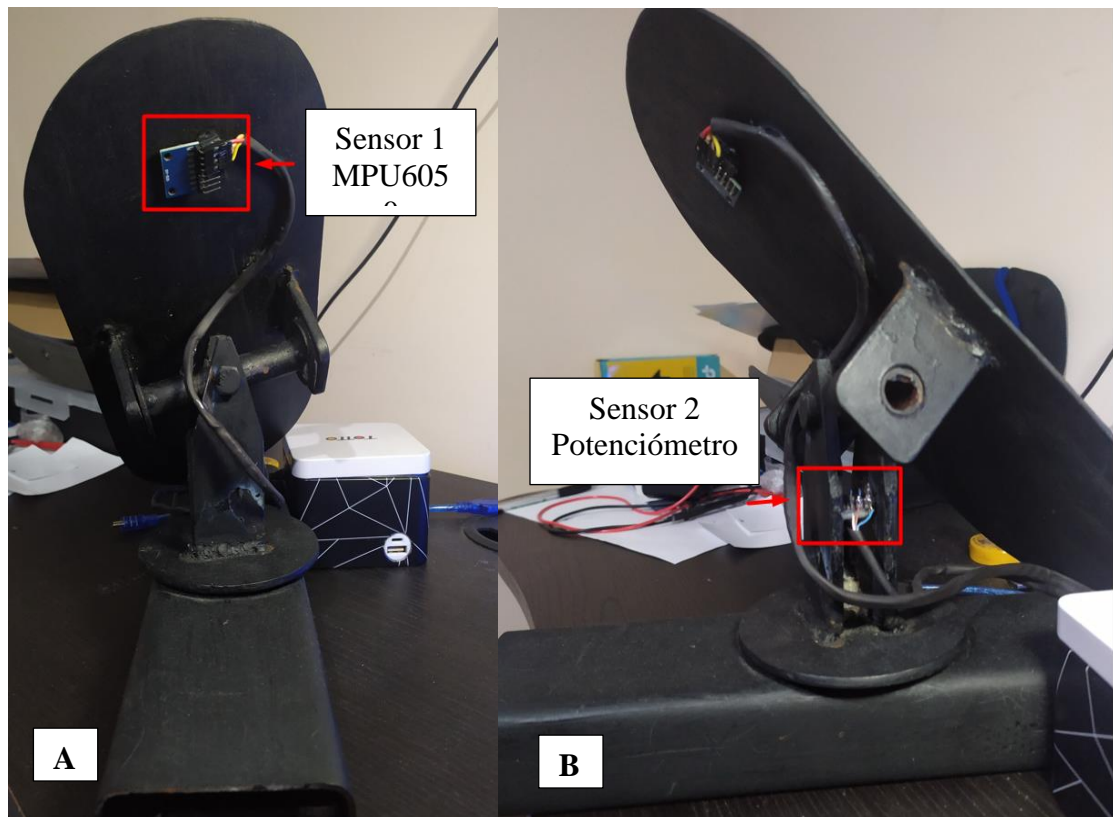


Figura 62. Ubicación de sensores en la plataforma del sistema

### 3.7.1.5 Bloque toma de datos

En este bloque se integra la placa de programación para la toma de datos que será un Arduino Nano, a la caja contenedora de la plataforma como se observa en la Figura 63, se ubica en el centro del circuito impreso y controla los diferentes bloques del sistema.

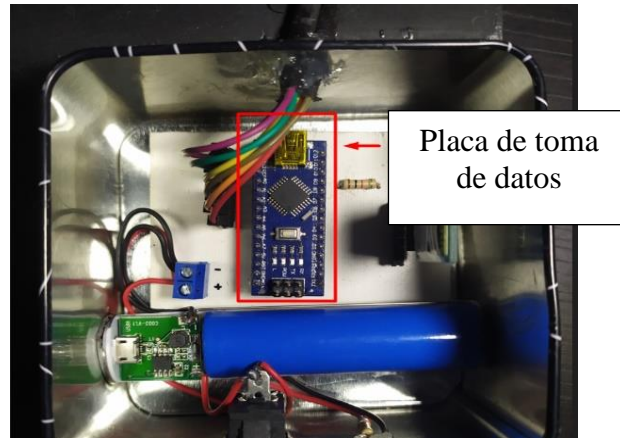


Figura 63. Integración de placa de toma de datos del sistema

### 3.7.1.6 Bloque de comunicación

La placa encargada del sistema de transmisión consta del módulo de comunicación inalámbrica bluetooth el cual es conectado a la placa Arduino Nano. La Figura 64 muestra la placa del sistema de transmisión.

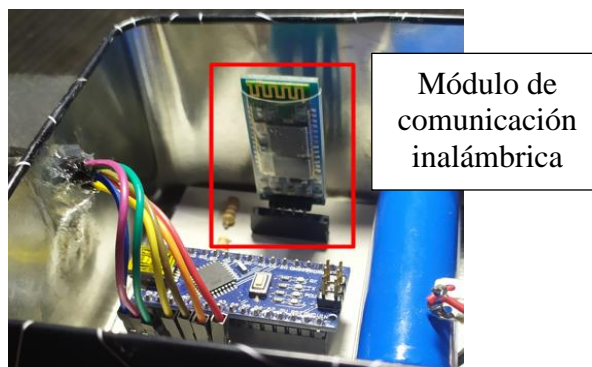


Figura 64. Integración de módulo de comunicación al sistema

### 3.7.2 Implementación del Software

En esta sección se explica la creación de todo el software del sistema en el que incluye el bloque de visualización en el que se crea la interfaz gráfica del sistema, y en el bloque de evaluación lo que es la implementación del algoritmo de aprendizaje de máquina.

#### 3.7.2.1 Bloque de visualización

El desarrollo del sistema de visualización se lo realizó en la plataforma de programación Matlab en su entorno de desarrollo de aplicaciones la cual cumple con los requerimientos que se explicaron en la etapa de diseño. El diseño de la interfaz gráfica que se muestra en la Figura 65 se realizó en base los requerimientos del administrador y usuarios en donde resaltan los siguientes características y botones.

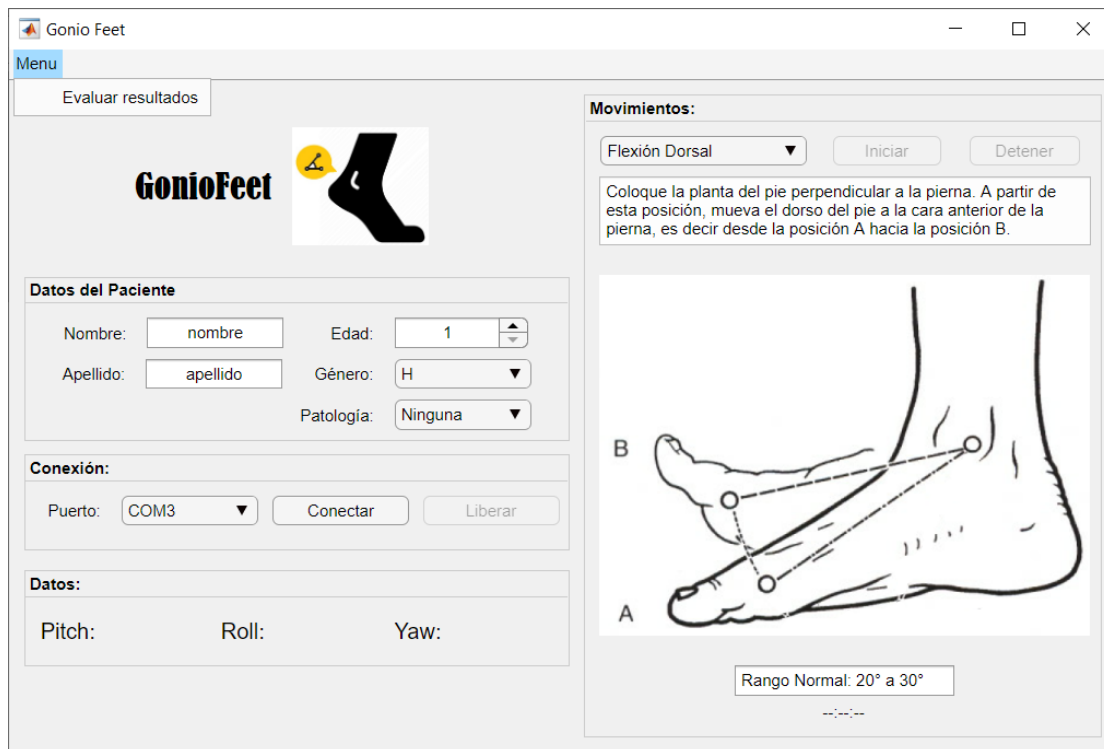


Figura 65. Interfaz Gráfica sistema GONIOFEET

- **Datos del paciente:** posee cuadros de texto y cuadros de selección que permiten el ingreso de datos informativos del paciente como su nombre, apellido, edad, género y patología.
- **Conexión:** posee un cuadro de selección del puerto de comunicación inalámbrico por el cual se va a comunicar con el prototipo incluyendo sus botones para conectar y liberar.
- **Datos:** indica si los datos de los ángulos (pitch, roll, yaw) de los sensores están llegando correctamente a través de la comunicación inalámbrica.
- **Movimientos:** posee un botón de selección en donde se encuentran los seis movimientos articulares del pie que se pueden tomar el sistema además de un cuadro de texto que indica como se debe realizar cada uno de los movimientos y también posee sus botones de iniciar y detener una prueba.

### ***3.7.2.2 Bloque de evaluación del paciente***

Este bloque es el encargado de realizar el procesamiento de los datos obtenidos en el bloque de toma de datos, para luego realizar una evaluación del ángulo articular del paciente y obtener una predicción del nivel de movilidad del pie en el que se encuentra el paciente, por lo que en este bloque se debe implementar un algoritmo de aprendizaje autónomo a través del proceso KDD, este proceso nos permitirá identificar patrones útiles a partir de un gran conjunto de datos.

El proceso KDD se lo describió en el capítulo II en el cual involucra cinco etapas como se indica en la Figura 25. Dichas etapas selección, preprocesamiento, transformación, aprendizaje

autónomo e interpretación/evaluación se las aplicará en esta etapa de diseño para un correcto desempeño de nuestro sistema GONIOFEET.

Para desarrollar este bloque se creó una base de datos de muestra tomados con nuestro sistema GONIOFEET a pacientes que tengan una movilidad normal, reducida y elevada. Dichas muestras se tomaron en pacientes del Hospital Luis Gabriel Dávila de la ciudad de Tulcán cuyo permiso se muestra en los anexos y con estudiantes de la UTN de la carrera de fisioterapia.

Inicialmente se trabajó con una muestra de 20 pacientes, pero debido a que con esta cantidad de datos el modelo de clasificación tenía un porcentaje de predicción no mayor al 80%, se decidió triplicar el número de muestras a 60 pacientes para así obtener un mayor número de datos, ya que entre más datos se obtengan mejor aprende el modelo y aumenta su poder predictivo.

#### 3.7.2.2.1 Etapa de selección de datos

En la etapa de selección de datos se trabaja con la base de datos obtenida de los 60 pacientes, en donde el sistema crea una carpeta personal de cada paciente con sus datos personales y una etiqueta del nivel de movilidad del paciente como se muestra en la Figura 67, dentro de esta carpeta contendrá seis archivos de los movimientos articulares en formato (.xlsx) que contendrán los datos recopilados por los sensores.

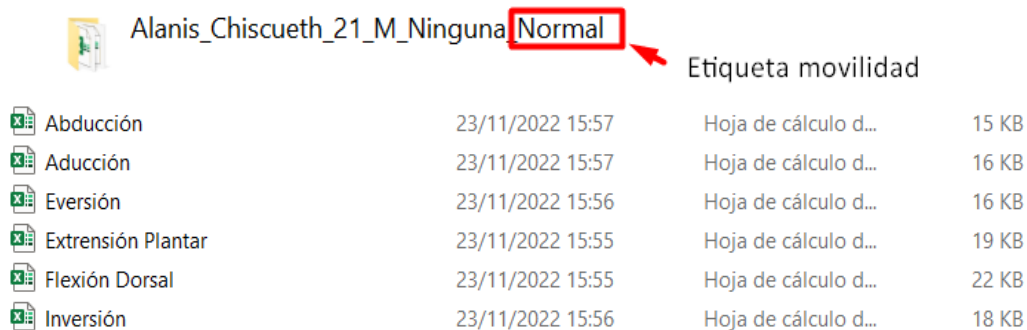


Figura 66. Formato base de datos de pacientes



En cada archivo de los movimientos articular se procedió a guardar los datos de 5 repeticiones de cada movimiento echo por el paciente en el sistema. De esta forma se procura a crear la base de datos etiquetando a pacientes con movilidad normal, reducida y elevada.

Para el caso de este paciente como se observa en la Figura 67, son los datos obtenidos en el eje X (Pitch), en donde los valores positivos de este eje se evalúa el movimiento de inversión y los valores negativos se evalúa el movimiento de eversión del pie. Dicha señal corresponde a 5 repeticiones echas por el paciente en el sistema llegando a obtener alrededor de 800 valores de ángulos por cada movimiento que servirá para posteriormente realizar una evaluación.

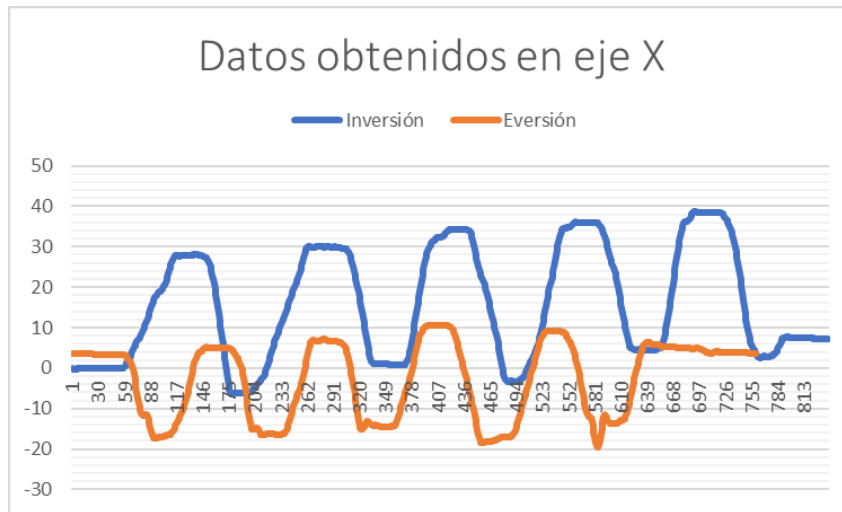


Figura 67. Datos de los movimientos del paciente en el eje X

Para los datos del paciente obtenidos en el eje Y (Roll) como se observa en la Figura 68, en donde los valores de ángulos positivos de dicho eje se evalúa el movimiento de flexión dorsal y los valores de ángulos negativos se evalúa el movimiento de extensión plantar del pie en el sistema.



Figura 68. Datos de los movimientos del paciente en el eje Y

Para los datos del paciente obtenidos en el eje Z (Yaw) como se observa en la Figura 69, en donde los valores de ángulos positivos de dicho eje se evalúa el movimiento de aducción y los valores de ángulos negativos se evalúa el movimiento de abducción del pie en el sistema.

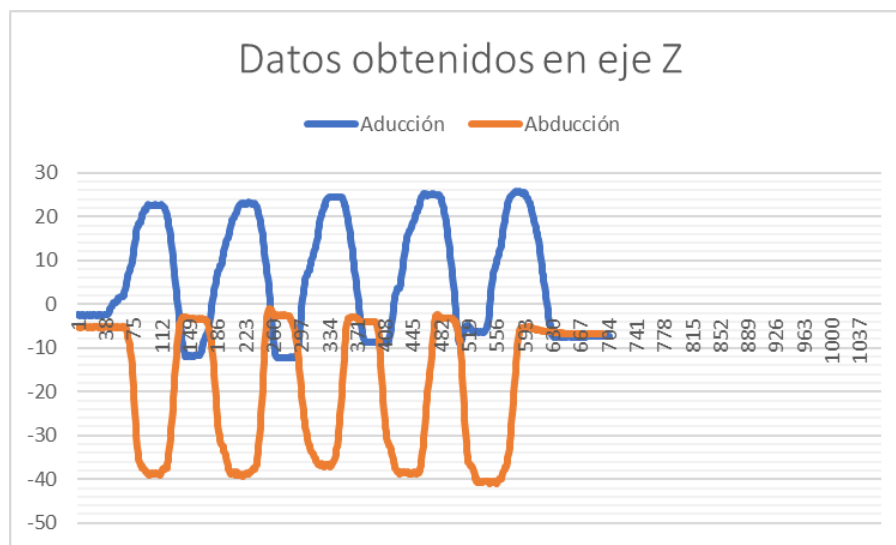


Figura 69. Datos de los movimientos del paciente en el eje Z

### 3.7.2.2.2 Etapa de preprocesamiento y transformación

En la etapa de preprocesamiento, específicamente en la eliminación de ruido en los datos, se procedió a implementar un filtro complementario en el sensor MPU en la etapa de toma de datos, dicho filtro viene especificado en la **Ec. 5**.

Para la etapa de transformación se procedió a simplificar los datos de los movimientos del pie de cada paciente, mediante una tabla que extrae características estadísticas útiles como son los valores máximos, valores mínimos, cálculo de la media y desviación estándar, de cada uno de los datos de los seis movimientos articulares del pie.

En la Figura 71, se muestra el ejemplo de la tabla de transformación de datos con sus respectivos valores normalizados en las columnas (feats), a esta tabla se le anexa una columna (labels) que es la etiqueta de clasificación del nivel de movilidad que le corresponde a cada paciente en la que puede ser normal, reducida y elevada.

feats									
	65	66	67	68	69	70	71	72	labels
45	3.8025	0.3185	0.4158	0.1400	-16.2800	-5.2300	0.5734	0.8788	Reducida
46	4.3279	0.5611	0.2402	-0.7800	-18.8100	-3.9200	0.3878	0.1088	Reducida
47	10.3239	0.7849	1.7309	-6.7900	-42.7600	-3.4000	1.0900	0.9846	Elevada
48	2.9640	0.2635	0.9196	5.2700	-16.1300	-3.6600	0.2500	1.0745	Reducida
49	2.9142	0.2535	0.2184	2.7100	-16.4700	-0.7800	0.5372	2.0740	Reducida
50	12.8795	1.8919	1.9732	-7.6700	-42.6500	-7.5800	0.7971	0.3930	Elevada
51	2.0652	0.3948	0.1992	-1.3300	-14.1300	0.2600	0.5634	1.0156	Reducida
52	2.9421	0.7195	0.1996	0.4100	-13.9800	4.9700	0.3295	0.6188	Reducida
53	8.3299	1.0541	1.7452	-9.9900	-41.5000	1.8300	0.8805	0.9708	Elevada
54	4.0590	0.3228	0.6720	-0.0700	-15.8000	1.8300	0.8464	1.1493	Reducida
55	3.7531	0.3175	0.6557	0.1000	-16.4500	1.8300	0.6306	0.6867	Reducida
56	2.7232	0.2811	0.3128	-2.7500	-13.3300	-1.3100	0.6890	0.8579	Reducida
57	9.8992	1.0870	3.4688	-1.8300	-41.8700	-6.0100	0.9636	0.4986	Elevada
58	5.2458	0.5213	0.6826	-1.5500	-16.4000	-2.3500	0.8216	1.2908	Reducida
59	3.1559	0.1920	0.4929	2.3900	-17.0900	-1.3100	0.4820	0.9578	Reducida
60	11.0487	0.6411	2.5525	-2.3500	-42.7600	-4.1800	1.2980	1.5594	Elevada

Figura 70. Transformación de datos mediante una tabla con valores estadísticos categóricos y etiquetas.

La tabla de transformación de datos está formada por 60 filas y 72 columnas, la tabla completa se muestra en el Anexo 4, las filas representan al número de pacientes tomados en el sistema GonioFeet, y las columnas (feats) representan los valores normalizados obtenidos con variables estadísticas de cada movimiento del paciente, la distribución de columnas se presenta de acuerdo con la Tabla 19.

Tabla 19. Distribución de columnas para creación de tabla de transformación de datos

DISTRIBUCIÓN DE COLUMNAS DE TABLA DE TRANSFORMACIÓN DE DATOS				
Variables entradas	Valores Normalizados			
	Mínimos	Máximos	Media	Desviación estándar
	Número de columna y eje			
	X-Y-Z	X-Y-Z	X-Y-Z	X-Y-Z
Abducción	1-2-3	4-5-6	7-8-9	10-11-12
Aducción	13-14-15	16-17-18	19-20-21	22-23-24
Eversión	25-26-27	28-29-30	31-32-33	34-35-36
Extensión	37-38-39	40-41-42	43-44-45	46-47-48
Flexión	49-50-51	52-53-54	55-56-57	58-59-60
Inversión	61-62-63	64-65-66	67-68-69	70-71-72

Para interpretar el valor de cada columna de la Figura 71 se lo realiza a través de la Tabla 19 donde se encuentra la distribución de columnas, por ejemplo si se busca saber cómo se obtienen los valores de la columna 65 se consulta la Tabla 19, donde indica que esta columna corresponde al valor máximo en el eje Y de la variable inversión y estos datos se los encuentra en base de datos de cada pacientes, que es una carpeta donde se almacenan los valores obtenidos por los sensores del sistema GONIOFEET.

### 3.7.2.2.3 Etapa de aprendizaje autónomo

Para la etapa de aprendizaje autónomo de datos se hace el uso de la tabla creada en la transformación de datos, que será la base de datos de entrenamiento para la aplicación del modelo de aprendizaje de máquina de clasificación TREE, para entrenar el modelo se toman en cuenta las siguientes características:

- 6 variables de entrada: abducción, aducción, eversión, extensión, flexión, inversión.
- Valores normalizados: 72 columnas equivalentes a 4320 valores estadísticos de la media, desviación estándar, mínimos y máximos.
- 3 etiquetas de clasificación: normal, reducida, elevada.

Para el entrenamiento del modelo de clasificación TREE o árbol de decisión, se hace uso de la herramienta Classification Learner del software Matlab, que permite entrenar una tabla de datos y obtener esquemas de validación para una evaluación de resultados.

En la Tabla 20, se muestra el porcentaje de predicción y el tiempo de procesamiento del software Matlab.

Tabla 20. Modelo de clasificación de ML en Matlab.

<b>Modelo Clasificador</b>	<b>Porcentaje de precisión</b>	<b>Tiempo de procesamiento</b>
Árbol de clasificación TREE	95.0 %	11.304 sec

De acuerdo con los resultados de validación del modelo TREE se evalúa un análisis entre las variables estadísticas escogidas con las etiquetas de movilidad del paciente (Normal, Reducida y Elevada) como se muestra en la Figura 72; además, luego de haber aplicado el modelo árbol de decisión los datos son separados por diferentes clases, en donde el color azul representa la clase 1

(Elevada), el color rojo representa a la clase 2 (Normal) y el color amarillo la clase 3 (Reducida). Los datos que se muestran en forma de una X representan los datos incorrectos que no lograron ser predichos.

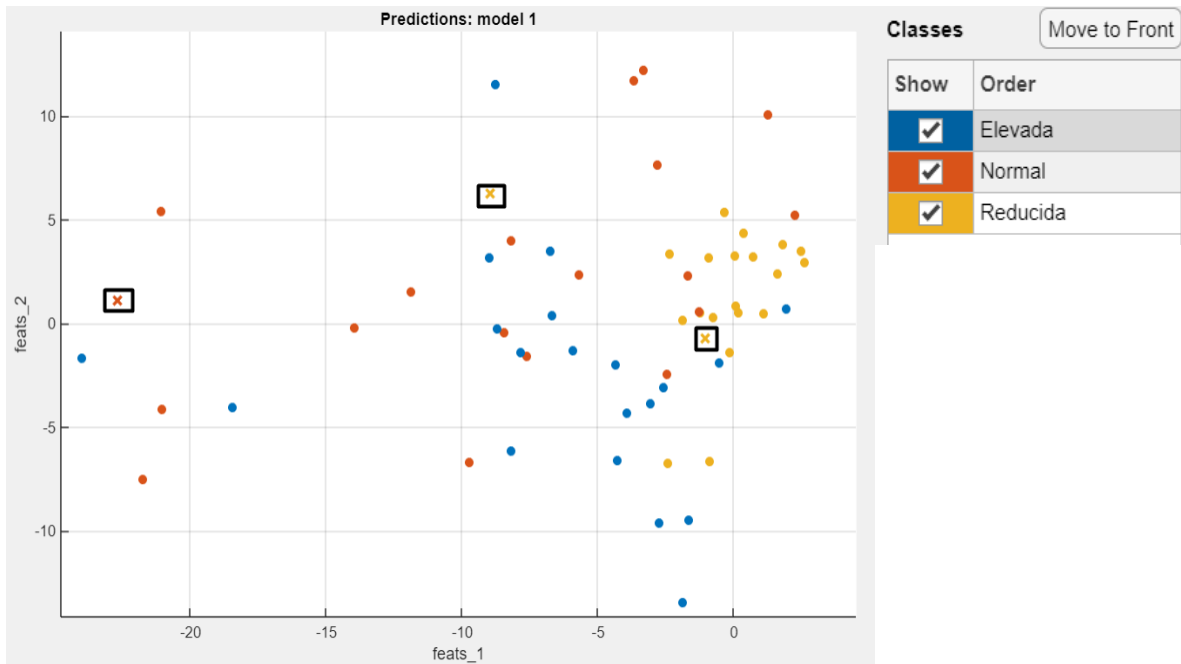


Figura 71. Dispersión de datos aplicando modelo árbol de clasificación (Tree)

- **Matriz de confusión**

La matriz de confusión permite visualizar el desempeño del algoritmo de aprendizaje de máquina en este caso el modelo de árbol de decisión, dicha matriz está representada en sus columnas por el valor de predicción de cada clase y en sus filas representa las instancias de la clase en su valor real.

En la Figura 72, se muestra el desempeño del modelo árbol de clasificación que será aplicado en nuestro sistema, el modelo está conformado por clases verdaderas y las clases predichas, se observa que en la clase Elevada se tienen 20 muestras con 20 acertadas, la clase

Normal se tiene 18 muestras acertadas de 20 totales y en la clase Reducida se tiene 19 muestras acertadas de 20 totales, logrando así tener una efectividad del 95% de predicción en su totalidad.

		Model 1		
		Elevada	Normal	Reducida
True Class	Elevada	20		
	Normal		18	2
	Reducida		1	19
		Elevada	Normal	Reducida
		Predicted Class		

Figura 72. Matriz de confusión del modelo árbol de clasificación (Tree)

- **Árbol de clasificación creado para el sistema GONIOFEET**

El árbol de clasificación está formado por nodos internos y nodos terminales. Los nodos internos serán los predictores ya que contiene una pregunta sobre un atributo concreto (nodo = <atributo, valor>) y da lugar a dos hijos, uno por cada posible respuesta, clasificación o decisión. Los nodos terminales u hojas están asignados a una única clase, aquellos en los que termina el árbol.

Para la creación del árbol de clasificación del sistema, Matlab realiza el siguiente proceso:

1. Se analizan todas las posibles particiones (atributo, valor) y se toma de todas ellas la que da lugar a una mejor separación.

2. Se aplica la separación óptima, es decir se divide los datos en grupos en los que predomina una única clase.
3. Se repite el paso 1 con los nodos hijos, únicamente con los que no sean hojas.

En la Figura 73, se muestra el árbol de clasificación creado para el sistema GONIOFEET el cual contiene dos nodos internos basado en el predictor `feats_53` que es el atributo estadístico de valores máximos de la variable de entrada flexión de acuerdo con la Tabla 19.

Para la predicción, se comienza en el nodo interno superior. En cada decisión, se verifica los valores del predictor para decidir qué rama hijo seguir. Cuando las ramas alcanzan un nodo hoja, los datos se clasifican de acuerdo con la clase única reducida, normal o elevada.

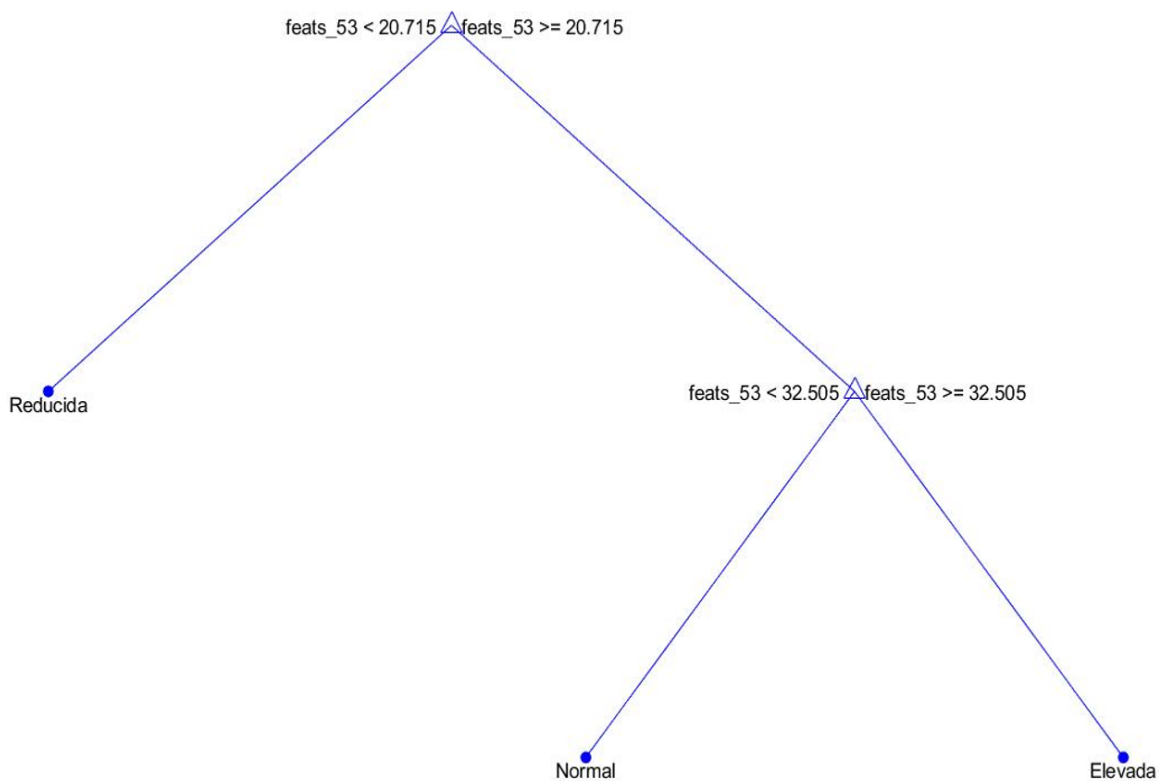


Figura 73. Árbol de clasificación entrenado para el sistema GONIOFEET



#### 3.7.2.2.4 Etapa de interpretación (evaluación) de resultados

Los resultados que se obtienen a través de del modelo de árbol de decisión TREE es la predicción del nivel de movilidad del pie del paciente a través de una evaluación de los ángulos de los movimientos articulares del pie y tobillo. En la Figura 75, se indica el proceso de predicción mediante el algoritmo de decisión TREE para un nuevo dato.

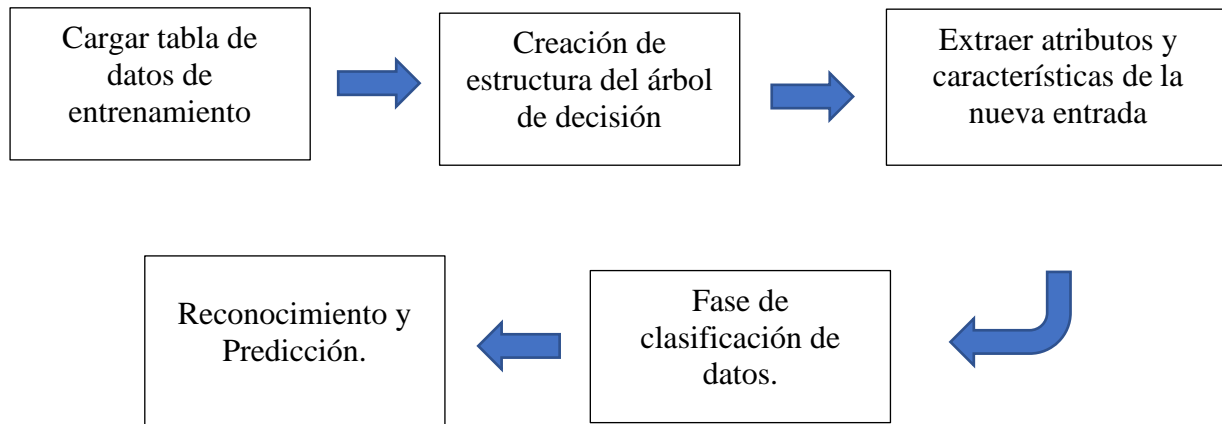


Figura 74. Proceso de implementación algoritmo árbol de decisión

- **Cargar tabla de entrenamiento:** con los datos obtenidos de los movimientos articulares del pie de los pacientes con el sistema, se crea una tabla de entrenamiento explicada en la etapa de transformación con un total de 4320 valores normalizados.
- **Creación estructura del árbol de clasificación:** a través del proceso de creación del árbol de decisión se van formando la estructura del árbol de clasificación entre ellos los nodos internos con su atributo y valor, finalmente los nodos terminales que serán la clase predicha.
- **Extraer atributos y características de la nueva entrada:** Se lee las nuevas variables entrada del nuevo paciente del cual se extrae sus atributos y características.

- **Fase de clasificación de datos:** Una vez creada la estructura de árbol se encuentra la clase desconocida de un nuevo dato contestando las preguntas planteadas en cada nodo interno y seguir el camino impuesto por el árbol, hasta encontrar un nodo hoja.
- **Reconocimiento y predicción:** finalmente el modelo de árbol de clasificación entrenado permite obtener en su nodo hoja el resultado de una predicción del nivel de movilidad del pie del paciente, el cual puede pertenecer a la clase de normal, reducida y elevada.

## 4 CAPÍTULO IV

### PRUEBAS DE FUNCIONALIDAD Y RESULTADOS

En el presente capítulo se realizan las pruebas de funcionamiento del sistema electrónico de medición de ángulos en movimientos articulares de tobillo y pie (GONIOFEET). Se realizarán dos tipos de pruebas, la primera enfocada al funcionamiento del hardware y software del sistema y la segunda se enfoca en realizar pruebas de detección de ángulos por cada movimiento articular de pie y tobillo en pacientes; para posteriormente llegar a una validación sobre los resultados logrados por el sistema.

#### 4.1 Pruebas de funcionalidad hardware y software

Se procede a realizar las pruebas de funcionamiento de los bloques de la arquitectura de sistema electrónico, tales como los bloques de alimentación, sensores, toma de datos, comunicación y en el caso de software los bloques de visualización, y evaluación.

##### 4.1.1 Prueba de bloque de alimentación

Se procede a verificar el cumplimiento de los requerimientos de este bloque principalmente suministrar la suficiente alimentación para todo el sistema y sus dispositivos electrónicos como se indica en la Tabla 21.

Tabla 21. Prueba de funcionamiento del bloque de alimentación.

---

**Test del bloque:** Alimentación

---

**Descripción:** Prueba de funcionamiento alimentación del sistema

---

**Prerrequisitos:**

- Adquisición de batería litio de 3.7 v y 2200mA.
  - Conexión de batería hacia dispositivos electrónicos.
-

---

**Pasos:**

- Verificar el funcionamiento interruptor de encendido/apagado y luz piloto.
- Verificar funcionamiento del centro de carga de la batería.
- Verificar el encendido de placa Arduino Nano.
- Verificar el encendido de sensor MPU.
- Verificar el encendido de módulo bluetooth.
- Verificar el tiempo de duración de la batería en continuo funcionamiento.

**Resultado esperado:**

Obtener la capacidad óptima para la alimentación de todos los elementos electrónicos del sistema y tener su funcionamiento adecuado durante un buen tiempo de funcionamiento.

---

La batería de litio de 3.7 v y 2200mA tiene la capacidad de alimentar al Arduino Nano que es la placa central del sistema y está a su vez provee la suficiente energía a los sensores y módulo de comunicación para su correcto funcionamiento. El tiempo de duración de la batería con su carga completa en continuo funcionamiento es de 3 horas, tiempo suficiente para realizar las pruebas necesarias con los pacientes; por lo que se obtiene un resultado satisfactorio del funcionamiento de este bloque.

#### 4.1.2 Prueba de los bloques de sensores y toma de datos

Se procede a comprobar la inicialización correcta de los sensores y su comunicación con la placa de toma de los datos para su procesamiento y así obtener una visualización de las diferentes lecturas a través de un puerto COM en la PC. En la Tabla 22 se muestra la prueba de los bloques de sensores y toma de datos basándose en los requerimientos del sistema.

Tabla 22. Prueba de funcionamiento de los bloques de sensores y toma de datos.

---

**Test del bloque:** sensores y toma de datos

---

**Descripción:** Prueba de correcta toma de valores de los sensores.

---

**Prerrequisitos:**

---

- 
- Adquisición de sensores y sus conexiones a la placa central de toma de datos.
  - Ubicación de sensores en plataforma del dispositivo.
  - Revisión puertos COM en la PC.

**Pasos:**

- Verificar correcta inicialización de sensor MPU.
- Obtener recepción de valores analógicos de potenciómetro rotativo.
- Transformación de valores de sensores a datos de ángulos.
- Aplicación de filtros a los sensores.
- Verificar envío de datos de ángulos en los ejes X, Y, Z a la PC por puerto serie

**Resultado esperado:**

Obtener la lectura de los sensores con su procesamiento y visualizar los datos a través de un puerto serial COM en la PC.

---

Se comprueba la comunicación serial de la placa Arduino con la PC y se procede a verificar la inicialización correcta de los sensores y la lectura de estos ya con su procesamiento y convertidos en ángulos en los ejes X, Y, Z como se observa en la Figura 75.

```
COM5
Sensor iniciado correctamente
0.74,-0.51,-21.70
1.49,-1.00,-21.70
2.22,-1.48,-21.70
2.93,-1.96,-21.70
3.63,-2.41,-21.70
4.33,-2.86,-21.70
5.00,-3.30,-21.44
5.66,-3.73,-21.70
6.30,-4.15,-21.70
6.94,-4.57,-21.70
7.56,-4.97,-21.70
8.17,-5.37,-21.70
8.77,-5.77,-21.70
9.36,-6.16,-21.70
9.93,-6.55,-21.70
```

Figura 75. Inicialización de sensor y lectura de datos.

### 4.1.3 Prueba de bloque de comunicación

Se procede a verificar el cumplimiento de los requerimientos de este bloque principalmente la función de establecer la comunicación bluetooth entre el prototipo y la interfaz gráfica del sistema como se indica en la Tabla 23.

Tabla 23. Prueba de funcionamiento del bloque de comunicación.

---

<b>Test del bloque:</b> comunicación
<b>Descripción:</b> Prueba de correcta comunicación entre prototipo e interfaz del sistema.
<b>Prerrequisitos:</b> <ul style="list-style-type: none"><li>• Conexión módulo bluetooth HC-06 a la placa Arduino.</li><li>• Datos de sensores obtenidos correctamente en el puerto serial.</li></ul>
<b>Pasos:</b> <ul style="list-style-type: none"><li>• Verificar el emparejamiento bluetooth entre PC y módulo HC-06</li><li>• Agregar un puerto bluetooth COM saliente en la PC.</li><li>• Verificar conexión de prototipo con la interfaz gráfica a través de puerto COM bluetooth designado.</li><li>• Verificar recepción de datos de ángulos en la interfaz gráfica.</li></ul>
<b>Resultado esperado:</b> <p>Obtener la lectura de los sensores visualizados en la interfaz gráfica del sistema a través de una comunicación inalámbrica bluetooth.</p>

---

Se procede a verificar el emparejamiento del módulo de comunicación bluetooth HC-06 con la PC del administrador, además de la configuración de un puerto serial saliente predeterminado para establecer la comunicación, como se observa en la Figura 76.

## Bluetooth y otros dispositivos

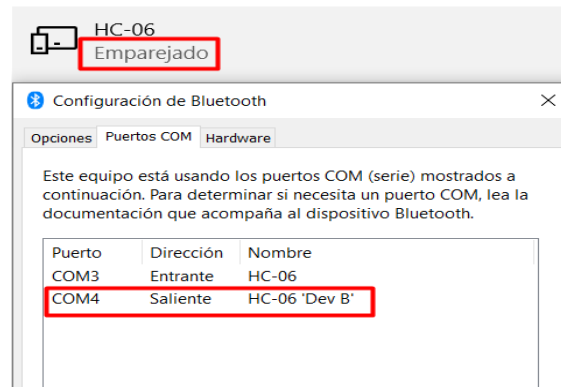


Figura 76. Emparejamiento y establecimiento puerto de comunicación del módulo bluetooth.

Se procedió a verificar la correcta comunicación bluetooth del prototipo con la interfaz gráfica del sistema mediante el puerto serial asignado además de la recepción de datos de los ángulos en los ejes X, Y, Z; como se observa en la Figura 77.



Figura 77. Prueba de conexión bluetooth entre prototipo e interfaz gráfica del sistema.

#### 4.1.4 Prueba de los bloques de visualización y evaluación del paciente

En estos bloques correspondientes al software del sistema se procede a comprobar el correcto funcionamiento de la interfaz gráfica del sistema a la hora de realizar tomas de pruebas con los pacientes para posteriormente comprobar el funcionamiento el algoritmo de ML en la evaluación de pacientes. En la Tabla 24 se muestra la prueba de estos bloques basándose en los requerimientos del sistema.

Tabla 24. Prueba de funcionamiento de los bloques de visualización y evaluación del paciente.

---

<b>Test del bloque:</b> visualización y evaluación del paciente
<b>Descripción:</b> Prueba de correcto funcionamiento interfaz gráfica y algoritmo ML.
<b>Prerrequisitos:</b> <ul style="list-style-type: none"><li>• Conexión bluetooth correcta entre prototipo e interfaz gráfica.</li><li>• Lectura de datos de sensores en sus respectivos ejes visualizados en interfaz gráfica.</li></ul>
<b>Pasos:</b> <ul style="list-style-type: none"><li>• Obtener datos del paciente en la interfaz gráfica</li><li>• Verificar lectura de datos de los sensores.</li><li>• Verificar que la interfaz gráfica permita tomar datos de los seis movimientos articulares del pie con sus respectivas instrucciones.</li><li>• Verificar que la interfaz gráfica permita almacenar los datos de cada uno de los movimientos del pie para cada paciente.</li><li>• Verificar que en la interfaz gráfica permita la visualización de los resultados de la evaluación de cada paciente mediante el cálculo del algoritmo de ML.</li></ul>
<b>Resultado esperado:</b> <p>Comprobar que la interfaz gráfica del sistema permita la toma y almacenamiento de datos de cada uno de los movimientos del pie de pacientes y posteriormente permita visualizar los resultados de su evaluación.</p>

---

En la Figura 79, se procede a verificar que la interfaz gráfica del sistema permita hacer pruebas a pacientes de la toma de datos de cada movimiento del tobillo y pie y estos datos a su vez logren almacenarse con sus datos personales para su posterior evaluación.



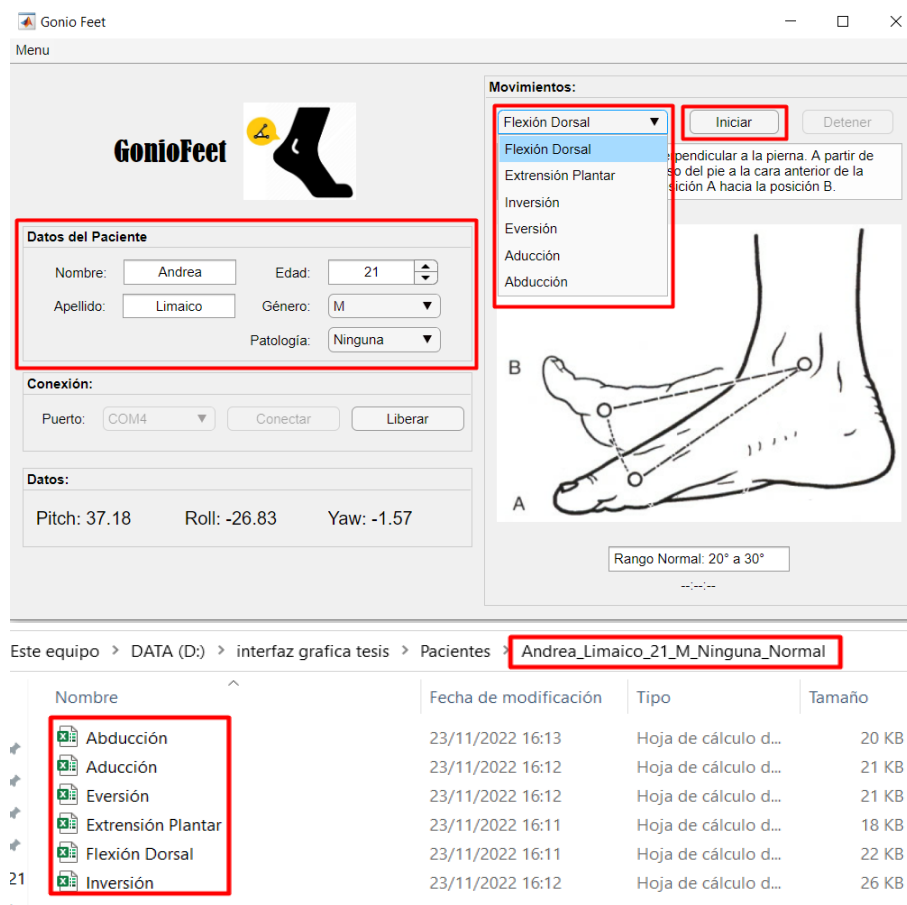


Figura 78. Prueba de toma y almacenamiento de datos de pacientes con interfaz gráfica.

Para verificar el funcionamiento del bloque de evaluación de paciente se procede a evaluar la predicción del algoritmo de ML mediante la toma de pruebas a pacientes con movilidad normal, reducida y elevada para así observar su capacidad de predicción; estos resultados serán visualizados en la opción Menú de la interfaz gráfica del sistema.

En la Figura 80-A, se realiza la toma de una prueba con el sistema a una paciente con una movilidad normal, es decir que no ha sufrido ninguna lesión en su tobillo y pie. En la Figura 80-B, se muestra los resultados obtenidos por sistema cada movimiento y la predicción de movilidad obtenida a través del algoritmo ML que en este caso fue NORMAL.

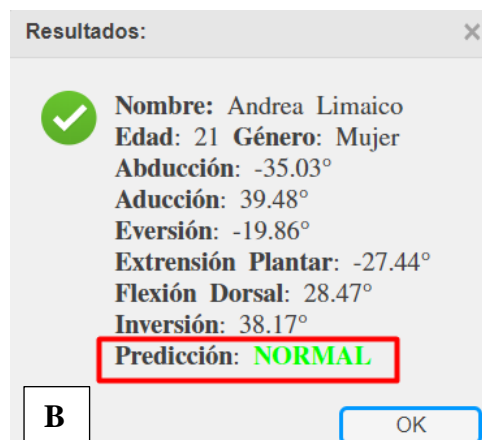
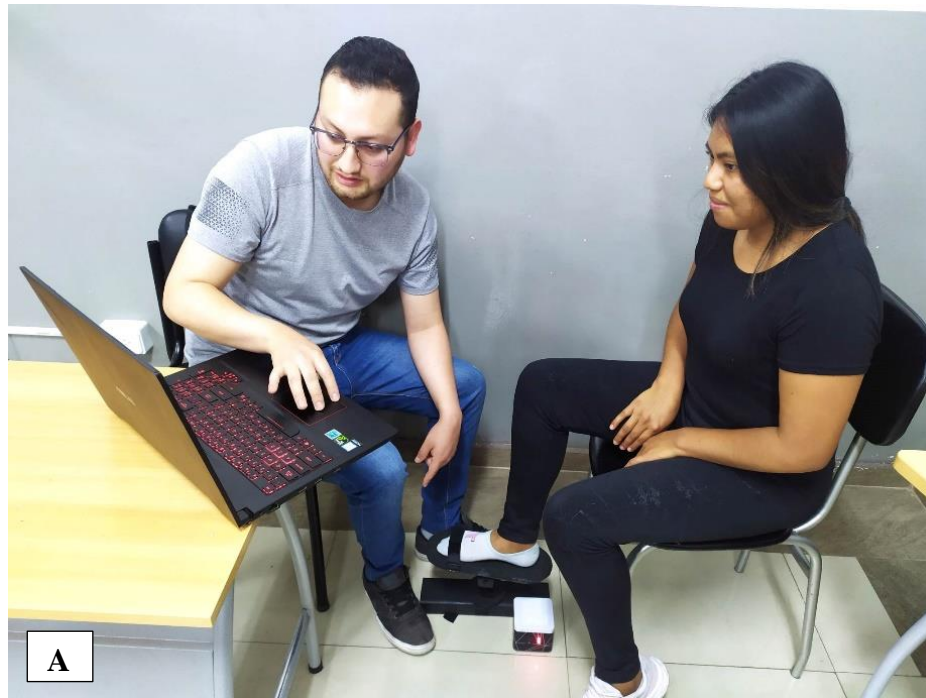


Figura 79. Prueba del sistema con paciente con movilidad normal

En la Figura 81-A, se realiza la toma de una prueba con el sistema a una paciente que ha sufrido un esguince en su tobillo. En la Figura 81-B, se muestra los resultados obtenidos por sistema de cada movimiento y la predicción de movilidad obtenida a través del algoritmo ML que en este caso fue REDUCIDA.

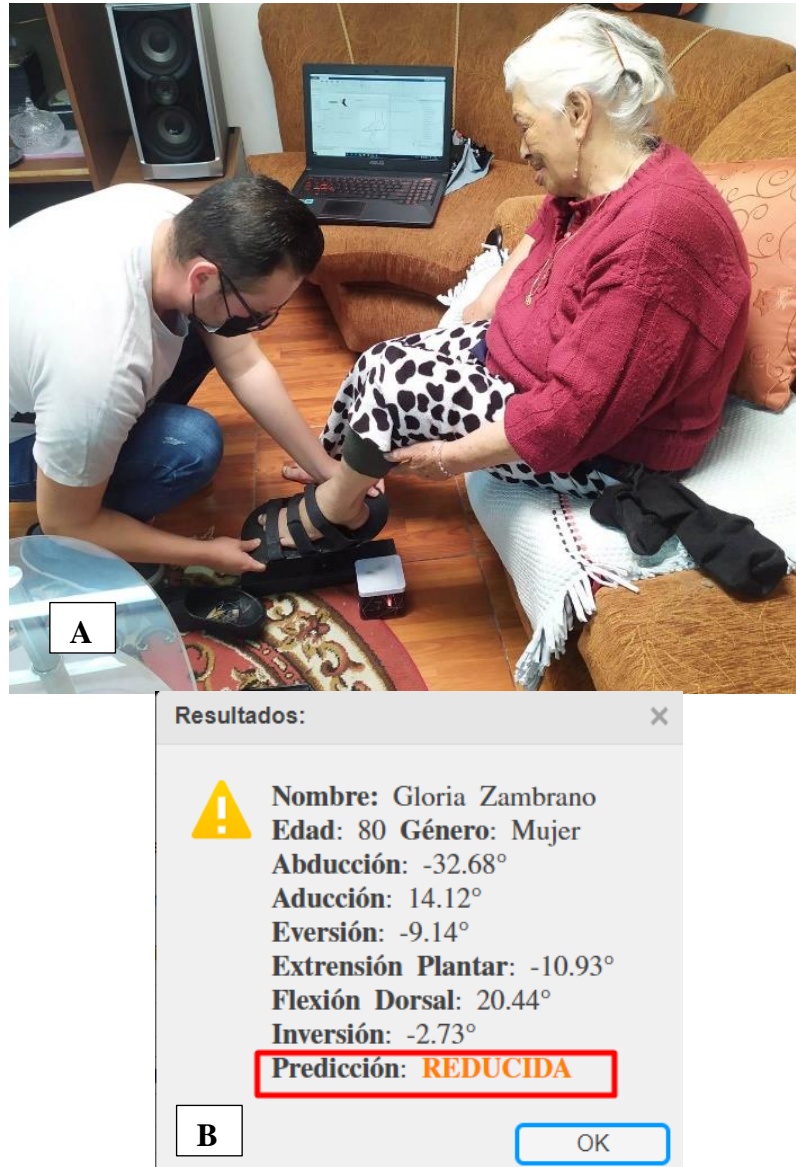


Figura 80. Prueba del sistema con paciente con una lesión de esguince de tobillo

En la Figura 82-A, se realiza la toma de una prueba con el sistema a una paciente que tiene laxitud articular, es decir tiene una capacidad de aumentar exageradamente su movilidad articular. En la Figura 82-B, se muestra los resultados obtenidos por sistema de cada movimiento y la predicción de movilidad obtenida a través del algoritmo ML que en este caso fue ELEVADA.



Figura 81. Prueba del sistema con paciente con laxitud articular.

## 4.2 Pruebas del sistema con pacientes

Una vez terminada las pruebas de diseño e implementación del sistema, se procederá a validar los datos que se obtienen con este sistema, es decir que tengan una coherencia objetiva. Este proceso se lo realizará mediante una comparación de mediciones, entre nuestro sistema

GONIOFEET con el instrumento de medición tradicional del especialista que es el goniómetro manual.

Para la prueba del funcionamiento del sistema se toma en cuenta el criterio de un especialista, en este caso la asesora de este proyecto, la Msc. Daniela Zurita, que permitirá dar una evaluación comparativa entre los dos instrumentos de medición. Para esta evaluación se basará en:

- La toma de una muestra de 10 pacientes a los que se evaluará cada uno los movimientos articulares de pie y tobillo mediante el instrumento de medición manual goniómetro. Esta evaluación se la realizó con un especialista en este caso, el Lic. Álvaro Vaca, en el centro de terapia física FISIOCENTRA de la ciudad de Tulcán.
- Se evaluó a los mismos 10 pacientes con el sistema GONIOFEET cada uno de los movimientos de pie y tobillo, para obtener un promedio en las mediciones y poder comparar entre los dos instrumentos de medición utilizados.
- Se consideró la evaluación del especialista en dos criterios:  
Acepta (El sistema arroja sus datos con un máximo de error de 5 grados en la medición en comparación al otro instrumento de medición goniómetro).  
No Acepta (Si los valores exceden en un error mayor a los 5 grados no se considerará apta la medición para su registro).

#### **4.2.1 Pruebas por movimiento articular**

El resultado de la implementación del sistema GONIOFEET permite realizar la medición de ángulos de los seis movimientos articulares del tobillo y pie, como también determinar si los ángulos evaluados se encuentran en los rangos normales establecidos por la Asociación para el

Estudio de la Osteosíntesis (AO) y la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS). Cada uno de los rangos de cada movimiento los encontramos en el apartado 2.3.3; y como resumen en la Tabla 25.

Tabla 25. Ángulos de evaluación de tobillo y pie

<b>Movimientos Articulares</b>	<b>Rango de ángulos (AAOS)</b>
Flexión Dorsal	20° a 30°
Extensión Plantar	30° a 50°
Inversión	30° a 35°
Eversión	10° a 15°
Aducción	35° a 45°
Abducción	35° a 45°

#### **4.2.2 Evaluación de la flexión dorsal del tobillo**

Se procedió a tomar una muestra de 10 pacientes a los cuales el especialista evaluará su ángulo de movimiento mediante el instrumento de medición manual en este caso el goniómetro tomando en cuenta su método de uso que se especifica en el apartado 2.5.3, para así obtener un registro de medición.

En la Figura 82, se muestra la toma de medición con goniómetro correspondiente al movimiento articular flexión dorsal del tobillo.



Figura 82. Toma de ángulo de flexión dorsal de tobillo con goniómetro.

En la Figura 83, se realiza la toma de muestra del ángulo flexión dorsal en eje +Y, con el sistema GONIOFEET.

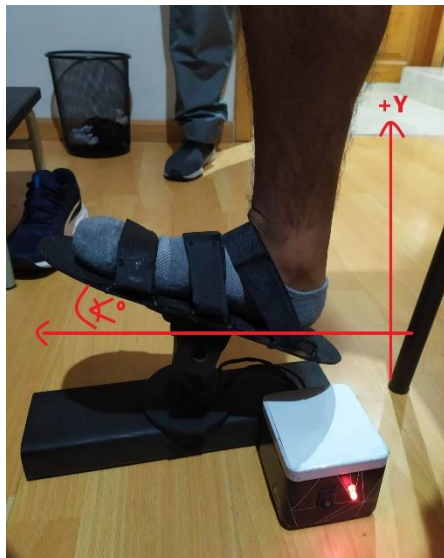


Figura 83. Toma de ángulo de flexión dorsal de tobillo con sistema GONIOFEET.

En la Tabla 26, se muestran los datos resultantes de las muestras tomadas a los pacientes con el instrumento de medición goniómetro y con el sistema de la evaluación del ángulo flexión dorsal con el criterio del especialista.

Tabla 26. Evaluación de ángulo flexión dorsal.

<b>Muestra</b>	<b>Paciente</b>	<b>Ángulo goniómetro</b>	<b>Ángulo sistema</b>	<b>Error</b>	<b>Criterio del especialista</b>
1	Mery Guerrero	25°	27.33°	2.33°	Acepta
2	Álvaro Vaca	30°	34.62°	4.62°	Acepta
3	Luis Trejo	20°	26.02°	6.02°	No Acepta
4	Anthony Yapud	33°	34.28°	1.28°	Acepta
5	Carlos López	20°	21.85°	1.85	Acepta
6	David Parra	14°	15.41°	1.41°	Acepta
7	Elena Chulde	27°	29.89°	2.89°	Acepta
8	Juan Arteaga	17°	17.69°	0.69°	Acepta
9	Joel Játiva	35°	37.25°	2.25°	Acepta
10	Jazmín Portilla	30°	31.33°	1.33°	Acepta
<b>Promedio</b>		25.1°	27.56°	2.46°	

#### ***4.2.2.1 Resultados de la evaluación del ángulo flexión dorsal***

Los resultados obtenidos en el eje Y en la evaluación de este ángulo, muestran que se tiene una tasa de error promedio de 2.4° en las mediciones realizadas entre el sistema y el goniómetro, este valor no es considerable y aceptable ya que a la hora del manejo del goniómetro por parte del especialista puede estar sujeto a fallos debido a que es una estimación visual. De los 10 pacientes se obtuvo que en uno de ellos sobrepasa el margen de los 5°.



### 4.2.3 Evaluación de la extensión plantar del tobillo

Se procede a realizar la evaluación de 10 muestras con pacientes tomadas con el instrumento de medición goniómetro y con nuestro sistema para lograr obtener un registro de medición de cada paciente y evaluar sus datos.

En la Figura 84, se muestra la toma de medición con goniómetro correspondiente al movimiento articular extensión plantar del tobillo.

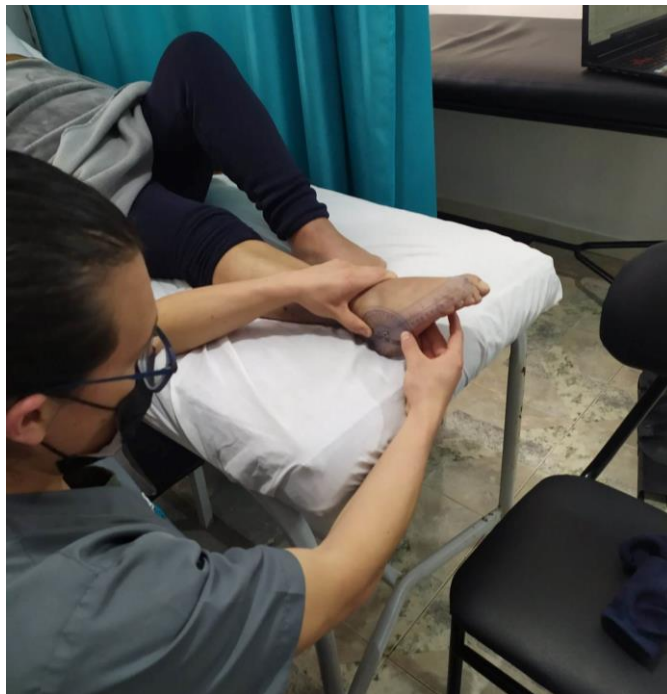


Figura 84. Toma de ángulo extensión plantar de tobillo con goniómetro.

En la Figura 85, se realiza la toma de muestra del ángulo flexión dorsal en eje -Y, con el sistema GONIOFEET.



Figura 85. Toma de ángulo extensión plantar de tobillo con sistema GONIOFEET.

En la Tabla 27, se muestran los datos resultantes de las muestras tomadas a los pacientes con el instrumento de medición goniómetro y con el sistema de la evaluación del ángulo extensión plantar con el criterio del especialista.

Tabla 27. Evaluación de ángulo extensión plantar.

<b>Muestra</b>	<b>Paciente</b>	<b>Ángulo goniómetro</b>	<b>Ángulo sistema</b>	<b>Error</b>	<b>Criterio del especialista</b>
1	Mery Guerrero	24°	21.46°	2.54°	Acepta
2	Álvaro Vaca	20°	19.04°	0.96°	Acepta
3	Luis Trejo	19°	18.8°	0.20°	Acepta
4	Anthony Yapud	32°	31.97°	0.03°	Acepta
5	Carlos López	29°	28.82°	0.18°	Acepta
6	David Parra	14°	14.42°	0.42°	Acepta
7	Elena Chulde	32°	34°	2°	Acepta
8	Juan Arteaga	15°	16.13°	1.13°	Acepta

9	Joel Játiva	40°	42.76°	2.76°	Acepta
10	Jazmín Portilla	34°	35.48°	1.48°	Acepta
<b>Promedio</b>		25.9°	29.04°	3.14°	

#### ***4.2.3.1 Resultados de la evaluación del ángulo extensión plantar***

Los resultados obtenidos en el eje -Y en la evaluación de este ángulo, muestran que se tiene una tasa de error promedio de 3.14° en las mediciones realizadas entre el sistema y el goniómetro, este valor no es considerable, además de que en ninguno de los 10 pacientes se obtuvo un error superior a los 5° de aceptabilidad.

#### **4.2.4 Evaluación de la inversión del tobillo.**

Se realiza la evaluación de 10 muestras con pacientes tomadas con el instrumento de medición goniómetro y con nuestro sistema para lograr obtener un registro de medición de cada paciente y evaluar sus datos.

En la Figura 86, se muestra la toma de medición con goniómetro correspondiente al movimiento de inversión del tobillo.



Figura 86. Toma de ángulo inversión del tobillo con goniómetro.

En la Figura 87, se realiza la toma de muestra del ángulo inversión en eje X, con el sistema GONIOFEET.



Figura 87. Toma de ángulo inversión de tobillo con sistema GONIOFEET.

En la Tabla 28, se muestran los datos resultantes de las muestras tomadas a los pacientes con el instrumento de medición goniómetro y con el sistema de la evaluación del ángulo inversión con el criterio del especialista.

Tabla 28. Evaluación de ángulo inversión.

<b>Muestra</b>	<b>Paciente</b>	<b>Ángulo goniómetro</b>	<b>Ángulo sistema</b>	<b>Error</b>	<b>Criterio del especialista</b>
1	Mery Guerrero	37°	38.16°	1.16°	Acepta
2	Álvaro Vaca	38°	39.59°	1.59°	Acepta
3	Luis Trejo	31°	32.36°	1.36°	Acepta
4	Anthony Yapud	32°	31.68°	0.32°	Acepta
5	Carlos López	20°	18.33°	1.67°	Acepta
6	David Parra	21°	18.94°	2.06°	Acepta
7	Elena Chulde	38°	39.82°	1.82°	Acepta
8	Juan Arteaga	15°	16.63°	1.63°	Acepta
9	Joel Játiva	39°	40.09°	1.09°	Acepta
10	Jazmín Portilla	35°	40.32°	5.32°	No Acepta
<b>Promedio</b>		30.6°	31.59°	0.99°	

#### **4.2.4.1 Resultados de la evaluación del ángulo inversión.**

Los resultados obtenidos en el eje X en la evaluación de este ángulo, muestran que se tiene una tasa de error promedio de 1° en las mediciones realizadas entre el sistema y el goniómetro, este valor es aceptable, se obtuvo un error superior a los 5° de aceptabilidad que puede ser a la estimación visual del especialista o una mala ejecución del movimiento en el sistema.

#### 4.2.5 Evaluación de la eversión del tobillo.

Se evalúa a 10 muestras con pacientes tomadas con el instrumento de medición goniómetro y con nuestro sistema para lograr obtener un registro de medición de cada paciente y evaluar sus datos.

En la Figura 88, se muestra la toma de medición con goniómetro correspondiente al movimiento de inversión del tobillo.



Figura 88. Toma de ángulo de eversión del tobillo con goniómetro.

En la Figura 89, se realiza la toma de muestra del ángulo eversión en eje -X, con el sistema GONIOFEET.

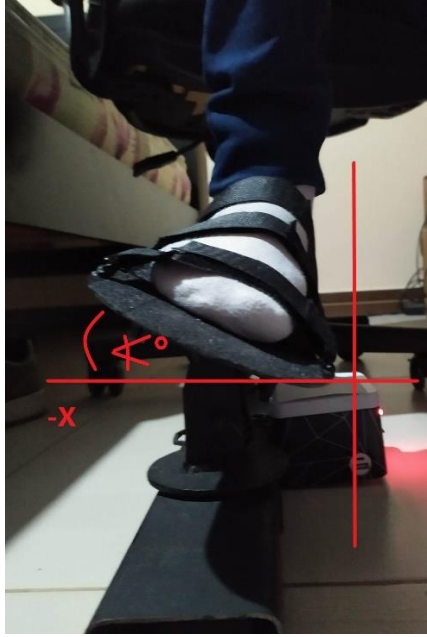


Figura 89. Toma de ángulo eversión de tobillo con sistema GONIOFEET.

En la Tabla 29, se muestran los datos resultantes de las muestras tomadas a los pacientes con el instrumento de medición goniómetro y con el sistema de la evaluación del ángulo eversión con el criterio del especialista.

Tabla 29. Evaluación de ángulo eversión.

<b>Muestra</b>	<b>Paciente</b>	<b>Ángulo goniómetro</b>	<b>Ángulo sistema</b>	<b>Error</b>	<b>Criterio del especialista</b>
1	Mery Guerrero	14°	16.22°	2.22°	Acepta
2	Álvaro Vaca	20°	22.16°	2.16°	Acepta
3	Luis Trejo	10°	6.3°	4.3°	Acepta
4	Anthony Yapud	15°	13.47°	1.53°	Acepta
5	Carlos López	18°	22.33°	4.33°	Acepta
6	David Parra	10°	8.82°	1.18°	Acepta
7	Elena Chulde	17°	35°	18°	No Acepta

8	Juan Arteaga	10°	7.81°	3.81°	Acepta
9	Joel Játiva	20°	24.3°	4.3°	Acepta
10	Jazmín Portilla	10°	12.21°	2.21°	Acepta
<b>Promedio</b>		14.4°	16.86°	2.46°	

#### ***4.2.5.1 Resultados de la evaluación del ángulo inversión.***

Los resultados obtenidos en el eje -X en la evaluación de este ángulo, muestran que se tiene una tasa de error promedio de 2.4° en las mediciones realizadas entre el sistema y el goniómetro, este valor es aceptable, se obtuvo un error superior a los 5° de aceptabilidad que puede ser a un fallo en la estimación visual del especialista debido a que es un ángulo pequeño.

#### **4.2.6 Evaluación de la aducción del pie**

Se realiza la evaluación de 10 muestras con pacientes tomadas con el instrumento de medición goniómetro y con nuestro sistema para lograr obtener un registro de medición del ángulo de cada paciente y evaluar sus datos.

En la Figura 90, se muestra la toma de medición con goniómetro correspondiente al movimiento de aducción del pie.



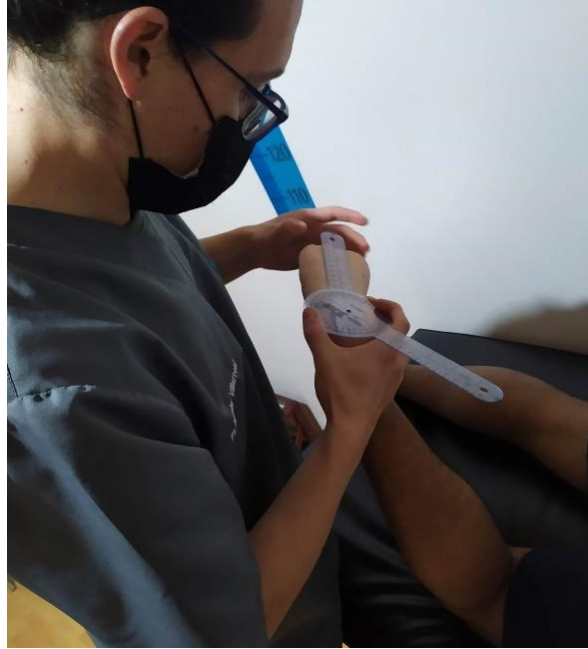


Figura 90. Toma de ángulo de aducción del pie con goniómetro.

En la Figura 91, se realiza la toma de muestra del ángulo aducción en eje Z, con el sistema GONIOFEET.



Figura 91. Toma de ángulo aducción de pie con sistema GONIOFEET.

En la Tabla 30, se muestran los datos resultantes de las muestras tomadas a los pacientes con el instrumento de medición goniómetro y con el sistema de la evaluación del ángulo aducción con el criterio del especialista.

Tabla 30. Evaluación de ángulo aducción.

<b>Muestra</b>	<b>Paciente</b>	<b>Ángulo goniómetro</b>	<b>Ángulo sistema</b>	<b>Error</b>	<b>Criterio del especialista</b>
1	Mery Guerrero	30°	30.33°	0.33°	Acepta
2	Álvaro Vaca	34°	34.25°	0.25°	Acepta
3	Luis Trejo	20°	4.44°	15.56°	No Acepta
4	Anthony Yapud	25°	27.97°	2.97°	Acepta
5	Carlos López	42°	46.01°	4.01°	Acepta
6	David Parra	20°	20.65°	0.65°	Acepta
7	Elena Chulde	45°	48.37°	3.37°	Acepta
8	Juan Arteaga	20°	17.52°	3.48°	Acepta
9	Joel Játiva	45°	49.93°	4.93°	Acepta
10	Jazmín Portilla	29°	27.97°	1.03°	Acepta
<b>Promedio</b>		31°	30.74°	0.25°	

#### ***4.2.6.1 Resultados de la evaluación del ángulo aducción.***

Los resultados obtenidos en el eje Z en la evaluación de este ángulo, muestran que se tiene una tasa de error promedio de 0.25° en las mediciones realizadas entre el sistema y el goniómetro, este valor es aceptable, se obtuvo un error superior a los 5° de aceptabilidad que puede ser a un fallo en la estimación visual del especialista o un fallo al momento de realizar el movimiento.

#### 4.2.7 Evaluación de la abducción del pie.

Se realiza la evaluación de 10 muestras con pacientes tomadas con el instrumento de medición goniómetro y con nuestro sistema para lograr obtener un registro de medición del ángulo de cada paciente y evaluar sus datos.

En la Figura 92, se muestra la toma de medición con goniómetro correspondiente al movimiento de abducción del pie.



Figura 92. Toma de ángulo de abducción del pie con goniómetro.

En la Figura 93, se realiza la toma de muestra del ángulo abducción en eje -Z, con el sistema GONIOFEET.



Figura 93. Toma de ángulo abducción de pie con sistema GONIOFEET.

En la Tabla 31, se muestran los datos resultantes de las muestras tomadas a los pacientes con el instrumento de medición goniómetro y con el sistema de la evaluación del ángulo aducción con el criterio del especialista.

Tabla 31. Evaluación de ángulo abducción.

Muestra	Paciente	Ángulo goniómetro	Ángulo sistema	Error	Criterio del especialista
1	Mery Guerrero	40°	37.65°	2.35°	Acepta
2	Álvaro Vaca	39°	39.48°	0.48°	Acepta
3	Luis Trejo	23°	18.82°	4.18°	Acepta
4	Anthony Yapud	30°	47.58°	17.58°	No Acepta
5	Carlos López	27°	22.22°	4.78°	Acepta
6	David Parra	20°	15.69°	4.31°	Acepta

7	Elena Chulde	40°	37.12°	2.88°	Acepta
8	Juan Arteaga	24°	19.08°	4.92°	Acepta
9	Joel Játiva	30°	30.85°	0.85°	Acepta
10	Jazmín Portilla	45°	47.58°	2.58°	Acepta
<b>Promedio</b>		31.8°	31.60°	0.20°	

#### ***4.2.7.1 Resultados de la evaluación del ángulo abducción.***

Los resultados obtenidos en el eje -Z en la evaluación de este ángulo, muestran que se tiene una tasa de error promedio de 0.20° en las mediciones realizadas entre el sistema y el goniómetro, este valor es aceptable, se obtuvo un error superior a los 5° de aceptabilidad que puede ser a un fallo en la estimación visual del especialista o un fallo al momento de realizar el movimiento.

### **4.3 Validación del sistema**

El sistema electrónico de medición de ángulos en movimientos articulares de tobillo y pie será evaluado en base a las mediciones realizadas de cada movimiento articular de miembro inferior en comparación con las mediciones realizadas por el especialista con el instrumento de medición goniómetro, determinando su estimación de confiabilidad a través del método índice de fallas.

#### **4.3.1 Índice de fallas**

El índice de fallas es un indicador que permite realizar una estimación de confiabilidad de un sistema, está dado por la **Ec. 7**:

$$FR(\%) = \frac{\text{cantidad de fallas}}{\text{unidades probadas}} * 10$$

**Ec. 7.** Fórmula para calcular el índice de fallas

Fuente: Adaptado de (*Calles, 2018*)

Donde:

La cantidad de fallas representara al criterio del especialista a las mediciones que sobrepasen los 5° de error entre la medición del sistema GONIOFEET y el instrumento de medición goniómetro, estos datos se pueden observar en las tablas de la evaluación de cada movimiento articular, es decir desde la Tabla 26 a la Tabla 31.

Las unidades probadas representan el número total de muestras examinadas en cada uno de los movimientos articulares.

Por lo tanto:

$$FR(\%) = \frac{5}{60} * 100 = 8.33\%$$

De acuerdo con el índice de fallas se puede determinar que el sistema tiene una confiabilidad del 91.66%.

Cabe mencionar que las fallas obtenidas en el sistema se pueden deber a varios factores al momento de evaluar al paciente, entre estos factores tenemos:

- Paciente no realiza correctamente el movimiento que se le indico y realiza otro tipo de movimiento.

- Paciente no cumple las instrucciones al ejecutar movimiento articular y ejecuta el movimiento de manera errónea.

Finalizadas las pruebas de funcionamiento y su respectiva validación se logró obtener que el sistema de medición articular de tobillo y pie muestra datos de goniometría coherentes aprobados por un especialista en el área de fisioterapia la hora de realizar pruebas con pacientes.

## CONCLUSIONES

- Mediante la revisión bibliográfica realizada a lo largo de este proyecto, se pudo conocer de la anatomía y biomecánica del tobillo y pie permitiendo así determinar sus movimientos articulares con sus ejes de movilidad, analizados en este proyecto. Con esta información fue posible realizar una correcta ubicación de los sensores, los cuales se encargan de tomar los valores de ángulos en grados del tobillo y pie.
- El uso de la metodología en V en este proyecto fue de gran ayuda para obtener los requerimientos del usuario en este caso del especialista fisioterapeuta, con lo cual fue posible determinar los elementos adecuados para obtener un correcto diseño e implementación del prototipo.
- El diseño del sistema electrónico GonioFeet en forma de una plataforma móvil con sensores le permite al especialista fisioterapeuta realizar una toma de los datos de ángulos del tobillo y pie del paciente de una forma más fluida y manejable a diferencia de los instrumentos de medición tradicionales.
- El sistema electrónico GonioFeet tiene la capacidad de obtener los resultados en tiempo real y de mejorar la lectura y registro de una medición del paciente a diferencia de los instrumentos de medición tradicionales, además de ser portátil que facilita su desplazamiento.
- Los resultados obtenidos con el sistema GonioFeet de los ángulos de cada movimiento del tobillo y pie de un paciente con esguince de tobillo, es decir con dificultad de movilidad, permitirán al especialista fisioterapeuta tener una guía más clara a que movimiento enfocarse más en su tratamiento de recuperación.



- El algoritmo de ML de clasificación TREE implementado en el sistema GonioFeet permitirá clasificar a pacientes de acuerdo con su estado de movilidad del tobillo y pie, que puede ser normal, reducida y elevada, permitiéndole conocer al especialista el estado de movilidad del paciente antes y después de su tratamiento de recuperación.
- La efectividad de predicción del algoritmo de ML de árbol de clasificación TREE al trabajar con una base de datos de entrenamiento de 4320 datos normalizados de 60 pacientes es del 95%.
- El rendimiento general del sistema GonioFeet es del 91.66% teniendo un 8.33% de error al evaluar 60 ángulos, que corresponde a pruebas tomadas con 10 nuevos pacientes.

## RECOMENDACIONES

- Es necesario realizar una correcta calibración del sensor inclinación inercial MPU6050, aplicando un filtro pasa alto para lograr obtener un ángulo de inclinación más exacto, con el fin de tener una mejor lectura de datos.
- Se recomienda que para la toma de pruebas con el sistema GonioFeet el pie del paciente quede bien sujeto con las cintas de agarre a la plataforma movable para evitar que al momento de la ejecución del movimiento el pie del paciente se resbale.
- Se recomienda que antes de iniciar con la ejecución de cada movimiento articular, el especialista explique al paciente las instrucciones del tipo de movimiento que va a ejecutar para evitar confusiones entre movimientos y obtener una lectura de datos erróneos.
- Se recomienda no ubicar al prototipo en superficies resbalosas o muy lisas para evitar que el prototipo se mueva durante las pruebas realizadas a pacientes.
- Se recomienda que antes de realizar una gran cantidad de pruebas con pacientes cargar la batería al 100% del prototipo para que los dispositivos electrónicos funcionen correctamente.
- Es recomendable que el usuario a ser evaluado por el sistema desarrollado lo haga sin calzado para mejorar la sujeción del pie al prototipo.

## REFERENCIAS

- (INEC), I. N. (2013). *Anuario de Estadísticas Hospitalarias Camas y Egresos*. Ibarra: INEC.
- Barragán, I. S. (2015). *Método de valoración activo y pasivo de la dorsiflexión de tobillo*.  
Barcelona: Universidad de Barcelona- Grado de Podología UB.
- Calles, M. J. (2018). *Análisis y Evaluación de fallas*. Guatemala: Universidad Galileo.
- Cerdeño, J. &. (8 de Noviembre de 2012). *efisioterapia.net*. Obtenido de Protocolo ejercicios de tobillo: <http://www.efisioterapia.net/articulos/protocolo-ejercicios-tobillo>
- Corona Ramírez, L. G. (2016). *Sensores y actuadores: aplicaciones con Arduino*. Grupo Editorial Patria.
- Corrales, C. (2007). *Giroscopios en el Sistema GypsyGyro*. España: Grupo de Automática, Robótica y Visión Artificial de la Universidad.
- Díaz, E. e. (2006). *Introducción al Diseño de Microrobots Móviles*. Universidad de Alcalá.
- Dutton, M. (2015). Tobillo y pie. *Ortopedia para el fisioterapeuta*, 557-579.
- Echegoyen, S. M. (2001). Manejo conservador de los esguinces del tobillo. *Revista Mexicana de Ortopedia y Traumatología.*, 227-229.
- Factory, G. (2015). *Geek Factory*. Obtenido de Geek Factory :  
<https://www.geekfactory.mx/tienda/sensores/adxl335-acelerometro-analogico-3-ejes/>
- García-Porrero, J. A. (2013). *Anatomía humana*. España: McGraw-Hill .

- González, I. G.-A. (2003). Hardware libre: clasificación y desarrollo de hardware reconfigurable en entornos GNU/Linux. *VI Congreso de Hispalinux, Universidad Rey Juan Carlos I.*, 1-3.
- Hernández, E. V. (2016). Biomecánica funcional del pie y tobillo: comprendiendo las lesiones en el deportista. *Medigraphic*, 2-6.
- Inerciales, I. (2007). *Gyroscope technology*. Buenos Aires: Facultad de Ingeniería de la Universidad de Buenos Aires.
- JA. Martín Urrialde, S. P. (2006). Inestabilidad crónica de tobillo en deportistas. Prevención y actuación fisioterápica. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*.
- Kapanji. (2006). *Fisiología Articular Miembro Inferior*. Paris: Editorial Médica Panamericana 5a. edición.
- Mechatronics, N. (2018). *Naylamp Mechatronics SAC*. Obtenido de [https://www.naylampmechatronics.com/blog/45\\_Tutorial-MPU6050-Aceler%C3%B3metro-y-Giroscopio.html](https://www.naylampmechatronics.com/blog/45_Tutorial-MPU6050-Aceler%C3%B3metro-y-Giroscopio.html)
- Monteagudo de la Rosa M, V. G. (2007). Artrodesis frente a artroplastia en el tobillo traumático. *MC Medical*, 19-124.
- Muñoz Puenayan, D. M. (2019). *Diseño de un rehabilitador de tobillo interactivo para asistir la recuperación de pacientes posterior a la inmovilización*. Ibarra-Ecuador.
- Pérez, L. S. (2012). *Ingeniería de Software*. Obtenido de Metodología de desarrollo de software. El Modelo en V o de Cuatro Niveles: [http://ingenieriadesoftware.mex.tl/61885\\_Modelo-V.html](http://ingenieriadesoftware.mex.tl/61885_Modelo-V.html)

- Pericé, A. V. (2000). *Quince lecciones sobre patología del pie*. Barcelona: Springer-Verlag Ibérica.
- Rincón D., C. J. (2015). Abordaje del esguince de tobillo para el médico general. *Revista de la Universidad Industrial de Santander*, 85-92.
- Rodríguez, G. (2011). *Manejo conservador de los esguinces*. México: RevFacMedUNAM.
- Sánchez, E. M. (2016). Tecnología y fisioterapia. *Espacio Humano*.
- Sánchez, I. C. (2015). *Variación del rango articular de tobillo mediante goniometría en pacientes con esguince de la Clínica Panamericana*. Carrera De Terapia Física Pontificia Universidad Católica Del Ecuador.: Quito.
- Sánchez, M. T. (2012). *ColombiaMedica*. Obtenido de Manejo de Esguinces de Tobillo en jugadores de futbol: <http://ftp.unipamplona.edu.co/kmconocimiento/Tesis/LESI%D3N%20DEPORTIVA%20M%C1S%20FRECLENTE,%20ALTERACI%D3N%20OSTEOMIOARTICULAR/LESI%D3N%20DEPORTIVA%20M%C1S%20FRECLENTE,%20ALTERACI%D3N%20OSTEOMIOARTICULAR%20CAUSAL%20DE%20RECIDIVAS%20EN%20LOS%20JUGADORES.p>
- Surgeons, A. C. (2019). *Foot Health Facts*. Obtenido de Fracturas del Calcáneo (Fracturas del Hueso del Talón): [https://www.foothealthfacts.org/conditions/fractures-of-the-calcaneus-\(heel-bone-fractures\)?lang=es-MX](https://www.foothealthfacts.org/conditions/fractures-of-the-calcaneus-(heel-bone-fractures)?lang=es-MX)
- Taylor, B. (2016). *Ankle Fractures*. Obtenido de Lineage Medical, Inc: <http://www.orthobullets.com/trauma/1047/ankle-fractures>

Tito Cañaris, M. A. (2019). *Dispositivo para la rehabilitación pasiva del tobillo*. Ibarra-Ecuador.

5Hertz Electrónica. (2022). Introducción al giroscopio. Retrieved May 20, 2022, from [https://www.5hertz.com/index.php?route=tutoriales/tutorial&tutorial\\_id=13](https://www.5hertz.com/index.php?route=tutoriales/tutorial&tutorial_id=13)

Arrow, E. (2022). Sensor del giroscópico | Sensor de giroscopios | Giroscopio MEMS | Arrow.com. Retrieved May 20, 2022, from <https://www.arrow.com/es-mx/categories/sensors/gyroscopes>

Autor, J. G., Sabogal, D., & Valvueda, J. (2004). Diseño Y Contrucción De Electrogoniómetro Y Brazo. *Technology*, (4), 1–6. Retrieved from <http://201.234.78.173:8080/gruplac/jsp/visualiza/visualizagr.jsp?nro=00000000002147>

Backman, L. J., & Danielson, P. (2011). Low range of ankle dorsiflexion predisposes for patellar tendinopathy in junior elite basketball players: A 1-year prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 39(12), 2626–2633. <https://doi.org/10.1177/0363546511420552>

Bileği Dorsofleksör Kuvvetlendirmesi Yaşlılarda Denge Performansını Artırır, A., Korelasyon Çalışması ÖZET, B., Mahmoud Abd El-Kader, S., & Salah El-Den Ashmawy, E. M. (2014). Ankle Dorsiflexors Strength Improves Balance Performance in Elderly: A Correlational Study. *European Journal of General Medicine Original Article Eur J Gen Med*, 11(2), 60–65. <https://doi.org/10.15197/sabad.1.11>

Casal, J. (2022, March 4). Huesos del pie. Nombres, partes y funciones de esta anatomía ósea. Retrieved February 7, 2023, from HUESOS DEL ANTEPIÉ website: <https://www.podoactiva.com/blog/huesos-del-pie-nombres-partes-y-funciones-de-esta-anatomia-osea>

Dagmar González, Dayinel Franco, N. J. D. (n.d.). *DISEÑO DE UN*

*PROGRAMA FISIOTERAPÉUTICO PREVENTIVO PARA PACIENTES CON ESGUINCE DE TOBILLO DEL CENTRO CLÍNICO UNIVERSITARIO ARTURO MICHELENA.* Retrieved from <https://es.scribd.com/doc/6286661/Diseno-Prog-Ftp-Esguince-de-Tobillo>

Departamento de Salud Laboral. (2016). Lesiones musculoesqueléticas de origen laboral. *Departamento de Salud Laboral de Comisiones Obreras de Asturias*, 2, 1–54. Retrieved from <http://tusaludnoestaennomina.com/wp-content/uploads/2014/06/Lesiones-musculoesqueléticas-de-origen-laboral.pdf>

Fernández Sánchez, M. (2014). *Fisiopatología articular y cadenas lesionales en el miembro inferior.*

Godoy Viera, A. F. (2017). Técnicas de aprendizaje de máquina utilizadas para la minería de texto. *Investigacion Bibliotecologica*, 31(71), 103–126. <https://doi.org/10.22201/iibi.0187358xp.2017.71.57812>

Goilav, Nicolas; Loi, G. (2016). *Arduino: Aprender a desarrollar para crear objetos inteligentes* - Nicolas GOILAV, Geoffrey LOI. Retrieved from <https://www.ediciones-eni.com/open/mediabook.aspx?idR=802a107cd2f6ec083b84fc5bd787325b>

Gowitzke, B. A., Milner, M., & Iriarte Goñi, E. (1999). *El cuerpo y sus movimientos: bases científicas.* / Barbara A. Gowitzke, Morris Milner; traducción Eduardo Iriarte Goñi. Retrieved from [https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=JtSsW0ensgkC&oi=fnd&pg=PP13&dq=planos+del+cuerpo&ots=FhXjdKfedu&sig=N0dC2UYQHP1cBlj8aZANWp51mF8#v=onepage&q=planos del cuerpo&f=false](https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=JtSsW0ensgkC&oi=fnd&pg=PP13&dq=planos+del+cuerpo&ots=FhXjdKfedu&sig=N0dC2UYQHP1cBlj8aZANWp51mF8#v=onepage&q=planos+del+cuerpo&f=false)

Guaura, R. D. A. (2018). Plano Frontal o Coronal: Características y Cuándo Se Usa. Retrieved

June 9, 2020, from <https://www.lifeder.com/plano-frontal-coronal/>

Henao, J. C., López, J. a, & Orozco, A. F. (2013). Diseño y desarrollo de un Goniómetro basado en Sensores Cinemáticos con comunicación inalámbrica en tiempo real. *Universidad Pontificia Boliviana.*, 1–10.

Hertel, J. (2000). Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Medicine*, Vol. 29, pp. 361–371. <https://doi.org/10.2165/00007256-200029050-00005>

Jaime, V., A S, Metodol, A., & Monteros, R. E. D. E. L. O. S. (2017). *Factores de riesgo de los pacientes que llegan con diagnóstico de esguince de tobillo al centro de rehabilitación de la ESPE en el período de junio a agosto de 2012.* 1–31.

Jarmey, C. W. M. (2009). *Libro conciso del cuerpo en movimiento.* Retrieved from [https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=rBqqrJrY0sC&oi=fnd&pg=PA5&dq=planos+del+cuerpo&ots=IKR8rDi9Rf&sig=muMFJQi\\_KITNfTN8beBvIDOCLvk#v=onepage&q=planos del cuerpo&f=false](https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=rBqqrJrY0sC&oi=fnd&pg=PA5&dq=planos+del+cuerpo&ots=IKR8rDi9Rf&sig=muMFJQi_KITNfTN8beBvIDOCLvk#v=onepage&q=planos del cuerpo&f=false)

JECRESPOM. (2016). HC-05 | Aprendiendo Arduino. Retrieved January 17, 2021, from <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/tag/hc-05/>

Landrum, E. L., Kelln, B. M., Parente, W. R., Ingersoll, C. D., & Hertel, J. (2008). Immediate effects of anterior-to-posterior talocrural joint mobilization after prolonged ankle immobilization: A preliminary study. *Journal of Manual and Manipulative Therapy*, 16(2), 100–105. <https://doi.org/10.1179/106698108790818413>

Leon Chaitow, J. W. D. (2006). APLICACIÓN CLÍNICA DE LAS TÉCNICAS NEUROMUSCULARES. Extremidades inferiores ... - Leon Chaitow, Judith Walker DeLany



- Google Libros. Retrieved June 17, 2020, from <https://books.google.com.co/books?id=TrSpG4vmJEC&pg=PA498&dq=movimiento+de+supinacion+y+pronacion+del+pie&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwjNkebMiYXqAhXpQd8KHaLxA8UQ6AEIQzAD#v=onepage&q&f=false>

M. Lynn Palmer, M. E. E. (2002). *FUNDAMENTOS DE LAS TÉCNICAS DE EVALUACIÓN MUSCULOESQUELÉTICA*. Retrieved from [https://books.google.com.co/books?id=LBnRcRv3Lf4C&pg=PA383&dq=movimiento+de+supinacion+y+pronacion+del+pie&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwjNkebMiYXqAhXpQd8KHaLxA8UQ6AEIMTAB#v=onepage&q=movimiento de supinacion y pronacion del pie&f=false](https://books.google.com.co/books?id=LBnRcRv3Lf4C&pg=PA383&dq=movimiento+de+supinacion+y+pronacion+del+pie&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwjNkebMiYXqAhXpQd8KHaLxA8UQ6AEIMTAB#v=onepage&q=movimiento+de+supinacion+y+pronacion+del+pie&f=false)

Maestro, M., Schramm, M., Bonnel, F., & Rivet, J.-J. (2018). Anatomía y biomecánica del antepié. *EMC - Podología*, 20(4), 1–21. [https://doi.org/10.1016/s1762-827x\(18\)41466-6](https://doi.org/10.1016/s1762-827x(18)41466-6)

Matias Costa. (2018). *Transceptor nRF24L01+ bidireccional*. Retrieved from <http://www.playbyte.es/electronica/arduino/transceptor-nrf24l01/>

Mayné, J. (2003). Sensores, acondicionadores y procesadores de señal. *Silica an Avnet Division. Los Pasos a Seguir Para ...*, 1, 1–65. Retrieved from <http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Sensores+Acondicionadores+y+Procesadores+de+se?al#0%5Cnhttp://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Sensores,+acondicionadores+y+procesadores+de+se?al%230>

Mechatronics, N. (2021). Tutorial MPU6050, Acelerómetro y Giroscopio. Retrieved June 30, 2022, from [https://naylorlampmechatronics.com/blog/45\\_tutorial-mpu6050-acelerometro-y-giroscopio.html](https://naylorlampmechatronics.com/blog/45_tutorial-mpu6050-acelerometro-y-giroscopio.html)

- Mohssen Mohammed, Muhammad Badruddin Khan, E. B. M. B. (2016). *Aprendizaje automático: algoritmos y aplicaciones*. Retrieved from <https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=X8LBDAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=maching+learning&ots=qPHtwrEcCE&sig=Nbeen0txfM9g4IyWFA8Lhn8mX3s#v=onepage&q=maching+learning&f=false>
- Pérez, D. (2013). *Sistemas Embebidos y Sistemas Operativos Embebidos*. (2009).
- Pfeiffer, R. P., & Mangus, B. C. (2007). *Las lesiones deportivas*. Paidotribo.
- Pozo Espín, D. F. (2010). Diseño Y Construcción De Una Plataforma Didáctica Para Medir Ángulos De Inclinación Usando Sensores Inerciales Como Acelerómetro Y Giroscopio. *Escuela Politécnica Nacional Facultad De Ingeniería Eléctrica Y Electrónica*. Retrieved from <http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/1794>
- Quinlan, J. R. (2007). Induction of Decision Trees. In *Machine Learning* (Vol. 1).
- Rincón Cardozo, C., Fernando, D., Casas, C., Antonio, J., Cardozo, R., Andrea, P., & Rodríguez, S. (2015). Abordaje del esguince de tobillo para el médico general. *Revista de La Universidad Industrial de Santander. Salud*, 47(1), 85–92. Retrieved from <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=343839277011>
- Shockburst, E. (2008). *El transceptor NRF24L01*. Retrieved from <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/12159/fichero/3.pdf>
- Soucie, J. M., Wang, C., Forsyth, A., Funk, S., Denny, M., Roach, K. E., & Boone, D. (2011). Range of motion measurements: Reference values and a database for comparison studies. *Haemophilia*, 17(3), 500–507. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2516.2010.02399.x>

- Taboadela, C. H. (2007). *Goniometría : una herramienta para la evaluación de las incapacidades* (1a ed.; Asociart ART, Ed.). Retrieved from [www.asociart.com.ar](http://www.asociart.com.ar)
- Taboadela, Cl. H. (2013). Goniometria. Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales. In *Journal of Chemical Information and Modeling* (Vol. 53).
- Timaran, S. R., Hernandez, I., Caicedo, S. J., Hidalgo, A., & Alvarado, J. C. (2016). El proceso de descubrimiento de conocimiento en bases de datos. *Ingenierías*, 8(26), 37–47. Retrieved from <https://ediciones.ucc.edu.co/index.php/ucc/catalog/download/36/40/230-1?inline=1#:~:text=El Descubrimiento de conocimiento en,que el usuario los analice.>
- Waldman, S. D. (2007). Anatomía funcional del tobillo y el pie. In *Atlas diagnóstico del dolor* (Vol. 30, pp. 360–361). <https://doi.org/10.1016/b978-84-8174-938-0.50180-4>
- Yagang Zhang. (2012). New Advances in Machine Learning. In *New Advances in Machine Learning*. <https://doi.org/10.5772/225>
- Yu, W., & Song, X. (2010). Research on text categorization based on machine learning. *ICAMS 2010 - Proceedings of 2010 IEEE International Conference on Advanced Management Science*, 2, 253–255. <https://doi.org/10.1109/ICAMS.2010.5552917>

## GLOSARIO DE TÉRMINOS Y ACRÓNIMOS

**AAOS:** Acrónimo de Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos.

**KDD:** Acrónimo en inglés de Knowledge Discovery in Databases o descubrimiento de conocimiento en bases de datos.

**ML:** Acrónimo en inglés de Machine Learning o aprendizaje automático.

**DT:** Acrónimo en inglés de Decision Tree o árbol de decisión.

**IMU:** Acrónimo de unidad de medición inercial.

**MPU:** Acrónimo en inglés de Multiple Process Unit, microchip procesador diseñado para realizar tareas múltiples dentro de un sistema de cómputo.

**MEMS:** Acrónimo en inglés de MicroElectroMechanical Systems o sistemas microelectromecánicos hace referencia a un tipo de tecnología para desarrollar dispositivos microscópicos con partes móviles.

**GONIOFEET:** Sistema electrónico de medición de ángulos en movimientos articulares de tobillo y pie.

**Pitch:** término referente a la rotación alrededor del eje X de lado a lado.

**Roll:** término referente a la rotación alrededor del eje Y de adelante hacia atrás.

**Yaw:** término referente a la rotación alrededor del eje Z horizontal.

**Goniometría:** el término goniometría se refiere técnica de medición de los ángulos creados por la intersección de los ejes longitudinales de los huesos a nivel de las articulaciones.

**Biomecánica:** el término se refiere al estudio de la mecánica aplicada al cuerpo humano.

## ANEXOS

### Anexo 1. Programación de GONIOFEET

#### Programación Toma y Transmisión de Datos

```
//#include <SoftwareSerial.h>
#include <SoftwareSerial.h> // Incluimos la librería SoftwareSerial
//SoftwareSerial BTSerial(2, 3);
#include "angulos.h"
#define mySerial BT
SoftwareSerial BT(2,3); // Definimos los pines RX y TX del Arduino conectados al Bluetooth
void setup() {
  mySerial.begin(115200); // Inicializamos SerialBT
  initAngulos(); //Inicializamos sensor
}
void loop() {
  float pitch, roll, yaw; //Definimos variables de ejes x,y,z
  getPitchRollYaw( &pitch, &roll, &yaw); //obtenemos valores de variables en x,y,z
  mySerial.print(pitch);
  mySerial.print(",");
  mySerial.print(roll);
  mySerial.print(",");
  mySerial.println(yaw);
  delay(10);
}
```

#### Programación obtención de ángulos en X, Y, Z con sensores

```
#include "Arduino.h"
#include "angulos.h"
#include <Wire.h>
```

```

#include <MPU6050.h>
#include <I2Cdev.h>
MPU6050 sensor;
void initAngulos(){
    Wire.begin();      //Iniciando I2C
    sensor.initialize(); //Iniciando el sensor
    //if (sensor.testConnection()) Serial.println("Sensor iniciado correctamente");
    //else Serial.println("Error al iniciar el sensor");
}
int ax, ay, az;
int gx, gy, gz;
long tiempo_prev = 0;
float dt;
float ang_x, ang_y;
float ang_x_prev, ang_y_prev;
void getPitchRollYaw(float *pitch,float *roll,float *yaw){
    // Leer las aceleraciones y velocidades angulares
    sensor.getAcceleration(&ax, &ay, &az);
    sensor.getRotation(&gx, &gy, &gz);
    dt = (millis() - tiempo_prev) / 1000.0;
    tiempo_prev = millis();
    //Calcular los ángulos con acelerometro
    float accel_ang_x = atan(ay / sqrt(pow(ax, 2) + pow(az, 2))) * (180.0 / 3.14);
    float accel_ang_y = atan(-ax / sqrt(pow(ay, 2) + pow(az, 2))) * (180.0 / 3.14);
    //Calcular angulo de rotación con giroscopio y filtro complemento
    ang_x = 0.98 * (ang_x_prev + (gx / 131) * dt) + 0.02 * accel_ang_x;
    ang_y = 0.98 * (ang_y_prev + (gy / 131) * dt) + 0.02 * accel_ang_y;
    ang_x_prev = ang_x;
    ang_y_prev = ang_y;
    *pitch = ang_y;
}

```

```

*roll = ang_x;
*yaw = getYaw();
}
float getYaw(){
    float sensorValor = analogRead(YAW_PIN);
    return mapfloat(sensorValor, 369, 675, -40, 40);
}
float mapfloat(float x, float in_min, float in_max, float out_min, float out_max)
{
    return (x - in_min) * (out_max - out_min) / (in_max - in_min) + out_min;
}

```

## **Anexo 2. Encuesta de requerimientos y tabulación**

### **ENCUESTA DIRIGIDA A LOS ESTUDIANTES DE FISIOTERAPIA DE LA UTN**

1. ¿Considera factible el desarrollo de un sistema electrónico de medición de ángulos de pie (Goniómetro digital) para la evaluación fisioterapéutica de pacientes?
  - a) Si
  - b) No
  
2. ¿En cuanto al sistema ¿considera que el sistema debe ser capaz de medir los ángulos de?
  - a) Todos los movimientos articulares del pie.
  - b) Un movimiento articular específico.
  
3. ¿Considera que el sistema debe ser controlado por el especialista (Fisioterapeuta) desde un computador en donde se visualice los resultados obtenidos?
  - a) Si
  - b) No

4. ¿Considera que el sistema debe tener una interfaz gráfica en el computador que le explique de forma clara al Fisioterapeuta que movimientos y como los va a realizar con el paciente?
  - a) Si
  - b) No
  
5. ¿Considera que el sistema debe llevar y guardar un registro de los datos personales de los pacientes como su nombre, edad, sexo, patología, etc.?
  - a) Si es necesario
  - b) No es necesario
  
6. ¿Considera que el sistema debe guardar todos los resultados de los ángulos obtenidos de cada paciente en una base de datos para llevar un registro de su avance?
  - a) Si es necesario
  - b) No es necesario
  
7. ¿Le interesaría que el sistema le indique en los resultados una predicción de cómo se encuentra el paciente en nivel de movilidad de su pie ya sea reducida, normal o elevada?
  - a) Si
  - b) No
  
8. En cuanto al consumo de energía. ¿Cuál de las siguientes opciones considera usted que es la adecuada para el sistema?
  - a) Debe consumir poca energía
  - b) Debe consumir la energía necesaria
  - c) El consumo de su energía es indiferente
  
9. En cuanto a su alimentación y ubicación ¿Considera que el dispositivo debe ser?

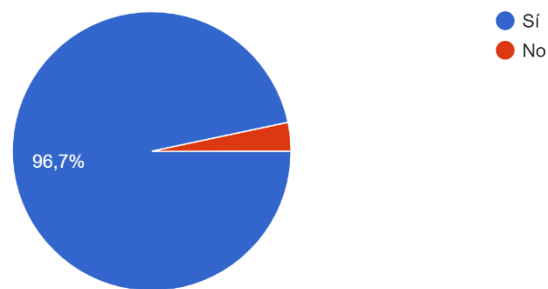


- a) Debe tener una batería recargable y ser portable a cualquier lugar.
- b) Debe situarse en un solo lugar específico y conectado a la luz eléctrica.
- c) Su ubicación y alimentación eléctrica es indiferente.

## TABULACIÓN DE ENCUESTAS

1. ¿Considera factible el desarrollo de un sistema electrónico de medición de ángulos de pie (Goniómetro digital) para la evaluación fisioterapéutica de pacientes?

60 respuestas

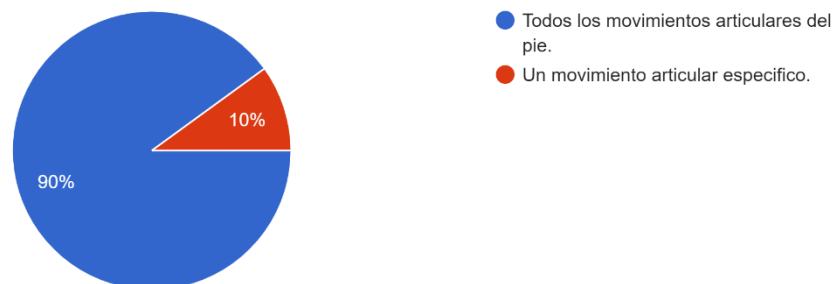


### Resultado

De la encuesta realizada a los estudiantes de fisioterapia de la UTN, el 96.7% considera que es factible el desarrollo de nuestro sistema, y solo el 3.3% piensa que no.

2. ¿En cuanto al sistema ¿considera que el sistema debe ser capaz de medir los ángulos de?

60 respuestas

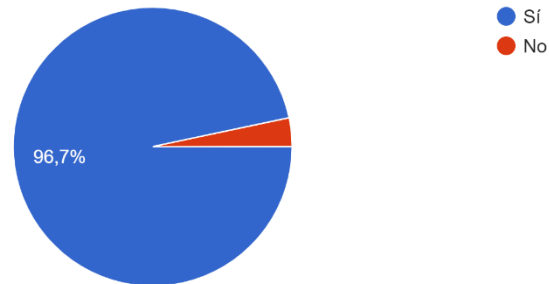


### Resultado

De la encuesta realizada, el 90% considera que el sistema debe ser capaz de medir todos los movimientos del tobillo y pie, mientras que el 10% piensa que solo debe medir un ángulo en específico.

3. ¿Considera que el sistema debe ser controlado por el especialista (Fisioterapeuta) desde un computador en donde se visualice los resultados obtenidos?

60 respuestas

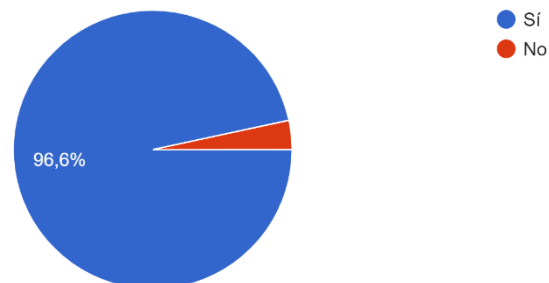


### Resultado

De la encuesta realizada, el 96.7% considera que el sistema debe ser controlado por el especialista desde un computador, mientras que el 3.3% piensa que debe ser desde otro dispositivo.

4. ¿Considera que el sistema debe tener una interfaz gráfica en el computador que le explique de forma clara al Fisioterapeuta que movimientos y como los va a realizar con el paciente?

59 respuestas

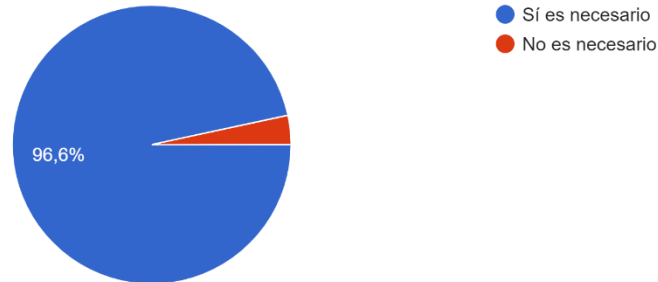


### Resultado

De la encuesta realizada, el 96.6% considera que el sistema debe contar con una interfaz gráfica que le indique como manipularlo, mientras que el 3.4% piensa que debe ser manejado de otro tipo de visualización.

5. ¿Considera que el sistema debe llevar y guardar un registro de los datos personales de los pacientes como su nombre, edad, sexo, patología, etc.?

59 respuestas

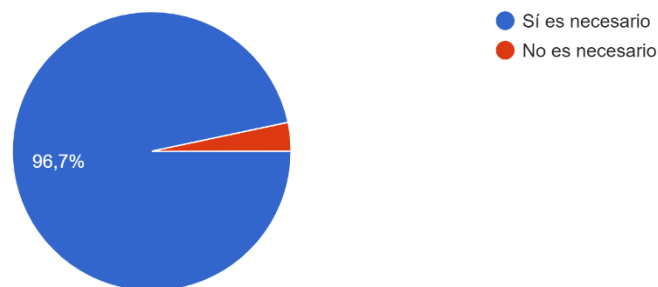


### Resultado

De la encuesta realizada, el 96.6% considera que el sistema si debe llevar un registro de los datos personales del paciente que use el sistema, mientras que el 3.4% piensa que debe llevar este registro.

6. ¿Considera que el sistema debe guardar todos los resultados de los ángulos obtenidos de cada paciente en una base de datos para llevar un registro de su avance?

60 respuestas

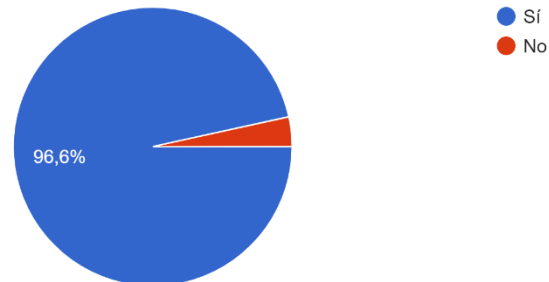


### Resultado

De la encuesta realizada, el 96.7% considera que el sistema si debe guardar el registro de los resultados del paciente que arroje el sistema, mientras que el 3.3% piensa que debe llevar este registro.

7. ¿Le interesaría que el sistema le indique en los resultados una predicción de cómo se encuentra el paciente en nivel de movilidad de su pie ya sea reducida, normal o elevada?

58 respuestas

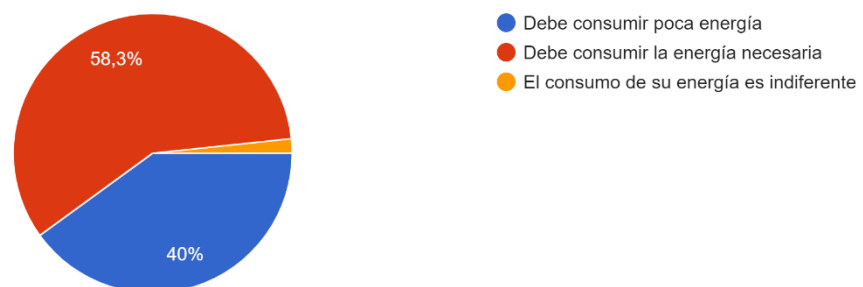


## Resultado

De la encuesta realizada, el 96.6% considera que el sistema si debe de informarle de cómo se encuentra el paciente en nivel de movilidad de acuerdo con una predicción de los resultados que arroje el sistema, mientras que el 3.4% piensa que no debe dar esta predicción.

8. En cuanto al consumo de energía. ¿Cuál de las siguientes opciones considera usted que es la adecuada para el sistema?

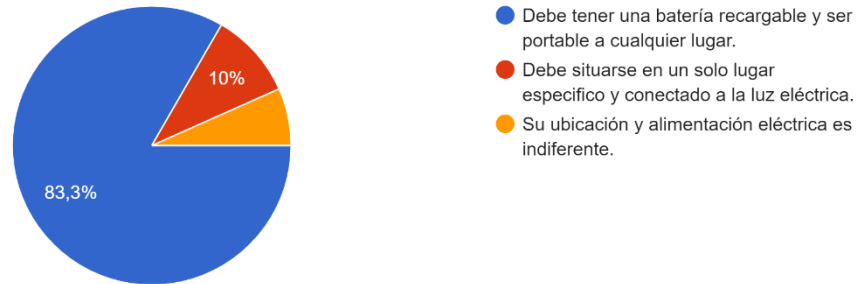
60 respuestas



## Resultado

De la encuesta realizada, el 58.3% considera que el sistema debe consumir la energía necesaria para su funcionamiento, el 40% piensa que debe consumir poca energía, y el 1.7% le es indiferente el consumo de su energía.

9. En cuanto a su alimentación eléctrica y ubicación ¿Considera que el dispositivo debe ser?  
60 respuestas

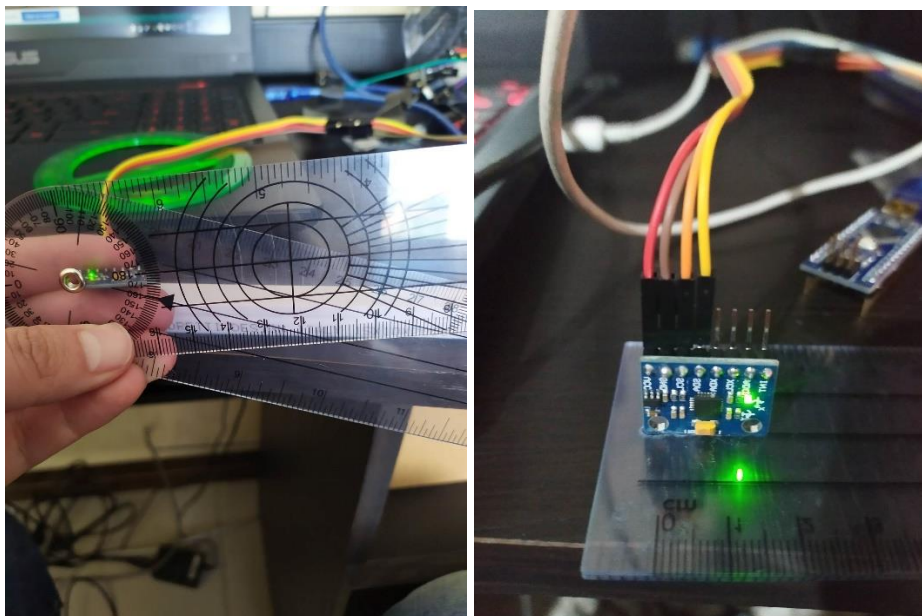


## Resultado

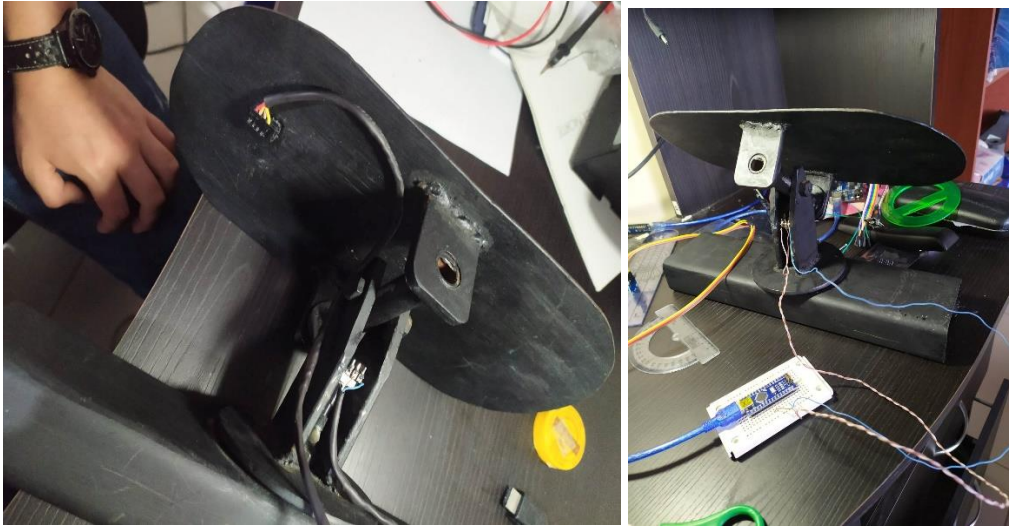
De la encuesta realizada, el 83.3% considera que el sistema debe tener una batería recargable y que el sistema debe ser portable, el 10% piensa que debe conectarse a la luz eléctrica y situarlo en un lugar específico y el 6.7% le es indiferente su alimentación y ubicación.

## Anexo 3. Evidencias Fotográficas

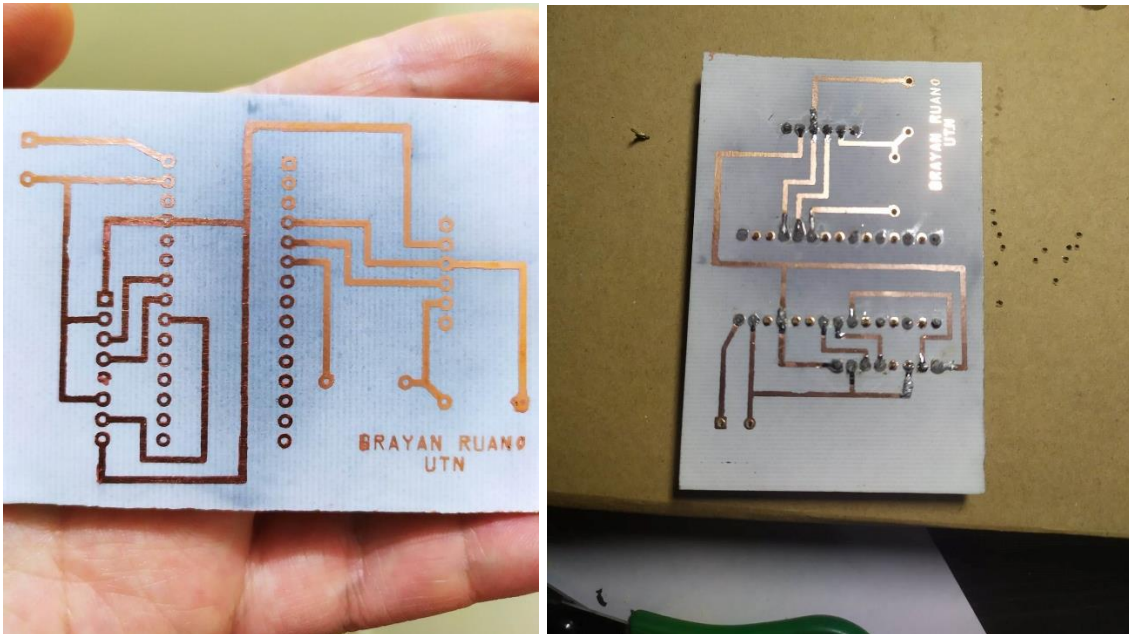
Calibración de sensor inercial MPU6050



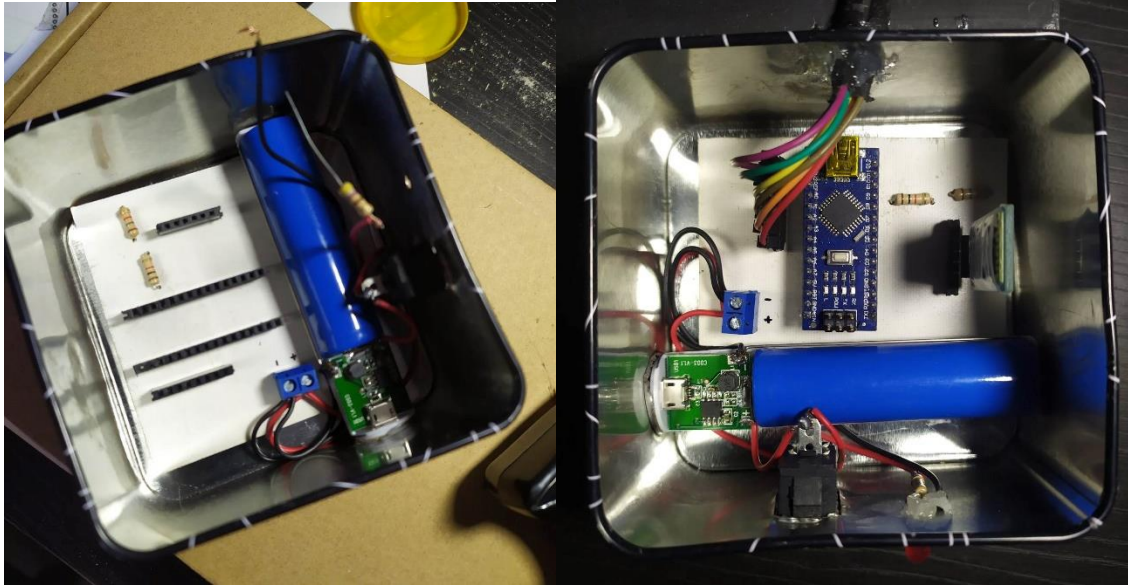
## Ubicación de sensores en la plataforma del prototipo



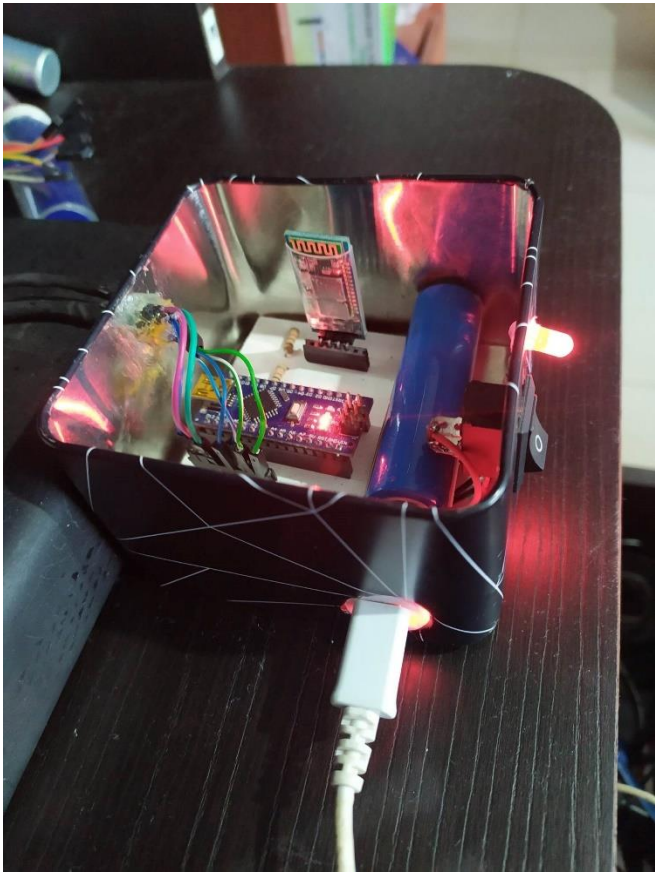
## Elaboración de circuito impreso en placa de cobre



Diseño interior del compartimiento que almacena los componentes electrónicos del prototipo.



Comprobación de funcionamiento del bloque de alimentación del sistema.



Diseños finales del sistema GONIOFEET













**Anexo 5. Pacientes con esguince de tobillo del Hospital Luis G. Dávila de Tulcán evaluados con el sistema GONIOFEET.**











**Anexo 6. Permiso de autorización del Hospital Luis G. Dávila de Tulcán para realizar toma de pruebas con el sistema GONIOFEET.**



Ministerio de Salud Pública  
Hospital General Provincial "Luis Gabriel Dávila"  
Gerencia

Oficio Nro. MSP-CZ1-HLGD-2022-0759-O

Tulcán, 09 de diciembre de 2022

**Asunto:** RESPUESTA: SOLICITA AUTORIZACIÓN PARA TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

Jaime Roberto Michilena Calderon  
En su Despacho

De mi consideración:

En respuesta al Documento No. MSP-CZ1-HLGD-2022-0819-E; En base a lo solicitado me permito indicar que en el trabajo de titulación cuyo tema es "Sistema electrónico de medición de ángulos en movimientos articulares de tobillo y pie durante la rehabilitación de esguince de tobillo" , Luego del análisis minucioso en base a la línea de investigación e impacto social cabe señalar que la movilidad articular reducida minimiza la capacidad de absorción, contribuyendo a la reducción de estabilidad del cuerpo y aumenta los riesgos de caídas. Los avances tecnológicos en medicina, especialmente en el campo de la FISIOTERAPIA ha permitido la aparición de nuevas y mejores herramientas de diagnóstico clínico y tratamientos más rápidos, precisos y con mejores garantías de prevención que conducen a la recuperación de los pacientes y por ende a mejorar la calidad de vida. Por tal motivo es viable la aplicación del presente proyecto de investigación en esta casa de salud por el señor Brayan Alexis Ruano Realpe.

Con sentimientos de distinguida consideración.

Atentamente,

*Documento firmado electrónicamente*

Mgs. Milton Andres Puetate Fuel  
**GERENTE (E) HOSPITAL GENERAL "LUIS G. DÁVILA" CARCHI - SALUD**

Referencias:  
- MSP-CZ1-HLGD-2022-0819-E

Dirección: Av. San Francisco y Gustavo Becker Código postal: 040103 / Tulcán Ecuador  
Teléfono: 593-6-2999400 - ext 4085 - www.hlgd.gob.ec

\* Documento firmado electrónicamente por Quipux

*Milton Andres Puetate Fuel*  
13-12-2022  
11:50

**Gobierno**  
del Encuentro

1/2

**SISTEMA ELECTRÓNICO DE MEDICIÓN  
DE ÁNGULOS EN MOVIMIENTOS  
ARTICULARES DE TOBILLO Y PIE  
(GONIOFEET)**



**MANUAL DE  
USUARIO**

El sistema electrónico de medición de ángulos en movimientos articulares de tobillo y pie (GONIOFEET), funciona a partir de sensores inerciales y un potenciómetro de giro el cual pretende detectar problemas del rango articular mediante la medición de ángulos en el pie en pacientes con movilidad normal, reducida y elevada utilizando algoritmos de aprendizaje automático, el sistema está enfocado a personas entre los 15 a 35 años que calcen entre 35 a 40 aproximadamente.

Para iniciar una prueba con un paciente, realice los siguientes pasos:

1. El paciente debe colocar su pie descalzo a evaluar en la plataforma móvil del prototipo GONIOFEET y deberá ser sujetado como se indica en la Ilustración 1.



Ilustración 1. Colocación y sujeción de pie del paciente en plataforma del prototipo.

2. El paciente debe colocar su pie en la plataforma movible formando un ángulo de  $90^\circ$  entre el pie y la pierna que será el punto de origen es decir el punto  $0^\circ$  para toma de datos, como se indica en la Ilustración 2.

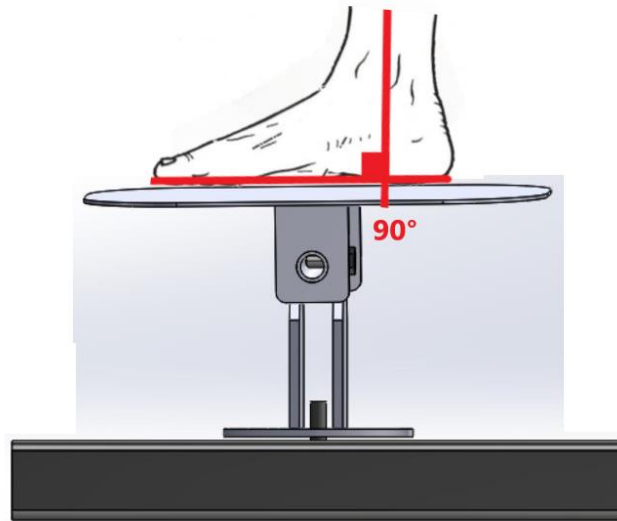


Ilustración 2. Punto de inicio o cero grados para la toma de datos.

3. Una vez ubicado correctamente el pie del paciente procedemos a encender nuestro prototipo mediante el interruptor de encendido del dispositivo y observando que el led indicador proceda a encenderse.

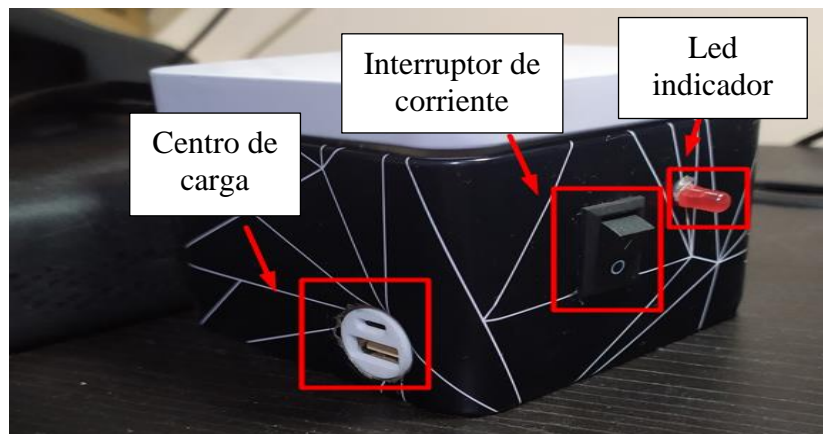


Ilustración 3. Interruptor de encendido del prototipo

4. Al encender el dispositivo, en la pantalla de escritorio de la PC se muestra el icono de la aplicación GONIOFEET, dar doble pulso sobre la App.

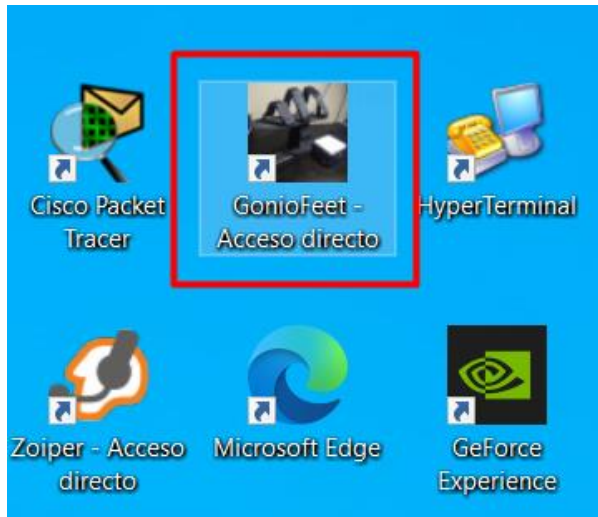


Ilustración 4. Aplicación de escritorio GONIOFEET

- Una vez ejecutado la aplicación, se procede establecer la comunicación de la app con el prototipo, seleccionamos el puerto de comunicación y pulsamos el botón CONECTAR y se observa la recepción de datos, como se muestra en la Ilustración 5.



Ilustración 5. Conexión de la App con el prototipo

6. Una vez establecida la comunicación con el prototipo se procede a insertar los datos informativos del paciente.

The screenshot shows the 'Gonio Feet' application window. At the top, there is a 'Menu' bar and the application logo. Below the logo is a section titled 'Datos del Paciente' (Patient Data) enclosed in a red box. This section contains input fields for 'Nombre' (Name) with the value 'Andrea', 'Edad' (Age) with the value '21', 'Apellido' (Surname) with the value 'Limaico', 'Género' (Gender) with a dropdown menu set to 'M', and 'Patología' (Pathology) with a dropdown menu set to 'Ninguna'. Below this is a 'Conexión' (Connection) section with a 'Puerto' (Port) dropdown set to 'COM4', and 'Conectar' and 'Liberar' buttons. At the bottom, there is a 'Datos' (Data) section displaying 'Pitch: 37.18', 'Roll: -26.83', and 'Yaw: -1.57'.

Ilustración 6. Ingreso de datos informativos del paciente.

7. Con los datos del paciente ya introducidos procedemos a ir a ejecutar los movimientos por lo cual procedemos a seleccionar que movimientos vamos a evaluar al paciente y pulsar el botón INICIAR como se indica en la Ilustración 7.

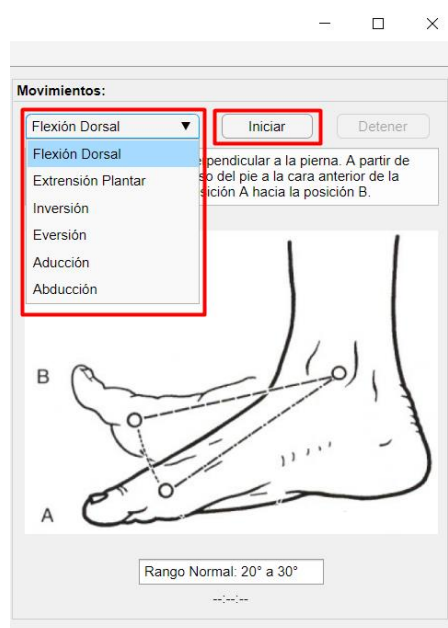


Ilustración 7. Selección de movimiento articular a evaluar al paciente.

8. Al pulsar el botón Iniciar el paciente procederá a ejecutar 5 veces el movimiento articular escogido de acuerdo con las instrucciones mostradas en la App.



Ilustración 8. Ejecución del movimiento articular en el prototipo GONIOFEET

9. Una vez terminado las 5 repeticiones se pulsa el botón DETENER y los datos obtenidos de los ángulos del paciente se guardarán en una carpeta personal que el sistema creara como se muestra en la Ilustración 9. Este proceso se repetirá para cada uno de los seis movimientos a evaluar.

Este equipo > DATA (D:) > interfaz grafica tesis > Pacientes > **Andrea\_Limaico\_21\_M\_Ninguna\_Normal**

Nombre	Fecha de modificación	Tipo	Tamaño
<b>Abducción</b>	23/11/2022 16:13	Hoja de cálculo d...	20 KB
<b>Aducción</b>	23/11/2022 16:12	Hoja de cálculo d...	21 KB
<b>Eversión</b>	23/11/2022 16:12	Hoja de cálculo d...	21 KB
<b>Extensión Plantar</b>	23/11/2022 16:11	Hoja de cálculo d...	18 KB
<b>Flexión Dorsal</b>	23/11/2022 16:11	Hoja de cálculo d...	22 KB
<b>Inversión</b>	23/11/2022 16:12	Hoja de cálculo d...	26 KB

Ilustración 9. Almacenamiento de datos de ángulos obtenidos por el sistema GONIOFEET

10. Con los seis movimientos ya evaluados al paciente se procederá a visualizar los resultados del paciente, por lo cual nos dirigimos al menú de la App y seleccionamos la opción Evaluar resultados y seleccionamos la carpeta personal del paciente evaluado, como se muestra en la Ilustración 10.

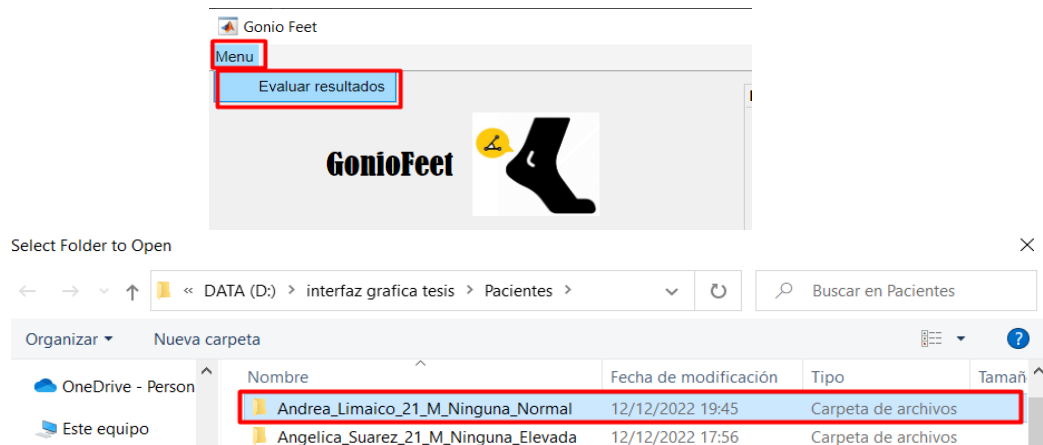


Ilustración 10. Selección de paciente a evaluar sus resultados.

11. Seleccionado el paciente se desplegará una nueva ventana con los resultados del paciente y su predicción de movilidad como se muestra en la Ilustración 11.

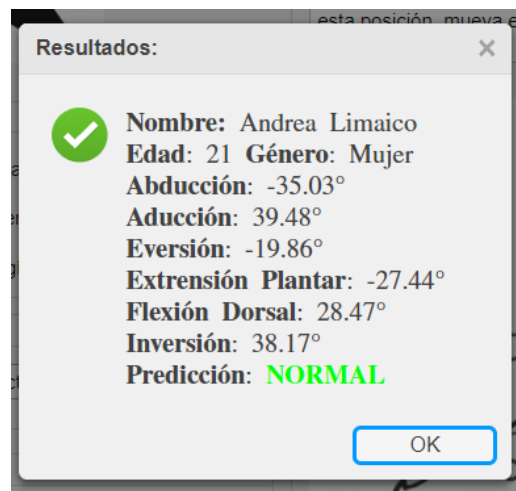


Ilustración 11. Ventana de resultados del paciente evaluado por el sistema GONIOFEET

12. Finalmente se procede a apagar el dispositivo con el interruptor de apagado.