

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 INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y REDES DE COMUNICACIÓN

TEMA: “KNEETION”

“PROTOTIPO DE UN SISTEMA DE SENSORES DE EVALUACIÓN DEL ÁNGULO
DE INCLINACIÓN FEMOROTIBIAL EN EL EJERCICIO DE SENTADILLA CON
BARRA LIBRE TRADICIONAL APLICADO A DEPORTISTAS DE FÍSICO
CULTURISMO EN LA UTN”

AUTOR: ANGEL LIZANDRO MALDONADO MÉNDEZ

DIRECTOR: MSC. CARLOS VÁSQUEZ

Ibarra-Ecuador

2018



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

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

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA.

La Universidad Técnica del Norte dentro del proyecto Repositorio Digital Institucional, determinó la necesidad de disponer de textos completos en formato digital con la finalidad de apoyar los procesos de investigación, docencia y extensión de la Universidad.

Por medio del presente documento dejo sentada mi voluntad de participar en este proyecto, para lo cual pongo a disposición la siguiente información.

DATOS DEL CONTACTO	
Cédula de identidad	1003520291
Apellidos y Nombres	Angel Lizandro Maldonado Méndez
Dirección	Azaya, Riobamba 2-42 e Isla Sta. María (Esquina)
E-mail	almaldonadom@utn.edu.ec
Teléfono móvil	0993098855
DATOS DE LA OBRA	

Título	“PROTOTIPO DE UN SISTEMA DE SENSORES DE EVALUACIÓN DEL ÁNGULO DE INCLINACIÓN FEMOROTIBIAL EN EL EJERCICIO DE SENTADILLA CON BARRA LIBRE TRADICIONAL APLICADO A DEPORTISTAS DE FÍSICO CULTURISMO EN LA UTN”
Autor	Angel Lizandro Maldonado Méndez
Fecha	Junio 2018
Programa	Pregrado
Título	Ingeniero en Electrónica y Redes de Comunicación
Director	Msc. Carlos Vásquez

2. AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD.

Yo, Angel Lizandro Maldonado Méndez, con cedula de identidad Nro. 1003520291, en calidad de autor y titular de los derechos patrimoniales de la obra o trabajo de grado descrito anteriormente, hago entrega del ejemplar respectivo en forma digital y autorizo a la Universidad Técnica del Norte, la publicación de la obra en el Repositorio Digital Institucional y uso del archivo digital en la Biblioteca de la Universidad con fines académicos, para ampliar la disponibilidad de material y como apoyo a la educación, investigación y extensión, en concordancia con la ley de Educación Superior Artículo 144.



.....
Angel Lizandro Maldonado Méndez

CI: 1003520291

Ibarra, junio 2018

III

3. CONSTANCIAS

Yo, ANGEL LIZANDRO MALDONADO MÉNDEZ, declaro bajo juramento que el trabajo escrito es de mi autoría; y que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional y que he consultado las referencias bibliográficas que se presentan en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo de titulación, a la Universidad Técnica del Norte, según lo establecido por las leyes de la propiedad intelectual, reglamentos y normativa vigente de la Universidad Técnica del Norte.

En la ciudad de Ibarra, junio 2018

EL AUTOR



Angel Lizandro Maldonado Méndez

CI: 1003520291



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.

Yo, ANGEL LIZANDRO MALDONADO MÉNDEZ, con cedula de identidad Nro. 1003520291, manifiesto mi voluntad de ceder a la Universidad Técnica del Norte los derechos patrimoniales consagrados en la Ley de Propiedad Intelectual del Ecuador artículos 4, 5 y 6, en calidad de autor del trabajo de grado con el tema: PROTOTIPO DE UN SISTEMA DE SENSORES DE EVALUACIÓN DEL ÁNGULO DE INCLINACIÓN FEMOROTIBIAL EL EJERCICIO DE SENTADILLA CON BARRA LIBRE TRADICIONAL APLICADO A DEPORTISTAS DE FÍSICO CULTURISMO EN LA UTN. Que ha sido desarrollado con propósito de obtener el título de Ingeniero en Electrónica y Redes de Comunicación de la Universidad Técnica del Norte, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia suscribo en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Técnica del Norte.

.....
Angel Lizandro Maldonado Méndez

1003520291

Ibarra, junio 2018



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

DECLARACIÓN DE AUTORÍA

Yo, ANGEL LIZANDRO MALDONADO MÉNDEZ, declaro bajo juramento que el trabajo escrito es de mi autoría; y que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional y que he consultado las referencias bibliográficas que se presentan en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo de titulación, a la Universidad Técnica del Norte, según lo establecido por las leyes de la propiedad intelectual, reglamentos y normativa vigente de la Universidad Técnica del Norte.

En la ciudad de Ibarra, junio 2018

EL AUTOR

Angel Lizandro Maldonado Méndez

CI: 1003520291



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICACIÓN

MAGISTER CARLOS VÁSQUEZ, DIRECTOR DEL PRESENTE TRABAJO DE TITULACIÓN CERTIFICA:

Que, el presente trabajo de Titulación "PROTOTIPO DE UN SISTEMA DE SENSORES DE EVALUACIÓN DEL ÁNGULO DE INCLINACIÓN FEMOROTIBIAL EL EJERCICIO DE SENTADILLA CON BARRA LIBRE TRADICIONAL APLICADO A DEPORTISTAS DE FÍSICO CULTURISMO EN LA UTN" Ha sido desarrollado por el señor Angel Lizandro Maldonado Méndez bajo mi supervisión.

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

MSc. Carlos Alberto Vásquez

100242498-2

DIRECTOR



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

DEDICATORIA

Me permito dedicar primeramente este trabajo de titulación a Dios, quien me dio la oportunidad de llegar aquí con esfuerzo y dedicación. Como dice la frase “Haz tu mayor esfuerzo y el resultado déjalo a Dios”, he aquí es esfuerzo de todos los días.

A mi madre querida Rosa por darme la vida, con tu gratitud y tu amor incondicional. Por preocuparte si dormía, comía o el simple hecho de levantarme cuando me quedaba dormido y llegar a tiempo a clases, gracias por tanto madre querida todo esto te lo debo a ti.

A mi padre Raúl por toda la confianza depositada en mí y todos sus esfuerzos realizados día a día en su trabajo para poder darme lo mejor que me puede dar. Por ser mi ejemplo a seguir para ser mejor como persona y profesional.

A mis hermanas Andrea y Jennifer por convertirse en una segunda madre para mí, por todo su cariño y motivación brindada desde siempre. Por cada consejo y cada ejemplo de superación que me brindan.

Dedico también a todos mis familiares y amigos que de forma directa o indirectamente apoyaron con su granito de arena o una palabra de aliento para hoy encontrarme donde estoy.

“Si la vida me diera la oportunidad de nacer nuevamente, elegiría ser yo mismo.”

A. Lizandro Maldonado Méndez



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

AGRADECIMIENTO

El presente trabajo de titulación agradezco a Dios. A veces volteo al cielo, sonrío y digo “Yo sé que fuiste Tú” quien permitió que me encuentre en esta gran etapa de mi vida.

Agradezco de infinita manera a mis padres por inculcarme todos los valores, de los cuales me siento muy orgulloso de tenerlos y por sus esfuerzos inmensos por brindarme la educación que es el mejor regalo de vida que me pudieron dar.

A mis hermanas que están siempre presentes en cada etapa de mi vida mis más merecidos agradecimientos por ser como son conmigo.

No puedo terminar este agradecimiento sin antes mencionar a mi director de tesis Carlos Vásquez que se convirtió en amigo y supo guiarme en todos los instantes de mi vida universitaria. También agradecer al asesor de tesis Paúl Rosero quien supo guiarme desde el inicio hasta el final del trabajo y por sus consejos.

A todos mis familiares y amigos que aportaron con su conocimiento y lecciones a lo largo de toda la vida Universitaria.

En fin, mi gratitud y agradecimientos a la casona Universitaria que se convirtió en mi segundo hogar.

A. Lizandro Maldonado Méndez

INDICE

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.	II
1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA.....	II
2. AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD.....	III
3. CONSTANCIAS.....	IV
CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.	V
DECLARACIÓN DE AUTORÍA	VI
CERTIFICACIÓN.....	VII
DEDICATORIA.....	VIII
AGRADECIMIENTO	IX
INDICE DE FIGURAS	XV
INDICE DE TABLAS.....	XIX
INDICE DE ECUACIONES	XXI
RESUMEN	XXII
ABSTRACT	XXIII
Capítulo I. Antecedentes.....	1
1.1 Tema	1
1.2 Problema	1
1.3 Objetivos	3
1.3.1 Objetivo general	3
1.3.2 Objetivos específicos	3
1.4 Alcance	4
1.5 Justificación	5
Capítulo II. Marco Teórico.....	8
2.1 Ergonomía deportiva	8
2.1.1 Definición de Ergonomía deportiva	9

2.1.2	Clasificación Ergonomía General	10
2.1.3	Tipos de Ergonomía deportiva	10
2.1.4	La Sentadilla en el Gimnasio	11
2.1.4.1	La sentadilla	12
2.1.4.2	Tipos de sentadilla y variantes	12
2.1.4.3	Sentadilla tradicional (Media sentadilla o normal)	15
2.1.5	Biomecánica	16
2.1.4.1	Biomecánica deportiva.....	16
2.1.4.2	Objetivo de la biomecánica deportiva.....	16
2.1.4.3	Biomecánica básica de la rodilla.....	17
2.1.4.4	Evaluación del ángulo femorotibial	18
2.1.4.5	Lesiones causadas durante la realización del ejercicio enfocadas en las piernas principalmente en la rodilla	19
2.2	Método de entrenamiento	20
2.2.1.	Modo de entrenamiento.....	20
2.2.2.	Técnica adecuada para la realización del ejercicio	21
2.2.3.	Errores más comunes	22
2.3	Placas y sensores	22
2.3.1.	Placas electrónicas.....	23
2.3.2.	Tipos de sensores para extracción de ángulos.....	25
2.3.3.	Tipos de módulos para comunicación inalámbrica	28
2.4	Procesamiento de la señal y visualización (Software).....	30
2.4.1.	Forma de tratamiento de los datos.....	31

2.4.1.1.	Machine Learning (Aprendizaje autónomo).....	31
2.4.2.	Software para graficar los datos analizados	33
Capítulo III. (Desarrollo Experimental)		34
3.1	Situación Actual	34
3.2	Metodología del modelo en V y Stakeholders.....	36
3.2.1	Etapas del modelo en v.....	37
3.2.1.1	Estudio de los Stakeholders	38
3.2.1.2	Análisis de requerimientos Stakeholders	39
3.2.1.3	Encuesta de requerimientos	39
3.2.1.4	Conclusión de la encuesta.....	41
3.2.2	Requerimientos Funcionales del sistema.....	42
3.2.3	Requerimientos Arquitectónicos (Hardware).....	44
3.2.4	Benchmarking (Selección de hardware y software).....	47
3.3	Diseño.....	68
3.3.1	Diagrama de Bloques	69
3.3.1.1	Diagrama de flujo de proceso del sistema	70
3.3.2	Diseño de Hardware (SC-KNEETION).....	73
3.3.3.1	Evaluación del ángulo femorotibial (Etapa 2)	73
3.3.3.2	Evaluación de posición de la rodilla (Etapa 2)	77
3.3.3.3	Sistema de alarma y Filtros (Etapa 3)	81
3.3.3.4	Transmisión de datos (Etapa4).....	84
3.3.3.5	Alimentación del Sistema	87
3.3.3.6	Integración del Prototipo.....	93

3.3.3.7	Funcionamiento de Hardware (SC-KNEETION).....	97
3.3.3.8	Recepción de datos en SV-KNEETION (Etapa 5)	99
3.3.3	Diseño de Software (Análisis de Datos y Visualización)	100
3.3.3.1	Aplicación de los algoritmos K-NN y SVM.....	101
3.3.3.2	Análisis de los datos (Minería de datos)	105
3.3.3.3	Sistema de rodillera con algoritmo de aprendizaje autónomo (K-NN)	112
3.3.3.4	Diagrama de proceso del sistema de visualización.....	114
3.3.3.5	Diagrama de flujo de visualización (SV-KNNETION).....	116
3.3.3.6	Visualización de los datos de forma artística en tiempo real.....	118
Capítulo IV. Pruebas y Conclusiones		121
4.1	PRUEBAS.....	121
4.1.1	Pruebas Iniciales (Hardware).....	121
4.1.2	Pruebas de diseño y funcionalidad de Hardware.....	125
4.1.3	Pruebas de Diseño y Funcionalidad de Software (Sistema de Visualización)	
	127	
4.2	CONCLUSIONES	133
4.3	RECOMENDACIONES.....	134
BIBLIOGRAFÍA		136
Glosario de Términos y Acrónimos.....		142
ANEXOS.....		144
ANEXO 1. PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA		144
ANEXO 2. HOJA DE DATOS DEL LEX SENSOR 4.5”		157
ANEXO 3. HOJA DE DATOS DEL MPU605		159

ANEXO 4. HOJA DE DATOS DEL NRF24L01	160
ANEXO 5. ENCUESTA DE REQUERIMIENTOS Y TABULACIÓN	163
ANEXO 6. HOJA DE DATOS DE SISTEMAS EMBEBIDOS	171
ANEXO 7. FOTOGRAFÍAS DEL TRABAJO REALIZADO	175
ANEXO 8. PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO	181
ANEXO 9. BASE DE DATOS DE ENTRENAMIENTO	184
ANEXO 10. HOJAS DE PRUEBAS (Test de Pruebas).....	187
ANEXO 11. MANUALES DE USUARIO	191
ANEXO 12. TABLA DE NIVEL DE CONFINZA DE ENCUESTA (DISTRIBUCIÓN NORMAL).....	203
ANEXO 13. AUTORIZACIÓN PARA TRABAJAR DENTRO DEL GIMNASIO DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE	204

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Objetivo de la Ergonomía	9
Figura 2. Ayudas Ergonómicas	11
Figura 3. Sentadilla tradicional (La flexión de rodilla es 90o).....	13
Figura 4. Diferencias entre sentadilla media y sentadilla profunda	13
Figura 5. Sentadilla sobre barra (Sostiene la barra por debajo de los glúteos).....	14
Figura 6. Sentadilla frontal con barra	15
Figura 7. Evaluación del ángulo femorotibial	19
Figura 8. Musculatura que trabaja durante la sentadilla.....	21
Figura 9. Técnica correcta de realizar una sentadilla tradicional	22
Figura 10. Flex sensor	26
Figura 11. Acelerómetro (ADXL335).....	27
Figura 12. Acelerómetro-Giroscopio MPU-6050.....	28
Figura 13. Modulo nRF24L01	29
Figura 14. Módulos Bluetooth HC-05_HC-06(arduino)	30
Figura 15. Logo de Processing	33
Figura 16. Espacio del Gimnasio UTN	35
Figura 17. Sentadilla smith vs sentadilla con barra libre.....	36
<i>Figura 18. Fases del modelo en V.....</i>	<i>37</i>
Figura 19. Dirección de flexión del SENSOR-FLEX	49
Figura 20. Circuito básico del Flex-Sensor	49
Figura 21. BI-DIRECTIONAL FLEXIBLE BEND SENSOR	51
Figura 22. Funcionamiento del sensor flex bidireccional.....	51
Figura 23. InFlect Flex-Sensor	52
Figura 24. Resistencia de salida vs ángulo de flexión.....	53

Figura 25. MPU-6050 GY-521.....	55
Figura 26.Diagrama de sincronización de bus I2C (Cx con arduino)	55
Figura 27.Generación y detección PID.....	61
Figura 28.nRF24L01 en configuración de estrella	61
Figura 29. Topología Mater-Esclavo.....	63
Figura 30. Processing IDE.....	67
Figura 31.Diagrama de Bloques de KNEETION	69
Figura 32.Diagrama de Flujo de Proceso de KNEETION	72
Figura 33.Angulo femorotibial (Bosquejo)	73
Figura 34. Ejemplo de divisores de voltaje	74
Figura 35.Diagrama de conexión Flex sensor	75
Figura 36. Diagrama de flujo de calibración (Evaluación Femorotibial).....	76
Figura 37.Posición de la rodilla durante la sentadilla.....	78
Figura 38.Conexión del MPU6050.....	79
Figura 39.Diagrama de flujo del Sensor MPU 6050	80
Figura 40.Diagrama de conexión del sistema de alarma	82
Figura 41.Diagrama de flujo del sistema de alarma	83
Figura 42. Diagrama de conexión del nRF24L01	84
Figura 43.Diagrama de flujo del transmisor.....	86
Figura 44.Fuente de alimentación 5V a 1A.....	89
Figura 45. Batería Lipo 3.7v 500 mA.....	92
Figura 46. Integración de Hardware (Prototipo V1).....	94
Figura 47.Prototipo V1	95
Figura 48.Diagrama circuital del SC-KNEETION.....	96
Figura 49.Comunicación inalámbrica del sistema.....	99

Figura 50.Diagrama de conexión del Receptor	100
Figura 51.Datos buenos	102
Figura 52.Datos con error de aducción y abducción	103
Figura 53.Datos con error de posición de rodilla y ángulo femorotibial.....	103
Figura 54.Diagrama de proceso (Minería de Datos)	106
Figura 55. Promedio de base de datos por sensor.....	107
Figura 56.Distance máxima.....	108
Figura 57. Datos normalizados	109
Figura 58.Diagrama de flujo_algoritmo (K-NN)	113
Figura 59.Funcionamiento de K-NN en el prototipo final	114
Figura 60.Diagrama de Bloques de proceso de Visualización(Processing).....	116
Figura 61.Diagrama de Flujo del Sistema de Visualización(SV-KNNETION).....	117
Figura 62. Representación de la sentadilla buena en Processing	118
Figura 63.Interpretacion del Angulo femorotibial en Processing	119
Figura 64.Rofilla sobrepasando la punta del pie (Processing)	120
Figura 65. Aducción-Abducción en Processing	120
Figura 66.Colocación de la rodillera	122
Figura 67.Ejercicio de sentadilla con el sistema puesto	122
Figura 68.Adquisición de datos del ejercicio de la sentadilla	123
Figura 69. Alertas Generadas por el sistema	124
Figura 70. Prueba de funcionamiento prototipo final con algoritmo de aprendizaje autónomo K-NN	127
Figura 71.Sistema de Visualización	129
Figura 72.Prueba de error-Aducción	130
Figura 73.Prueba error-Abducción	131

Figura 74.Prueba error posición de rodilla y punta del pie	131
Figura 75.Prueba error de ángulo femorotibial	132
Figura 76.Tabulación (Pregunta 1).....	167
Figura 77.Tabulación (Pregunta 2).....	167
Figura 78.Tabulación (Pregunta 3).....	168
Figura 79.Tabulación (Pregunta 4).....	169
Figura 80.Tabulación (Pregunta 5).....	170
Figura 81.Encuesta a usuarios del UTN-GYM	175
Figura 82. Calibración del sensor de flexión(Ángulos).....	176
Figura 83. Medida de resistividad de sensor de flexión	176
Figura 84.Comunicación inalámbrica entre módulos.....	177
<i>Figura 85.Datos adquiridos por el sensor</i>	<i>177</i>
Figura 86. Diseño del circuito impreso	178
Figura 87.Costura de sensores ala rodillera.....	178
Figura 88.Incorporación de placa a la rodillera.....	179
Figura 89.Prototipo Inicial (Versión 1)	179
Figura 90.Prototipo Final.....	180
Figura 91. Ángulo femorotibial	181
Figura 92. Abertura de las piernas.....	181
Figura 93.Alertas	182
Figura 94. Pruebas con KNN.....	182
Figura 95.Deportistas utilizando el prototipo	183

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Tipos de Arduino existentes en el mercado.....	24
Tabla 2. Lista de stakeholders	38
<i>Tabla 3. Requerimientos stakeholders (StRS)</i>	41
Tabla 4. Requerimientos Funcionales (SySR).....	43
Tabla 5. Requerimientos de funciones (SRSH-Arquitectónico)	45
Tabla 6. Especificaciones técnicas del Flex-Sensor 4.5"	50
Tabla 7. Especificaciones técnicas de Sensor Bidireccional Flexible	52
Tabla 8. Especificaciones técnicas (InFlect Flex-Sensor).....	53
Tabla 9. Especificaciones técnicas (MPU 6050).....	56
Tabla 10. Especificaciones técnicas (ADXL335).....	57
Tabla 11. Análisis comparativo de sensores de flexión.....	58
Tabla 12. Análisis comparativo de sensores Inerciales	59
Tabla 13. Especificaciones técnicas (nRF24L01)	62
Tabla 14. Características técnicas HC-05.....	63
Tabla 15. Análisis comparativo de módulos de Cx Inalámbrica	64
Tabla 16. Especificaciones técnicas del zumbador (sistema de alarma)	65
Tabla 17. Elección de Sistema Embebido	66
Tabla 18. Características esenciales de Processing	68
Tabla 19. Sumatoria de corriente del sistema.....	88
Tabla 20. Comparación de Baterías.....	92
Tabla 21. Pines de conexión del sistema	97
Tabla 22. Funcionamiento del Sistema Central.....	98
Tabla 23. Comparación de resultados K-NN.....	104
Tabla 24. Criterios de repeticiones buenas	110

Tabla 25.Criterios Repeticiones malas "2"	110
Tabla 26.Criterios Repeticiones malas "3"	111
Tabla 27.Criterios Repeticiones malas "4"	111
Tabla 28.Criterios Repeticiones malas "5"	111
Tabla 29. Parámetros de pruebas iniciales.....	121
Tabla 30. Resultados de pruebas iniciales	125
Tabla 31.Pruebas de Diseño de Hardware.....	126
Tabla 32. Pruebas de Visualización.....	128
Tabla 33.Fiabilidad del sistema (Prueba de Gimnasio).....	129
Tabla 34.Base de datos de entrenamiento	184
Tabla 35.Hoja de ruta de Pruebas Iniciales	187
Tabla 36.Hoja de ruta de Pruebas de Diseño y Funcionalidad.....	188
Tabla 37.Hoja de ruta de Pruebas de Software(Aplicación)	189
Tabla 38.Hoja de ruta de Pruebas con Usuarios.....	190

INDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1.Cálculo de tamaño de muestra.....	40
Ecuación 2. Ecuación Básica de divisor de voltaje	74
Ecuación 3.Sumatoria de corriente de elementos electrónicos del sistema.....	87
Ecuación 4. Condensador de Filtrado(C3).	89
Ecuación 5.Voltaje pico secundario	90
Ecuación 6. Voltaje CC luego de la etapa de rectificación	90
Ecuación 7.Promedio (Punto medio).....	107
Ecuación 8. Distancia entre dos puntos	108

RESUMEN

El presente proyecto consiste en el desarrollo de KNEETION que es sistema electrónico de evaluación del movimiento de la rodilla acoplado a una rodillera de neopreno marca AURIK, utilizando Machine Learnig(ML) para determinar el movimiento adecuado de las piernas durante el ejercicio de la sentadilla con barra libre tradicional. Este prototipo emitirá una alerta sonora para prevenir lesiones en los deportistas de Físico Culturismo de la Universidad Técnica del Norte, cuando los movimientos de la rodilla sean inadecuados y con una aplicación visual donde se observan los movimientos del deportista.

El Sistema de visualización de los datos(SV-KNEETION) interpreta todos los datos adquiridos por la rodillera y los muestra a un lenguaje entendible para el usuario (imágenes del movimiento del deportista); además basados en la biomecánica articular de la rodilla, el sistema es capaz de identificar el tipo de error que el deportista comete regularmente cuando hace sentadillas en el gimnasio.

En el diseño se toma en cuenta el uso de hardware y software libre cuya selección está basada en la metodología del modelo en V y los requerimientos de Stakeholders con análisis del estándar IEEE 29148. La selección de los sensores más idóneos para el sistema se basan en un Benchmarking de sus características, funcionalidad y disponibilidad de mercado.

Finalmente, este trabajo se concluye con pruebas de funcionalidad de hardware y software retroalimentándose hasta llegar a la versión de un prototipado final con mínimos errores posibles.

ABSTRACT

The present project consists in the development KNEETION that is an electronic system for evaluating the movement of the knee coupled to a knee brace of neoprene brand AURIK, using Machine Learning (ML) to determine the appropriate movement of legs during the exercise of the squat with traditional bar freedom. This prototype will emit an audible alert to avoid injuries in bodybuilding athletes of the “UTN” college when the movements of the knee are inadequate and a visual application where the movements of the athlete are repeated.

The data visualization system(SV-KNEETION) interprets all the data acquired by the knee brace and displays them in a language understandable to the user (images of the athlete's movement), also based on the biomechanics of the knee joint, the system can identify the type of error that the athlete comments regularly when doing squats in the gym.

The design considers the use of free hardware and software whose selection is based on the methodology of the V model and the Stakeholders requirements regulated in the IEEE 29148 standard. The most suitable sensors for the system are selected based on a Benchmarking of their characteristics, functionality and market availability.

Finally, this work concludes with tests of hardware and software functionality, giving feedback to the final version of the prototype with minimal possible errors.

Capítulo I. Antecedentes

En el presente capítulo se encuentran detallada la argumentación bases para el desarrollo del trabajo de titulación, donde se abordará temas sobre la formulación del problema al igual que su justificación, aquí también se definen los objetivos generales y específicos, de la misma forma el alcance y limitaciones del presente trabajo.

1.1 Tema

“KNEETION”

PROTOTIPO DE UN SISTEMA DE SENSORES DE EVALUACIÓN DEL ANGULO DE INCLINACIÓN FEMOROTIBIAL EN EL EJERCICIO DE SENTADILLA CON BARRA LIBRE TRADICIONAL APLICADO A DEPORTISTAS DE FÍSICO CULTURISMO EN LA UTN

1.2 Problema

La Universidad Técnica del Norte(UTN), al ser una institución líder en la enseñanza superior en el Norte del país y fiel a su misión y ejes estratégicos para el desarrollo y código de ética se compromete a mantener los lineamientos de buena Gestión de Seguridad y Ambiente y de esta manera proporcionar condiciones de trabajo seguras saludables a toda la comunidad universitaria: docentes, administrativo, trabajadores, empleados y estudiantes (Cazar, 2014).

Desde hace treinta (30) años el gimnasio se ha convertido en el lugar primordial para ejercitarse (Martínez 2014). La Universidad técnica del Norte no es la excepción y en la actualidad cuenta con un gimnasio en óptimas condiciones, el escenario ha sido catalogado como el epicentro deportivo de la casona universitaria, dotado de la más alta tecnología, cuenta con varios espacios funcionales para la práctica de actividades como bailo-terapia, acondicionamiento físico y disciplinas deportivas como gimnasia artística y taekwondo, físico culturismo (Vásquez , 2014)

La sentadilla normal es parte integral de los programas de entrenamiento de fuerza y de acondicionamiento dentro o fuera de los gimnasios, para muchos deportes que requieren altos niveles de fuerza y potencia, como fútbol, levantamiento de pesas olímpico, físico culturismo, entre otros (Escamila, 2014). Los físicos culturistas en la casona universitaria (UTN) optan por incluir la sentadilla en su rutina de entrenamiento por los múltiples beneficios que brinda al poner en movimiento gran cantidad de músculos del cuerpo, como glúteos, isquiotibiales, cuádriceps además de trabajar la espalda baja.

Uno de los ejercicios que se hacen con naturalidad desde que se nace es la sentadilla, todos pueden hacerlas ya que imita uno de los movimientos que realiza todos los días como pararse y sentarse de diferentes lugares poniendo en movimiento gran parte del cuerpo. El inconveniente surge desde este punto cuando se acostumbra a hacerlas de forma incorrecta, los errores comunes son: el arqueado de la espalda baja, (Eric Cressey establece que este error técnico afecta al 60% de los deportista que concurren al gimnasio), la excesiva aducción y giro interno de la rodilla y otro error común es levantar los talones del suelo (A & Pereira, 2013).

Según American College of Sports Medicine, o ACSM, menciona que con frecuencia la sentadilla es uno de los ejercicios más criticados debido a los problemas de seguridad, las lesiones en la rodilla generalmente son resultado de hacer un uso inadecuado de la sentadillas y un entrenamiento intenso (Luann, 2014), menciona que: hacer sentadillas de forma excesiva tensara los músculos, los tendones y los ligamentos que sostienen la rodilla, conocidos como esguinces. Otro de los problemas que registra el uso de una técnica errada en la sentadilla, el deportista es propenso a sufrir problemas como: ligamentos agotados, conocidos como distenciones.

La sentadilla está considerada como un ejercicio sumamente peligroso porque se realiza movimiento que interviene dos o tres placas Oseas (López P. M., 2002), si la sentadilla no se

realiza correctamente podría haber consecuencias negativas, una mala técnica puede producir lesiones en la espalda, rodillas o cadera (Rudolph, 2013).

En caso de producirse una lesión de cualquier índole dentro de la casona universitaria, la UTN debe correr con los gastos necesarios del diagnóstico y rehabilitación del deportista (Cazar, 2014), dependiendo la gravedad y tipo de lesión los costes aumentan.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

Desarrollar un sistema electrónico para evaluar la correcta postura de las piernas con enfoque al ángulo femorotibial en el ejercicio de sentadilla con barra libre tradicional en deportistas para prevenir lesiones de rodilla en los deportistas de físico culturismo de la Universidad Técnica del Norte.

1.3.2 Objetivos específicos

Realizar una revisión de literatura para determinar las bases teóricas comprendidas en la revisión bibliográfica correspondiente al sistema.

Definir los requerimientos del sistema tanto de software como de hardware para determinar los materiales a usarse en el sistema.

Analizar y determinar el hardware y software necesario en relación con los requerimientos establecidos para el diseño y desarrollo del sistema mediante el uso del modelo en V.

Realizar pruebas del sistema electrónico juntamente con el análisis de los datos extraídos por el movimiento de las piernas e interpretarlo en un sistema de alarma.

Redactar conclusiones y recomendaciones.

1.4 Alcance

La revisión literaria permite obtener un conocimiento amplio del funcionamiento de los distintos tipos de sensores existentes para extraer los datos de movimiento de las piernas, juntamente con el estudio del comportamiento de la rodilla a través de la biomecánica del movimiento corporal específicamente del tren inferior para ubicar los sensores de forma estratégica

El hardware y software se irán seleccionando de acuerdo con las necesidades que vaya teniendo el prototipo a lo largo del desarrollo del proyecto basándose en el modelo en V juntamente con los stakeholders. El tipo de sensores, el sistema embebido, serán determinados paralelamente al avance del proyecto y se elegirán aquellos que mejor se ajusten a nuestras necesidades y aporten de mejor manera a la solución técnica y económicamente por las distintas pruebas que se realizarán. Cabe recalcar los sensores serán ubicados en una pierna de forma estratégica.

Se diseñará y realizará un prototipado de sistema de sensores para realizar el ejercicio de sentadilla con barra libre tradicional el cual evaluará posición de las piernas del deportista enfocándose en los ángulos de inclinación de la rodilla al llevar acabo el ejercicio y prevenir posibles lesiones de rodilla.

Se desarrollará un sistema de alarma que pronostique un porcentaje de error del cuando el deportista esté realizando el ejercicio de forma correcta o incorrecta a través de la evaluación de los datos respecto al ángulo de inclinación del muslo (femorotibial), y la posición de la rodilla con respecto a la punta del pie. Se podrá visualizar el movimiento de las piernas en una plataforma de visualización.

El sistema no determinará los ángulos de giro tanto interno como externo de la rodilla, no es enfocado a los daños causados en la espalda y pies.

Las pruebas de funcionamiento del prototipo serán realizadas con personas inexpertas, para comprobar la veracidad y funcionalidad del sistema se realizarán pruebas con los deportistas de físico culturismo de la UTN Universidad Técnica del Norte

1.5 Justificación

El presente prototipo surge dada la necesidad de mejorar la posición que se toma al realizar una sentadilla con barra libre y así evitar que los integrantes del club de fisicoculturismo de la Universidad Técnica del Norte sufran lesiones durante su ejecución. Esto debido al desconocimiento de una posición correcta del cuerpo, o una falta de control continuo por parte de entrenadores que se tenga a pesar de entrenar en un gimnasio.

En el actual Artículo 84 de la ley del Deporte, determina que los centros educativos y privados deberán disponer de las instalaciones adecuadas para el desarrollo y enseñanza de la educación física, y el Reglamento General para el uso y funcionamiento del Gimnasio de especialidades “UTN” determina que el velar por la seguridad de los usuarios de las instalaciones recaerá sobre el administrador y el instructor encargado del área por lo que ellos deberán buscar la implementación de nuevas herramientas que aseguren la salud de los usuarios.

En el entrenamiento deportivo con mayor o menor profundidad en el estudio de la fisiología, la biomecánica humana, los marcadores biológicos de recuperación, adaptación, etc., al final las decisiones más simples y difíciles quedan en mano de un entrenador que, en base a su experiencia, a veces es limitada (Paniagua, 2016). La tecnología está muy ligada al deporte y cumple una función muy importante como es proporcionar seguridad para mejorar el desempeño deportivo, haciendo uso de la creatividad en el desarrollo de sistemas electrónicos. Un sistema basado en inteligencia artificial que ayude a los entrenadores a la toma de decisiones mediante datos que se consideren relevantes y que se pueda captar de forma automatizada, de los deportistas con gran variedad de dispositivos.

El Gobierno Nacional del Ecuador en la actualidad respalda los proyectos de innovación y tecnología para fomentar el avance tecnológico y social dentro del país, con el Plan Nacional Ciencia, Tecnología, Innovación y Saberes Ancestrales por medio de la SENECHYT que tiene un gran desafío nacional como es :”Promover la generación y producción de conocimiento, fomentar la investigación científica y tecnológica, y potenciar los saberes ancestrales, para así contribuir a la realización del buen vivir, al sumak kawsay” (Senacyt, 2010), el estado busca mejorar las condiciones de vida de toda la población. El desarrollo tecnológico aporta al cumplimiento del Plan Nacional del Buen Vivir como lo menciona en su objetivo 11, (SENPLADES, 2013) , lo que garantiza los recursos tecnológicos y educativos para poder desarrollar el proyecto de una forma adecuada dentro de la Universidad Técnica del Norte.

La importancia de este proyecto radica en la ayuda que proporciona el sistema para evaluar el movimiento de las piernas en el ejercicio planteado (sentadilla con barra libre tradicional) y de esa forma en un futuro los permitir a los entrenadores optimizar las decisiones en el entrenamiento individualizado, ya que “La individualización de este es una parte esencial del éxito.” (Paniagua, 2016). Las lesiones de rodillas causadas por hacer sentadillas, la tensión excesiva de los músculos, los tendones y los ligamentos que sostienen la rodilla, conocidos como esguinces ocasionados por hacer de forma intensa la sentadilla o la distensión de ligamentos de la rodilla al hacer uso de una técnica inadecuada (Luann, 2014), podrán ser evitadas gracias al sistema de alarma incorporado en el sistema electrónico.

En medicina del deporte como es la rehabilitación en lesiones de rodilla ayudaría a establecer nuevos mecanismos y técnicas para ayudar a fortalecer las zonas afectadas adecuadamente.

La supervisión continua del instructor en el gimnasio de la UTN a cada persona para la realización de los ejercicios resulta imposible por la cantidad de personas que asisten a realizar sus actividades, mediante el sistema este inconveniente podrá ser solucionado ya que este

proporciona un seguimiento minucioso de la realización del ejercicio(sentadilla) y de esa forma los deportistas que realizan este tipo de ejercicio tienen más seguridad y confianza.

Capítulo II. Marco Teórico

En el presente capítulo se sientan las bases bibliográficas para desarrollar el proyecto con su debida fundamentación teórica donde se abordará temas como, la ergonomía deportiva, biomecánica de la rodilla, formas de evaluar el ángulo femorotibial, generalidades sobre la sentadilla y técnica de realización del ejercicio de sentadilla. A demás se hablará sobre algunos tipos de sensores tentativos a utilizar y plataforma de visualización de los datos.

2.1 Ergonomía deportiva

Primeramente, previo a abordar el tema de la ergonomía deportiva, hay que comprender a que se refiere la Ergonomía: “La Ergonomía es una ciencia multidisciplinar que estudia las habilidades y limitaciones del ser humano, relevantes para el diseño de herramientas, maquina, sistemas y entornos. Su objetivo es hacer más seguro y eficaz el desarrollo de la actividad humana, en su sentido más amplio” (Leirós, 2009). Por medio de estudios se puede conocer fundamentos para desarrollar y diseñar ciertos sistemas.

Basándose en el objetivo principal de ergonomía y el cual se resume en la Figura 1 se puede dar un enfoque para la ergonomía del deporte.



Figura 1. Objetivo de la Ergonomía

Fuente: <https://ebookcentral.proquest.com/lib/utnortesp/reader.action?docID=3229489>

La ergonomía juega un papel significativo en el ámbito deportivo, al tratar de explicar sobre la aparición de lesiones y asegurar que los deportistas lleguen a su rendimiento físico óptimo. El estudio de la eficacia de los movimientos es analizado a través de la biomecánica de cada deportista y así conseguir la técnica ideal en un gesto deportivo determinado (Mondelo PR, 2001). Con el propósito de optimizar el rendimiento de los deportistas o prevenir lesiones el entrenador necesita y debe conocer las características físicas del cuerpo humano y los principios biomecánicos que lo gobiernan.

2.1.1 Definición de Ergonomía deportiva

La definición de ergonomía varía de acuerdo con la perspectiva de algunos autores si bien su definición no se deforma en su totalidad esta es dada de acuerdo con el campo de estudio donde se aplique. La adaptación de entre el hombre, máquinas u objetos es posible gracias al estudio de datos biológicos y tecnológicos de la ergonomía (Mondelo PR, 2001).

2.1.2 Clasificación Ergonomía General

La International Ergonomics Association clasifica a la ergonomía en tres grandes grupos (Obregón, 2016), dentro de cada uno de estos existen subdivisiones que pueden ser enfocadas a una determinada rama o aplicación, un ejemplo claro y en el cual se desarrolla esta tesis es la ergonomía aplicada al deporte.

- Ergonomía física: El componente energético es físico ocupándose de los factores biomecánicos, fisiológicos y antropométricos de acuerdo con la labor que desempeñe el individuo desde la forma correcta de sentarse hasta el más minucioso gesto al hacer un ejercicio correctamente.
- Ergonomía Organizacional: Basada en estructuras organizacionales inmiscuidos en la optimización de sistemas sociotécnicos.
- Ergonomía cognitiva: La orientación de este gran grupo se le da al trabajo mental fuerte y sus procesos pudiendo ser: la memoria, la respuesta motriz, la percepción y finalmente el razonamiento.

2.1.3 Tipos de Ergonomía deportiva

El Consejo Superior de Deportes define como tipos de ergonomías deportivas a las ayudas ergonómicas legales para mejorar el desempeño deportivo y llegar al alto rendimiento. A continuación, se nombran las 3 ayudas ergonómicas principales resumidas en la figura 2, las cuales se derivan de la clasificación de los tres grandes grupos de la ergonomía (Ergonomía

Física).

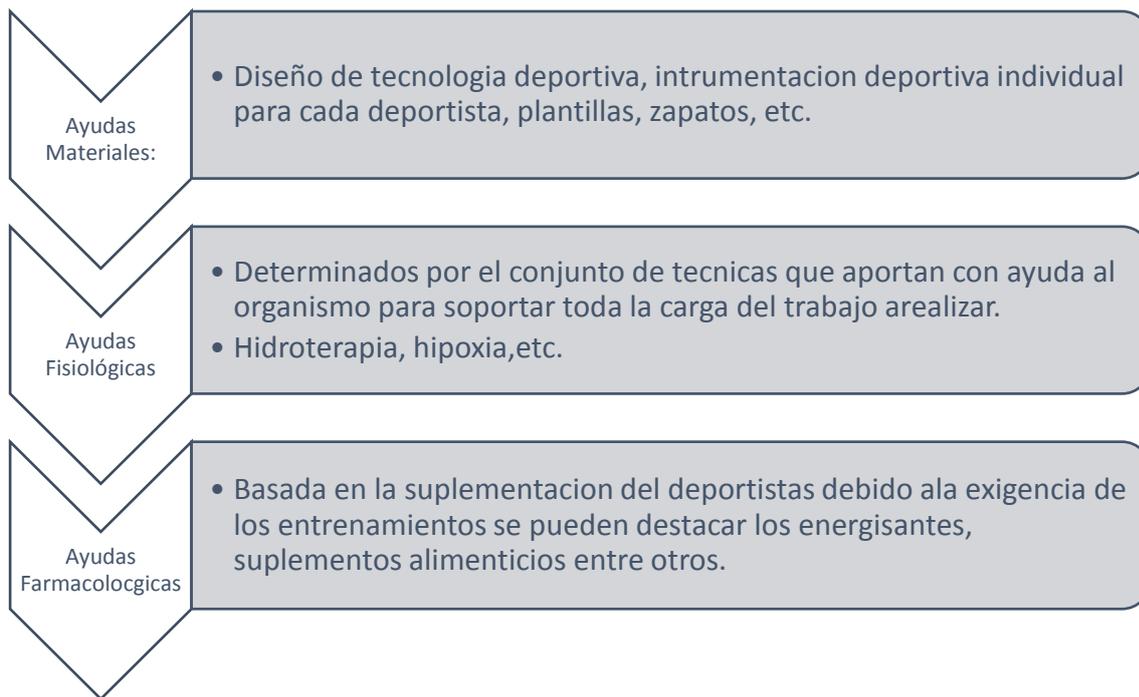


Figura 2. Ayudas Ergonómicas

Fuente: Autoría

De las tres ayudas ergonómicas mostradas en la figura 2 se puede destacar y decir que la más utilizada es la de ayudas materiales, pero antes de hacer uso de esta ayuda primero hay que hacer la corrección de la técnica o gesto deportivo para posteriormente corregir esa cadencia con ayudas materiales.

2.1.4 La Sentadilla en el Gimnasio

La sentadilla es uno de los ejercicios más completos, forja trabajar en totalidad los músculos del deportista, sin embargo, se centra más en el tren inferior como lo son los músculos del cuádriceps, glúteos e isquiotibiales. La mayoría de las personas optan por incluir este ejercicio dentro de su rutina de gimnasio ya que simula una acción que realiza con normalidad como es el sentarse y pararse de una silla, el error radica cuando se acostumbra a hacer este movimiento de una forma inadecuada.

En los gimnasios se emplean una gran variedad de sentadillas de acuerdo con las necesidades de los deportistas y para obtener un buen desempeño aprovechado al máximo del ejercicio de debe realizar con una técnica adecuada.

2.1.4.1 La sentadilla

Las sentadillas son movimientos combinados de la articulación coxofemoral, rodilla y el tobillo (Carreras, 2009). En si es el trabajo controlado de la articulación que implica el movimiento de sentarse y pararse.

La sentadilla es conocida como la “Reina de los ejercicios”, es un ejercicio que ayuda al fortalecimiento de la musculatura del tren inferior, radica en extender y flexionar las rodillas juntamente con la cadera para movilizar carga (peso-lastre) sobre la espalda alta.

2.1.4.2 Tipos de sentadilla y variantes

La gama de variantes existentes para realizar la sentadilla es múltiple y las variantes más empleadas u utilizadas son la sentadilla tradicional (90 grados de flexión), las que sobrepasa los 90 grados denominada sentadilla completa o sentadilla profunda.

A continuación, se presentará algunas variantes o tipos de la sentadilla.

- Sentadilla tradicional

Es conocida como media sentadilla donde los muslos deben quedar paralelos al piso y la flexión de rodillas no sobrepasa los 90°. En la figura 3 se muestra el ejercicio de sentadilla tradicional.



Figura 3. Sentadilla tradicional (La flexión de rodilla es 90o)

Fuente: https://www.josemief.com/sentadilla-guia-completa-profundidad-errores-tecnica-y-examen-de-itv-con-22-puntos-regalo-sorpresa/#9_LA_SENTADILLA_OPTIMA_P_Comfort_y_P_Kasim_2007

- Sentadilla profunda

Denominada sentadilla completa, en este tipo de sentadilla la flexión de las rodillas sobrepasa los 90 y el musculo que más trabaja es el glúteo. Nótese el ejercicio en la figura 4.



Figura 4. Diferencias entre sentadilla media y sentadilla profunda

Fuente: <http://sonyafitnessmusculacion.com/sentadilla-profunda-tecnica-ventajas-e-inconvenientes>

- Sentadilla sobre barra

Es caracterizada por sujetar la barra por debajo de los glúteos y es considerada un excelente ejercicio para corregir los defectos de la sentadilla especialmente al momento de flexionar la espalda. Observe la forma se sujetar la barra en la figura 5.

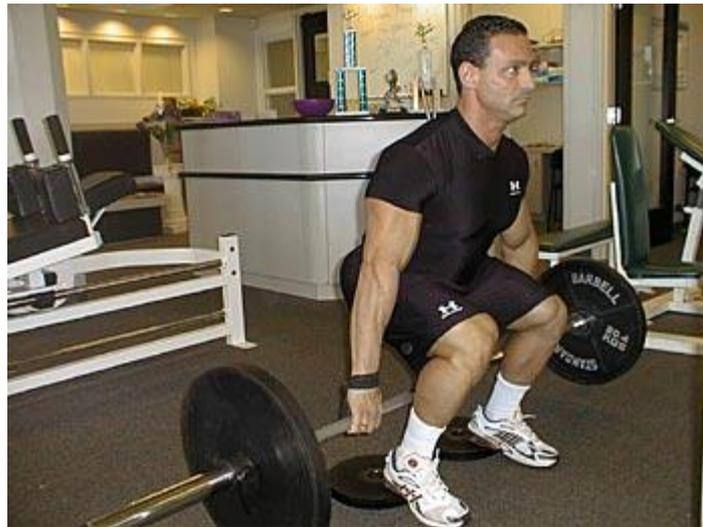


Figura 5. Sentadilla sobre barra (Sostiene la barra por debajo de los glúteos)

Fuente: <http://www.mujerhoy.com/salud/en-forma/todas-sentadillas-gluteos-perfectos-culo-749421102013.html>

- Sentadilla frontal con barra

La forma peculiar de cargar la barra es sobreponiéndola en la parte anterior de los hombros, con los codos doblados y brazos horizontales. Es aconsejable para deportistas que durante la sentadilla mantienen su espalda excesivamente recta. En la figura 6 se puede apreciar claramente la técnica de una sentadilla con barra frontal.



Figura 6. Sentadilla frontal con barra

Fuente: https://www.josemief.com/sentadilla-guia-completa-profundidad-errores-tecnica-y-examen-de-itv-con-22-puntos-regalo-sorpresa/#9_LA_SENTADILLA_OPTIMA_P_Comfort_y_P_Kasim_2007

2.1.4.3 Sentadilla tradicional (Media sentadilla o normal)

Desde este punto se hablará únicamente sobre el análisis de la sentadilla tradicional o comúnmente conocida como media sentadilla, se realizará un análisis biomecánico deportivo básico del ejercicio mencionado anteriormente enfocándose en las piernas prioritariamente en la rodilla.

Como se mencionó en las variantes de la sentadilla esta es una de ellas, la sentadilla tradicional tiene múltiples beneficios y es la más usada para trabajar más el muslo cuádriceps, el grado de activación máxima de este músculo es a los 90° de flexión de la rodilla es decir cuando el muslo está paralelo con el piso.

2.1.5 Biomecánica

La biomecánica deportiva es un estudio enfocado en los métodos de mecánica designados hacia un análisis de la estructura y función del sistema de locomoción de los seres humanos (Frutos, 2013). Un biomédico deportivo estudia las características físicas del cuerpo humano y los principios de la mecánica para guiar la efectividad de los movimientos que realiza el atleta (José, 2009).

La biomecánica es imprescindible en cualquier movimiento que un ser humano realice por lo que determina la función mecánica corporal para realizar movimientos correctamente.

2.1.4.1 Biomecánica deportiva

Desde la perspectiva de la fundamentación científica para el desarrollo deportivo, la biomecánica está fundamentada de acuerdo con las necesidades del deporte de alto rendimiento (HAY, 1981).

La biomecánica deportiva está estrechamente relacionada en el éxito de los deportistas de alto rendimiento ya que se les demanda elevados logros de competición, lo que conlleva un trabajo rígido, tanto físico como técnico y tácticos previos a su participación competitiva. La técnica es importante en el sentido de que determina la eficacia en la expresión de las capacidades físicas en competición (Frutos, 2013). Los análisis profesionales, específicos y profundos, permiten aumentar el rendimiento deportivo, prevenir lesiones y de forma general el mejoramiento de la calidad de vida de los deportistas al ejecutar su deporte de forma segura.

2.1.4.2 Objetivo de la biomecánica deportiva

La visión y los enfoques de la biomecánica deportiva datan algunos objetivos, uno de ellos y principal es principales es: “Analizar el gesto técnico y deportivo y sus detalles más específicos, descubrir las posibles fallas existentes en la ejecución del gesto y permitir una

mejor del desempeño atlético a través de la corrección y/o adaptación de la técnica deportiva para lograr una técnica más eficaz” (Leite, 2012).

Según (Frutos, 2013), la biomecánica deportiva tiene cuatro objetivos que se pueden interpretar y describir de la siguiente forma:

- Analizar cada movimiento realizada durante la actividad deportiva, buscando la técnica adecuada para prevenir lesiones y aumentar el desempeño deportivo.
- Evaluar destrezas de cada persona de forma individual
- Evaluar la técnica del ejercicio para que el atleta pueda corregir los defectos en el movimiento durante la actividad deportiva.
- Reconocer movimientos o actividades potencialmente lesivos.

2.1.4.3 Biomecánica básica de la rodilla

Es de suma importancia saber sobre la biomecánica de la rodilla, permitiendo entender y diferenciar cuales son las técnicas más apropiadas para realizar la sentadilla que otras.

La biomecánica de la rodilla es demasiado compleja e interesante a la vez, y al no ser yo un experto en el tema de la biomecánica y anatomía, me permitiré hacer el análisis desde el punto de la biomecánica deportiva donde se analizará el movimiento que realiza esta importante parte del cuerpo durante el ejercicio de la sentadilla, mas no a sus componentes estructurales internos y la relación que tiene entre sí (Escamila, 2014).

El Dr. Sergi Sastre “Especialista Sénior en el Hospital Clínic de Barcelona en la Sección de Rodilla y Coordinador de Artroscopia” menciona que la rodilla cuenta, de manera general, con un solo movimiento, esto es, flexión y extensión (Sastre).

La articulación femorotibial tiene por movimientos la flexo-extensión de la rodilla, acompañada de una rotación externa durante la flexión y una rotación interna durante la extensión.

Si bien nuestro enfoque de estudio es la biomecánica de la rodilla durante la sentadilla recalco cual es una buena técnica para realizar el ejercicio, un correcto apoyo de los pies es indispensable estos debes separarse al ancho de los hombros y los dedos hacia el frente formando un ángulo de 30° aproximadamente (López & Sanchez, 2014).

Las rodillas debes seguir la dirección que apuntan los pies y no sobrepasar la punta de ellos es decir su línea vertical, no deben hacer rotación interna (moverse hacia dentro). La falta de flexión dorsal del tobillo limita el correcto patrón de movimiento de la rodilla (Couceiro, 2014). La activación de los cuádriceps e isquiotibiales dependerá del grado de flexión de la rodilla tomando en cuenta que una flexión de 90° activará el cuádriceps al máximo. Por otro lado, Escamilla sugiere hacer flexión de la rodilla hasta los 100° para deportistas con rodillas saludables (Escanilla, 2001).

2.1.4.4 Evaluación del ángulo femorotibial

La presencia de los dos meniscos permite distinguir 2 sub-articulaciones: Femoromeniscal y meniscotibial (Lloret, 2012), las cuales hacen posible que la articulación femorotibial pueda flexionarse y extenderse.

El ángulo femorotibial es aquel que está formado entre el fémur y la tibia. Comúnmente cualquier ángulo de articulación del cuerpo humano es medido con un tipo graduador que se denomina goniómetro caracterizado por ser muy fiable para medición de la movilidad articular. Esta es una forma mecánica de medir el grado de movilidad de la articulación y en ciertas posiciones como los es en a la sentadilla resulta muy tedioso optar por esta forma de medición.

En la figura 7 se muestra los grados de la articulación de la rodilla que pueden ser medidos mediante la forma convencional o por medio de sensores como se propone en e desarrollo de este trabajo.

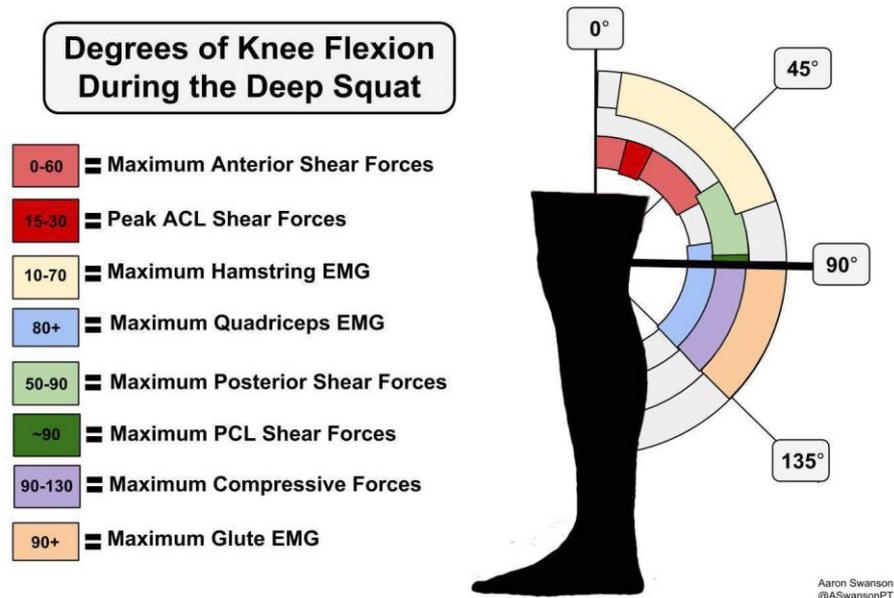


Figura 7. Evaluación del ángulo femorotibial

Figura 2.5 Fuente: <http://www.nopainrun.com/biomecanica-rodilla.html>

2.1.4.5 Lesiones causadas durante la realización del ejercicio enfocadas en las piernas principalmente en la rodilla

Si bien la sentadilla es uno de los ejercicios más completos para ejercitar el cuerpo hay que realizarlo de una forma adecuada de lo contrario en lugar de sacar provecho de sus múltiples beneficios se terminara con una leve o terrible lesión. La sentadilla es considerada un ejercicio potencialmente lesivo y a la vez la reina de los ejercicios.

Hacer sentadillas excesivas tensará los músculos, los tendones y los ligamentos que sostienen el área de la rodilla. Los problemas incluyen ligamentos agotados, comúnmente conocidos como esguinces; y los músculos y tendones agotados, comúnmente conocidos como distensiones (Luann). Las fuerzas de cizalla tibiofemoral excesivas pueden ser perjudiciales para los ligamentos cruzados, mientras que las fuerzas de compresión tibiofemorales excesivas pueden ser perjudiciales para los meniscos y para el cartílago articular (Escamila, 2014)

2.2 Método de entrenamiento

Cuando se habla de método de entrenamiento este difiere mucho de unos entrenadores a otros, dependiendo mucho de la experticia, experiencia que tengan los entrenadores que determinara sus decisiones a lo largo del entrenamiento.

Un entrenador(Técnico) debe tener conocimiento sobre la biomecánica del movimiento en el ejercicio a realizarse, el desconocimiento de una técnica o ignorancia de esta impedirá al deportista mejorar su rendimiento deportivo y podría estancarlo en una situación desagradable.

2.2.1. Modo de entrenamiento

Antes de entrar con el modo de entrenamiento de la sentadilla se puede definir entrenamiento como: un proceso que se lleva acabo con el fin de lograr un cambio de estado físico, cognitivo, afectivo o motor. De una forma general Weineck da un enfoque a la forma de entrenamiento que estrictamente dependerá de la meta planteada, el entrenamiento deberá mejorar el estado de rendimiento del deportista (Weineck, 2005).

La forma de entrenamiento de sentadilla tradicional será basada a número de repeticiones de extensión y flexión de la rodilla, simulando la forma de sentarse, pero con un lastre en la espalda alta. Comúnmente se realizan repeticiones entre 8 y 12 de 4 a 5 series, considerando siempre un gesto o técnica adecuada de la sentadilla.

La musculatura que se trabaja durante la sentadilla son los músculos que cruzan la articulación de la rodilla pudiéndose dividir en dos grupos: los músculos anteriores (cuádriceps femoral, recto femoral, vasto lateral, vasto intermedio y medio), músculos posteriores (Los isquiotibiales, Bíceps femoral, Semimembranoso y otros músculos más) que trabajan en menor grado, pero son de vital importancia en la realización del ejercicio. En la figura 8 se observa los músculos que trabajan en la sentadilla.

La orientación principal de este entrenamiento es fortalecer el cuádriceps en su máxima excitación es decir en su punto máximo de activación (90° de flexión de la rodilla).

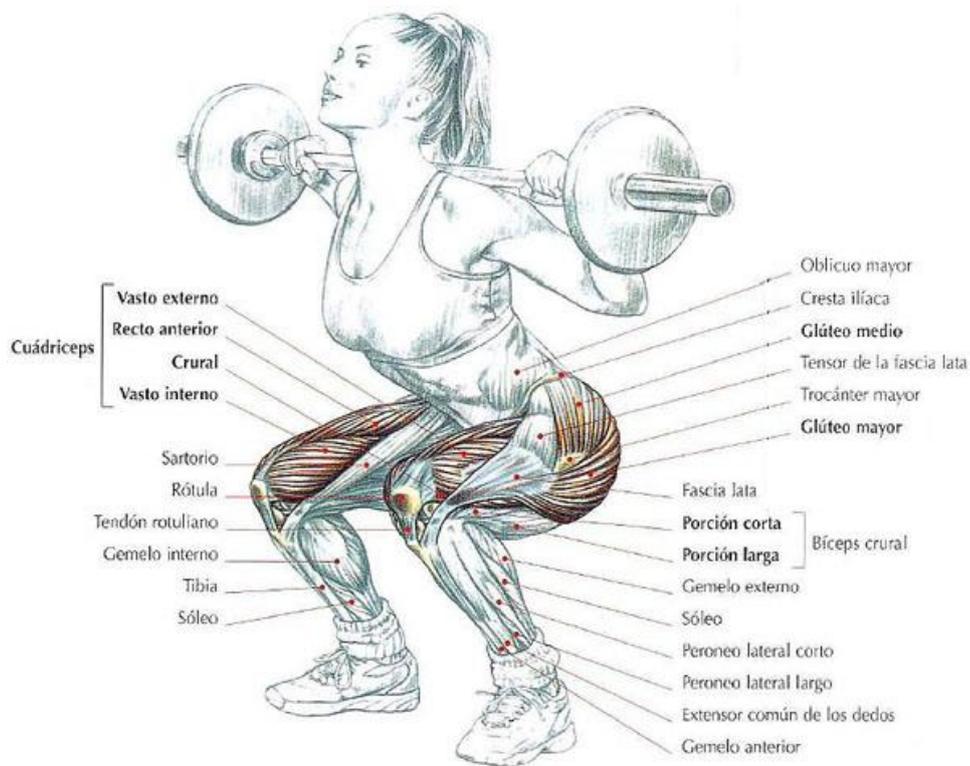


Figura 8. Musculatura que trabaja durante la sentadilla

Fuente: <https://travisport.wordpress.com/2014/02/11/sentadilla>

2.2.2. Técnica adecuada para la realización del ejercicio

García, ha considerado a la sentadilla como un ejercicio contraindicado, potencialmente lesivo y describe de forma puntual como es la técnica correcta para realizar una sentadilla.

- La cabeza debe ir alineada y nunca colgada hacia adelante o viendo hacia abajo pues esto favorece la pérdida de la vertical.
- La forma correcta de colocar las piernas y los pies es la siguiente: Las piernas van abiertas a la altura de los hombros y los pies deben ir paralelos; esto es para no dañar las rodillas.
- La posición correcta al bajar en la sentadilla es hasta simular que se está sentado o los muslos están paralelos al piso (García, 2009).

Todo lo descrito anteriormente como la técnica correcta para realizar la sentadilla tradicional se resume gráficamente en la figura 9.



Figura 9. Técnica correcta de realizar una sentadilla tradicional

Fuente: <https://javierchirinos.com/tipos-de-sentadillas-entrenamiento-de-piernas/>

2.2.3. Errores más comunes

Los errores más comunes de tren inferior que afectan a los deportistas al momento de realizar la sentadilla se resumen de la siguiente forma: Hiperflexionar las rodillas sobrepasando la línea vertical de la punta de los pies, otro error es sobrepasar los 90 grados de flexión de la rodilla y finalmente el error que se observa al finalizar las series de repeticiones es juntar las rodillas hacia el centro o flexionarlas hacia fuera.

2.3 Placas y sensores

Para el desarrollo del presente trabajo de titulación se está tomando muy en cuenta tanto lo que es hardware como software libre por las facilidades de desarrollo y bagaje de información existente.

2.3.1. Placas electrónicas

Una de las placas electrónicas de hardware y software libre que está despuntando en la actualidad es la del mundo de ARDUINO, tanto como por su compatibilidad de los sensores y los distintos tipos de Arduino existentes que se ajustan a las necesidades del desarrollador.

- ARDUINO

Arduino se le conoce como una plataforma de desarrollo de proyectos electrónicos basados en open source (código abierto), funda en hardware y software fáciles de usar y muy flexibles pensada para cualquier tipo de desarrollador sin discriminación alguna. El mundo de Arduino tiene la capacidad de receptar gran variedad de entradas por sus sensores y poder manipularlos de forma dinámica.

La gama de clasificación del Arduino es muy amplia por lo cual se tomará 2 tipos por cada nivel de clasificación dada por la página oficial de Arduino, resumidos en la tabla 1.

Tabla 1. Tipos de Arduino existentes en el mercado.

Clasificación de Arduino		
Modo de clasificación	Tipo	Característica
Nivel de Entrada	Uno	Arduino Uno es una placa de microcontrolador basada en ATmega328P. Tiene 14 pines digitales de entrada / salida (de los cuales 6 se pueden usar como salidas PWM), 6 entradas analógicas, un cristal de cuarzo de 16 MHz, una conexión USB.
	Leonardo	El Arduino Leonardo es un tablero de microcontroladores basado en el ATmega32u4 (hoja de datos). Tiene 20 pines digitales de entrada / salida (de los cuales 7 pueden usarse como salidas PWM y 12 como entradas analógicas), un oscilador de cristal de 16 MHz, una conexión micro USB.
Características mejoradas	Mega	El MEGA 2560 está diseñado para proyectos más complejos. Con 54 pines de E / S digitales, 16 entradas analógicas y un espacio más grande para su boceto
	Cero	Extensión del Arduino Uno
Internet de las Cosas	Ethernet	Un Arduino Uno que incorpora un controlador Ethernet WizNet W5100 TCP / IP
	Yun	Arduino YÚN es la placa perfecta para usar cuando se diseñan dispositivos conectados.
Educación	CTC 101	CTC 101 es un programa modular de STEAM que consta de más de 25 proyectos y experimentos fáciles de ensamblar
Usable	Lilypad Arduino Simple	LilyPad Arduino Simple está diseñado para e-textiles y proyectos wearables

Fuente: <https://www.arduino.cc/en/Main/Products>

Fuente: Autoría

2.3.2. Tipos de sensores para extracción de ángulos.

Antes de entrar de lleno a los sensores que sirven para extraer datos del movimiento de la pierna y ángulo de la articulación de la rodilla, se define como sensores según el German como, un dispositivo de entrada que provee una salida manipulable de la variable física medida (Germán, 2014). Los distintos sensores existentes pueden ser clasificados en base a su variable de medición y para cada una de las variables existen variedad de sensores que se ajustan a las necesidades del desarrollador.

El interés de extraer la medida del ángulo de la articulación de la rodilla es poder remplazar la forma tradicional de medir el ángulo de esta articulación con el goniómetro y digitalizar los datos para un posterior análisis de un experto en el área.

A continuación se describen de forma general algunos sensores que servirían para extraer el ángulo de la articulación (rodilla).

- Sensor de Flexión (Sensor Flex 4.5" o 2.2")

Sensor Flex o conocido como sensor de flexión produce una variabilidad de la resistencia de acuerdo con el grado de flexión (Doblado), convirtiendo la curvatura en diversos valores de resistividad eléctrica que va desde 10 a 50kOhms aproximadamente. Nótese en la figura 10 el sensor Flex. Compuesto por una sola tira resistiva flexible en una dirección (Artero, 2013).

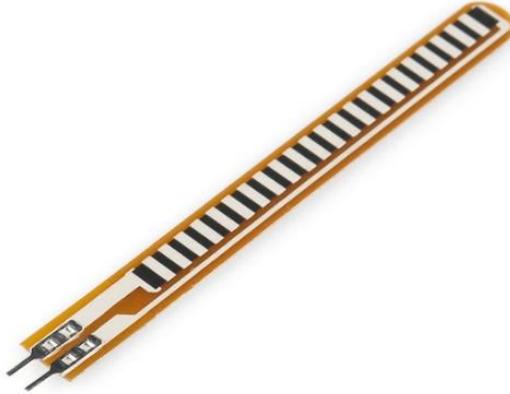


Figura 10. Flex sensor

Fuente: <https://www.sparkfun.com/products/10264>

Spectra Symbol: afirman que estos sensores se usaron en el guante original de Nintendo Power . Me encanta el Nintendo Power Glove

- Acelerómetro (ADXL335)

Los acelerómetros son de 3 ejes (X,Y,Z), es un elemento electrónico capaz de medir la aceleración ala que se está sometiendo en los tres ejes de forma independiente, permitiendo manipular y saber la dirección, magnitud de la aceleración media. Se pueden medir ángulos de una forma inexacta, basándose en la variación de velocidad con respecto al tiempo. La figura 11 muestra el acelerómetro MPU6050.

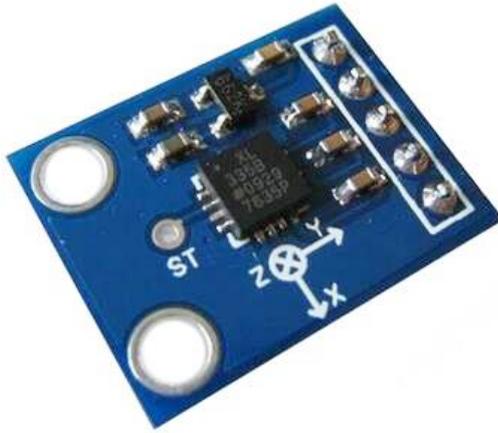


Figura 11. Acelerómetro (ADXL335)

Fuente: <https://alonsodub.wordpress.com/2012/09/18/adxl335-acelerometro-eje-x-y-z/>

- Giroscopio (MPU6050 GY-521 Giróscopo)

Los giroscopios son un tipo de sensor inercial que permite relacionar la rotación relativa con un voltaje (Germán, 2014).

Uno de los acelerómetros más usados dentro de la gama de Arduino es el GY-521 para detección de orientación, movimiento y posición espacial. El MPU-6050 tiene la peculiaridad de integrar en un solo chip el acelerómetro y el giroscopio además de un magnetómetro. Su voltaje de alimentación es de 3 a 5v DC. Obsérvese el chip Acelerómetro-giroscopio en la figura 12.

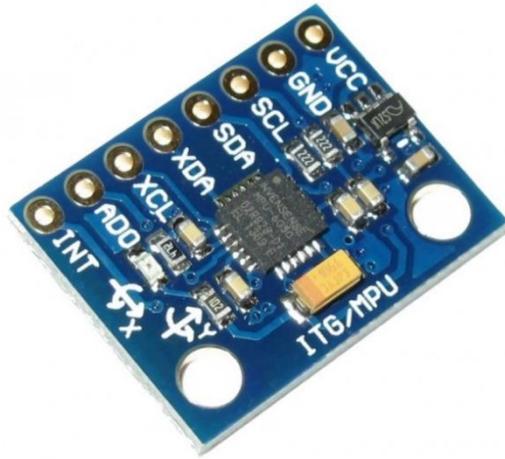


Figura 12. Acelerómetro-Giroscopio MPU-6050

Fuente: <https://www.prometec.net/producto/mpu-gy-521-acelerometro-giroscopo/>

2.3.3. Tipos de módulos para comunicación inalámbrica

Previo a ver los tipos de sensores que permiten la comunicación inalámbrica de un punto a otro es necesario tener claro su definición: la comunicación inalámbrica trata de un dispositivo vía radio que permite enviar y recibir datos para comunicarse con otros dispositivos dentro de un rango de transmisión (Martínez, 2009).

Los nodos de transmisión y recepción utilizan bandas reservadas internacionalmente para el uso no comercial de radio frecuencia electromagnética, teniendo en cuenta que, el uso de estas frecuencias está a disponibilidad del mundo sin necesidad de tener una licencia son completamente libres en el rango de potencia adecuada a transmitir.

Dos tipos de sensores para transmitir datos inalámbricamente son de gran variedad de los cuales se ha optado por analizar únicamente dos (bluetooth y transceptores).

- Transceptor 24L01

nRF24L01 es un transceptor de radio que trabaja en la banda de frecuencia de 2,4 – 2.5 GHz, básicamente el transceptor consiste en un sintetizador de frecuencia completamente integrado, un demodulador, modulador y un motor de protocolo. La

potencia OUTPUT (salida) puede ser modificada a través de su interfaz SPI con un consumo muy bajo de energía 9.0mA. Además, este modelo permite la comunicación simultanea hasta 6 dispositivos.

En la figura 13 se puede apreciar el módulo NRF24L1 con sus pines de conexión.

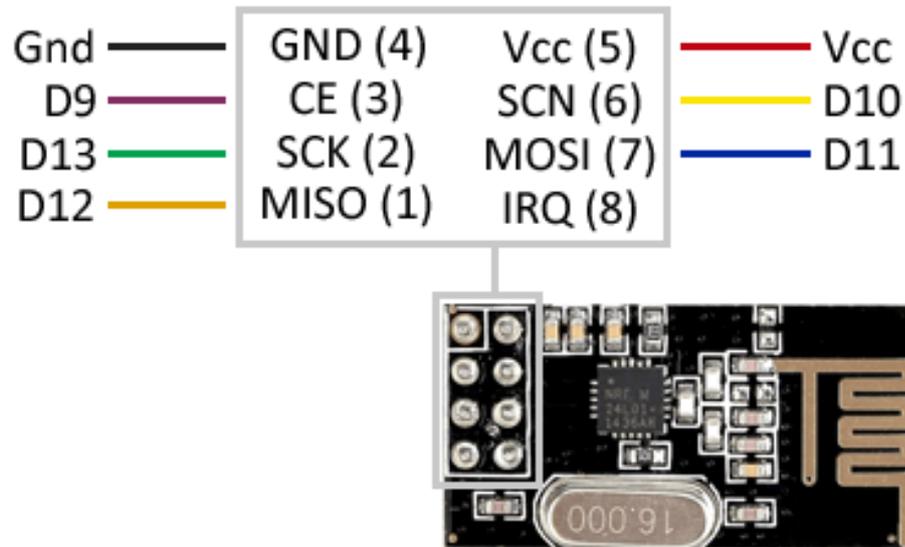


Figura 13. Modulo nRF24L01

Fuente: <https://www.luisllamas.es/comunicacion-inalambrica-a-2-4ghz-con-arduino-y-nrf24l01/>

-Bluetooth HC-05

La tecnología bluetooth es utilizada para Redes Inalámbricas de área corporal comúnmente conocido como WPAN, la frecuencia sobre la que trabaja este tipo de modulo es basada en la banda ISM de los 2,4 GHZ. La facilidad que ofrece este módulo es la interconexión inalámbrica entre varios dispositivos, permitiendo crear una pequeña red robusta no mayor a los 10m y es de bajo consumo energético. Apréciese en la figura 14, los módulos bluetooth para Arduino.

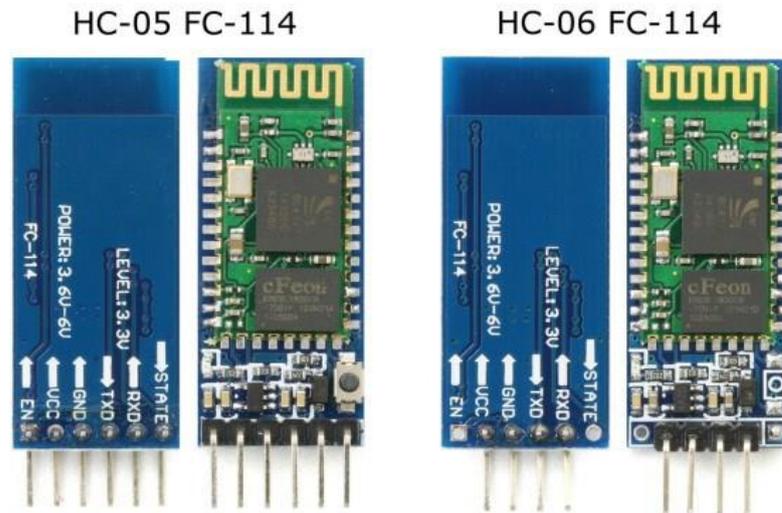


Figura 14. Módulos Bluetooth HC-05_HC-06(arduino)

Fuente: <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/tag/hc-05/>

2.4 Procesamiento de la señal y visualización (Software)

En la actualidad los datos generados día a día están aumentando exponencialmente (prácticamente los datos crecen exponencialmente), la digitalización de los datos que se generan al en la flexo-extención de la articulación de la rodilla durante la sentadilla, pueden ser de mucha ayuda para mejorar la toma de decisiones por el entrenador, siempre y cuando sean interpretados de una forma adecuada.

Para mayor entendimiento de los datos generados por los sensores es necesario hacer una visualización de los datos, pero esta visualización no es como la clásica estadística que se acostumbra a ver, al decir esto se refiere a un tipo de visualización artística para mejor entendimiento el experto (Entrenador).

Las visualizaciones de los datos se despuntan cada vez más y se popularizan a pasos agigantados por los múltiples beneficios como lo son: evitar el exceso de información, al ser los humanos seres visuales facilita la comprensión, al vivir en una sociedad se mejora la sociabilización del contenido.

2.4.1. Forma de tratamiento de los datos

Existen algunas formas de hacer tratamiento de los datos, esto dependerá de lo que se necesita hacer con ellos. Se podría imaginar, los datos sueltos generados no dirían nada y serían insignificantes, ya que para que los datos extraídos sean útiles deben ser interpretados o hacer que tengan una fácil lectura sin olvidar de ponerlo en contexto.

El tratamiento de la información(datos), para implementarlo en un prototipo de una forma adecuada dese seleccionarse los mejores datos para evitar sobrecargar al hardware durante el análisis de los datos he aquí la importancia de que un sistema debe contar con aprendizaje autónomo, Machine Learning (capacidad del sistema para aprender sin necesidad de la intervención humana).

2.4.1.1. Machine Learning (Aprendizaje autónomo)

Machine Learning (ML) o en el español aprendizaje autónomo, es una rama de la inteligencia artificial encargada de crear programas de software capaces de generalizar comportamientos a partir de datos recibidos (Contreras, 2016). El término aprendizaje autónomo se refiere a la detección automatizada de patrones de datos (Shalev & Shai, 2014). Ciertos patrones de datos son analizados para asociarlos un dato nuevo a uno ya existente y tomando una decisión. Los especialistas de ML mencionan dos formas de hacer un aprendizaje automático los cuales son mediante algoritmos ML de aprendizaje no supervisado y aprendizaje supervisado.

2.4.1.2. Aprendizaje no supervisado

El aprendizaje no supervisado hace referencia para un conjunto de datos desconocidos y además de antemano no se conoce los datos de salida.

2.4.1.3. Aprendizaje supervisado

El aprendizaje de ML supervisado es aquel que para un conjunto de datos de entrada se conoce de antemano los datos correctos de salida (Contreras, 2016). Consta de dos fases, una de entrenamiento y otra de pruebas.

Del conjunto de datos conocidos se divide entre un 60 a 70 % de los datos para que sean de entrenamiento mientras que el restante se lo toma para datos de test (validación del algoritmo).

Existen algunos métodos de aplicación para resolver problemas particulares entre ellos están: Regresión lineal (Predecir un valor), Support Vector Machine (SVM), K-NN, entre otros. A continuación, se explicará brevemente en que consiste estos dos últimos algoritmos de aprendizaje supervisado.

- K-NN (K-Nearest Neighbors)

K-Nearest Neighbor o en español regla de los k vecinos más cercanos es un algoritmo de supervisado de ML basado en criterios de vecindad. Este método de clasificación exige la definición de cierta distancia entre distintos elementos del espacio de representación (Sierra Araujo, 2006).

En si K-NN es un algoritmo simple que clasifica nuevos datos en función a un conjunto de datos de entrenamiento ya almacenados buscando su distancia más corta y asignándole a esa clase.

- Support Vector Machine (SVM)

El algoritmo de Maquinas de Vectores de Soporte (SVM-Support Vector Machine), es un método kernel más popular (Sierra Araujo, 2006). Se diferencia de los otros algoritmos de ML por la particularidad de no trabajar sobre la menor cantidad de errores sino por la mayor confiabilidad del algoritmo para predecir un nuevo dato sin errores.

2.4.2. Software para graficar los datos analizados

Antes de definir algún software para la ayuda de la visualización de los datos es necesario definirlo, la visualización es aquella disciplina que consiste en transformar los datos en información semántica, o crear herramientas para que el usuario complete por sí mismo dicho proceso (Alcalde, 2015). También es expresada la idea por dicho autor, que la visualización no es solo una forma de mostrar los datos, si no de analizarlos, explorarlos y contextualizarlos.

A continuación, se habla de software (Processing) que ayuda a la visualización de los datos de forma artística.

- Visualización de datos con Processing

Según la página oficial de processing se define este software como cuaderno de bocetos de software flexible y un lenguaje para codificación de contexto de las artes visuales. El software de procesamiento es gratuito y de código abierto, y se ejecuta en las plataformas Mac, Windows y GNU / Linux (Processing, 2001).

Processing funciona mediante lenguaje de programación abierta basado en Java, de fácil utilización y sirve tanto para la producción y proyectos como para la enseñanza de programación interactiva multimedia. Una de las metas de este software es interactuar como una herramienta para artistas, obsérvese su logo en la figura 15.



Figura 15. Logo de Processing

Fuente: <https://processing.org/download/>

Capítulo III. (Desarrollo Experimental)

En el presente capítulo se realiza el diseño y desarrollo experimental del trabajo de titulación basándose en la metodología del modelo en V juntamente con un breve estudio de los Stakeholders y un pequeño análisis de Benchmarking para seleccionar sensores por otro lado también se realizarán las pruebas pertinentes para comprobar la funcionalidad del proyecto. Cabe recalcar que el ejercicio sobre el cual se está trabajando es la Sentadilla Tradicional o también conocida como media sentadilla.

3.1 Situación Actual

La Universidad Técnica del Norte (UTN), data su historia como institución independiente desde 1987, en la actualidad es la institución líder en enseñanza superior en el Norte del país y avalada por el “Consejo de Evaluación, Acreditación Y Aseguramiento de La Calidad de la Educación Superior” (CEAACES) en categoría B. Para el desarrollo integral de los estudiantes de esta prestigiosa institución la UTN cuenta con una gran cantidad de servicios estudiantiles deportivos (gimnasio, canchas sintéticas, complejo acuático, estadio, polideportivo, entre otros).

La casona universitaria cuenta con un gimnasio en óptimas condiciones con más de 50 máquinas y varios espacios funcionales donde se realiza actividades deportivas (acondicionamiento físico, bailo-terapia, taekwondo, gimnasia, entre otros). Nótese en la figura 16 el gimnasio. El gimnasio UTN es considerado como un laboratorio para todos los deportistas, Andino acota que el escenario deportivo “tiene especificaciones que ni siquiera el gimnasio de la Federación Deportiva de Imbabura (FDI) los tiene” (Quisoboni, 2014), otra de las características es que cuenta con varios implementos para realizar investigación científica como las mediciones antropométricas, habilidad y esfuerzo físico. En las circunstancias actuales este

escenario brinda sus servicios a más de 500 personas diariamente, entre ellos deportistas del Club Deportivo (Fisicoculturismo), carreras de educación física, entrenamiento deportivo, todas las disciplinas deportivas y comunidad que desea mejorar la calidad de vida (Vásquez , 2014). La infraestructura y equipamiento del gimnasio de la Universidad Técnica del Norte se puede observar en la figura 16.



Figura 16. Espacio del Gimnasio UTN

Fuente: Adaptada y recuperada de: <https://sites.google.com/site/utnserviciosparauniversitarios/servicios-universitarios/gimnasio>

El club de fisicoculturismo dirigido por Javier LLumiyinga (entrenador) es el que se encuentra permanente integrado al gimnasio, haciendo uso de todas las maquinas existentes, una de las secciones más utilizadas para trabajar la musculatura del tren inferior son la de sentadillas con barra libre y la sentadilla Smith. Tanto la sentadilla con barra libre como la Smith tienen sus espacios respectivos para realizar el ejercicio, obsérvese la figura 17.



Figura 17. Sentadilla smith vs sentadilla con barra libre

Fuente: <http://www.saludfisicamentalyespiritual.com/2015/11/sentadilla-libre-o-en-maquina-smith.html>

El enfoque de estudio es la sentadilla tradicional con barra libre (media sentadilla), para realizar esta sentadilla dentro del gimnasio se toma muchas consideraciones para no lesionarse: no sobrepasar la puna de los pies con la rodilla, no doblar la articulación de la rodilla más de 90° y para el control la forma correcta de realizar el ejercicio siempre una persona o el entrenador esta junto con el deportista para tratar de prevenir posibles lesiones informándole de las fallas comunes que está realizando para que corrija su postura.

Este trabajo de titulación está basado en la digitalización del movimiento de la rodilla durante el ejercicio y prevenir posibles lesiones además de ayudar al experto a tomar una mejor decisión sobre sus técnicas y formas de entrenamiento.

3.2 Metodología del modelo en V y Stakeholders

Con frecuencia la elección de un modelo o procedimiento a seguir para realizar un proyecto se ajusta a las necesidades y objetividad de este, así como, a la experticia y experiencia del

desarrollador del sistema. En función de las características del proyecto el objetivo de marco de apoyo a la decisión es proporcionar el proceso que más se adecue a ello.

Una metodología ágil que ayuda a desarrollar proyectos basados en software es el V-model o modelo en v. La metodología de desarrollo de software modelo en V se basa en el modelo Waterfall pero tiene diferencias significativas. El modelo V incluye una forma más completa de verificación y validación (Itamar Sharon, 2010).

La metodología en V consta de algunos procesos para desarrollarse el proyecto de forma estratégica, en uno de esos procesos la utilidad de los Stakeholders basados en la norma IEEE 29148 es de suma importancia para entender lo que realmente necesita el sistema para seguir posteriormente con claridad a los demás procesos.

3.2.1 Etapas del modelo en v

Las fases del modelo en V tienen una estructura compacta donde en cada etapa se pueden establecer una serie de objetivos, tareas y actividades que lo caracterizan (Cantone, 2006). En la figura 18 de detallan cada etapa del V-model.

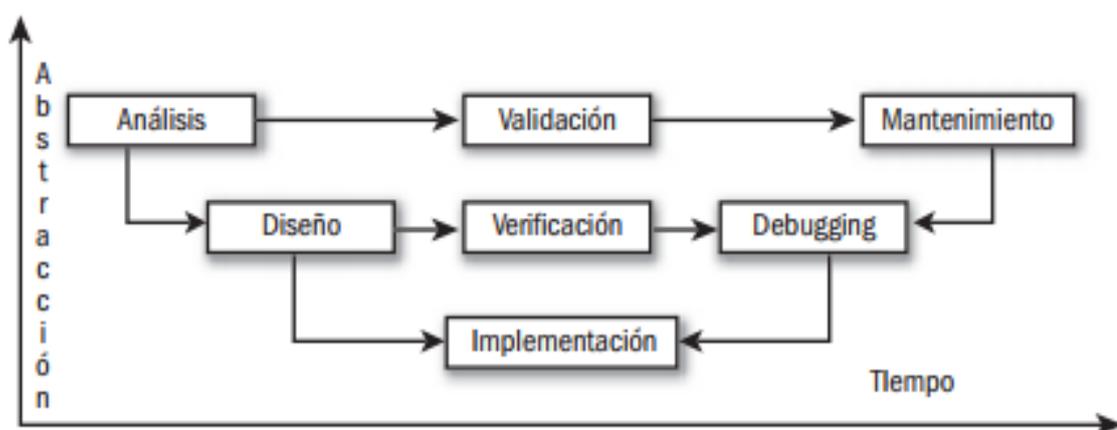


Figura 18. Fases del modelo en V

Fuente: (Cantone, 2006)

El modelo en V empieza por la etapa de Análisis, seguido de una etapa de diseño y para completar el lado izquierdo del modelo se concluye con la Implementación. El lado derecho del modelo es para la sección de test donde se encuentra el Debugging con verificación y Mantenimiento con validación.

3.2.1.1 Estudio de los Stakeholders

Los Stakeholders corresponde una parte fundamental ya que son los entes que participan tanto de forma directa como indirecta para el desarrollo del prototipo, rigen ciertos parámetros que debe cumplir el sistema al igual que expectativas y deseos, cumpliendo una función interdisciplinaria para la solución integral para el desarrollo del proyecto.

El propósito de definición de los Stakeholders es definir los requerimientos para que un sistema pueda brindar los servicios que necesita el usuario o partes interesadas o mejor dicho las clases de personas interesadas en el sistema, sin deslindarse del objetivo del sistema. Para el desarrollo del presente proyecto se cuentan con los entes implicados de stakeholders, listados en la tabla 2.

Tabla 2. Lista de stakeholders

Lista Stakeholders	
#	Entes Stakeholders
1.	Universidad Técnica del Norte
2.	Estudiantes/Docentes que acuden al Gimnasio UTN
3.	Integrantes del Club Fisicoculturismo
4.	Javier Llumiyinga (Instructor del Gimnasio)
5.	Lizandro Maldonado (Desarrollador del Proyecto)

Fuente: Autoría

Para solventar las necesidades y problemas existentes se plantea los requerimientos de stakeholders, sistema y hardware (arquitectura), brindando una solución integral cubriendo con las necesidades del usuario y funcionalidad del sistema.

3.2.1.2 Análisis de requerimientos Stakeholders

El sistema debe satisfacer al usuario con sus necesidades y expectativas, por ello se lista ciertos requerimientos del usuario para ser analizados de acuerdo con su prioridad (alta, media, baja), considerándose como prioridad alta un parámetro indispensable que desea el usuario dentro del prototipo y como prioridad baja un parámetro que puede o no ser tomado en cuenta para su inclusión. En la tabla 3 se puede observar los requerimientos stakeholders.

3.2.1.3 Encuesta de requerimientos

Esta encuesta va dirigida a los integrantes del club de físico culturismo de Universidad Técnica del Norte y a las personas que concurren con regularidad al gimnasio-UTN, con la finalidad de levantar información sobre los requerimientos que el usuario desea que estén en el sistema ya que están son las personas que más realizan sentadillas dentro del gimnasio de manera exhaustiva. El objetivo de realizar la encuesta es enfocar todos los requerimientos que debe cumplir el sistema para satisfacer las necesidades, problemas del deportista de la casona universitaria.

La encuesta consta de cinco preguntas las cuales son de opción múltiple donde el deportista puede seleccionar la opción que mejor le convenga. Se puede observar el formato de la encuesta juntamente con su tabulación en el Anexo 5.

- **Tamaño de la muestra**

El cálculo del tamaño de la muestra representa al número de personas a cuál se aplicará la encuesta para que tenga validez. Mediante la siguiente formula se determina el tamaño de la muestra.

$$n = \frac{N\sigma^2Z^2}{(N-1)e^2 + \sigma^2Z^2}$$

Ecuación 1. Cálculo de tamaño de muestra

Fuente: <https://www.questionpro.com/blog/es/como-determinar-el-tamano-de-una-muestra/>

Donde:

n= tamaño de la muestra

N= tamaño de la población

Z= nivel de confianza. Su valor es una constante, por ejemplo: niveles de confianza de (99 % = 2.58; 95% = 1.96). Estos valores son calculados en tablas de área de curva normal (Aguilar, 2005). Escoger estos valores es de criterio del encuestador.

e= error muestral (va desde 1% hasta 9%)

σ = Desviación estándar de la población, generalmente es de un valor contante 0.5.

- **Parámetros Utilizados para sacar el tamaño de muestra de la encuesta de requerimientos del usuario.**

La elección de los valores Z,e, σ están basados en la tabla de distribución normal del Anexo 12.

N= 60 (Deportistas del Club de Físico Culturismo UTN)

Z= 1.96

e= 0.09

σ =0.5

$$n = \frac{(60)(0.5)^2(1.96)^2}{(60 - 1)0.09^2 + (0.5)^2(1.96)^2} = 40.6$$

El tamaño de muestra según la fórmula establecida con anterioridad es de 41 deportistas que acuden al gimnasio de la UTN especialmente los integrantes del club de físico culturismo de la misma institución.

3.2.1.4 Conclusión de la encuesta

Según la encuesta realizada en el gimnasio de la Universidad Técnica del Norte a los deportistas, se determinó los requerimientos del usuario que son de prioridad alta y que deben constar en el sistema para satisfacer de una forma idónea con sus necesidades. Los requerimientos extraídos son mostrados en la tabla número 3 en la sección de requerimientos de usuarios. Se puede analizar la tabulación de la encuesta en el Anexo 5.

Tabla 3. Requerimientos stakeholders (StRS)

StSR		
REQUERIMIENTOS DE STAKEHOLDERS		
#	REQUERIMIENTO	PRIORIDAD
		Alta Me dia Baja
REQUERIMIENTOS OPERACIONALES		
StRS 1	Encender el sistema y esperar un tiempo para que se compile el programa de funcionamiento	x
StRS 2	Ubicarse en el lugar destinado para realizar sentadilla con barra libre junto con el sistema	x
StRS 3	El dispositivo debe colocarse en la rodilla derecha	x
REQUERIMIENTOS DE USUARIOS		
StRS 4	Colocarse una rodillera que contenga el sistema	x
StRS 5	Alerta sonora y vibratoria para prevención de lesiones	x
StRS 6	Visualización del movimiento de las piernas	x

Fuente: Autoría

3.2.2 Requerimientos Funcionales del sistema

Al hablar de requerimientos funcionales del sistema, se hace referencia al comportamiento de este y su función particular desde la forma de uso hasta el requerimiento físico. Seguidamente, en la tabla 4 se listan todos los requerimientos funcionales necesarios a inmiscuirse en el sistema.

Tabla 4. Requerimientos Funcionales (SySR)

SySR					
REQUERIMIENTOS FUNCIONALES					
#	REQUERIMIENTO	PRIORIDAD			RELACION
		Alta	Media	Baja	
REQUERIMIENTO DE USO					
SyRS 1	Conexión del sistema embebido con su fuente de alimentación para encendido del sistema	x			StRS 1
SyRS 2	Conexión del sistema con el computador para visualización de los datos de forma artística	x			
StRS 3	Ponerse el sistema en la rodilla derecha	x			StRS 3
REQUERIMIENTO DE PERFORMANCE					
SyRS 4	Activación de la alarma cuando de se determine mala ejecución del ejercicio	x			StRS 5
SyRS 5	Replica del movimiento campado por los sensores hacia la pantalla de visualización del computador	x			StRS 6
SyRS 6	Determinación de ángulo incorrecto de la articulación de la rodilla y su posición durante el movimiento de flexo-extensión de la sentadilla	x			StRS 5
REQUERIMIENTO DE ESTADOS (MODOS)					
SyRS 7	Evaluación de todos los parámetros de los sensores cuando se termine la ejecución de una sentadilla	x			
SyRS 8	El sistema debe volver a su estado inicial cuando el deportista no haga ninguna flexo-extensión de la rodilla.	x			
REQUERIMIENTOS FÍSICOS					
SyRS 9	Integración de sensor Flex a una rodillera	x			StRS 3
SyRS 10	Integración de sensor inercial a una rodillera	x			StRS 3

Fuente: Autoría

3.2.3 Requerimientos Arquitectónicos (Hardware)

El propósito de los requerimientos de arquitectura es particionar las funciones del sistema basándose en los requerimientos de los usuarios, se refiere a los componentes del sistema electrónico que se usará de acuerdo con las características del sistema. A continuación, se listan los requerimientos de arquitectura en la tabla 5.

Tabla 5. Requerimientos de funciones (SRSH-Arquitectónico)

SRSH					
REQUERIMIENTOS DE FUNCIONES					
#	REQUERIMIENTO	PRIORIDAD			RELACION
		Alta	Media	Baja	
REQUERIMIENTOS LÓGICOS					
SRSH 1	El sensor Flex debe estar calibrado de acuerdo con el rango de movimiento de la articulación de la rodilla	x			SyRS 6 SyRS 7
SRSH 2	El sensor inercial debe calibrarse para el rango de movimiento de abducción y aducción de la rodilla	x			SyRS 6 SyRS 7
SRSH 3	Mediante algorismos se debe replicar el movimiento del deportista en la pantalla de visualización	x			SyRS 5
SRSH 4	Se activará una alarma sonora de acuerdo con los datos extraídos de los sensores	x			SyRS 4
REQUERIMIENTO DE DISEÑO					
SRSH 5	Los sensores debes ser colocados en una rodillera	x			StRS 3
SRSH 6	Para la conexión del sistema al computador debe usarse un cable alargado de datos para trasmitir los datos del sistema	x			StRS 2
SRSH 7	Los cables en la rodillera debes ubicarse de forma estratégica para no incomodar al deportista	x			
REQUERIMIENTO DE HARDWARE					
SRSH 8	Sistema embebido compatible con processig	x			SyRS 2
SRSH 9	Entradas y salidas analógica y/o digitales para los sensores y actuadores (Chicharra)	x			
SRSH 10	Permia manejar distintos tipos de sensores a la vez	x			
REQUERIMIENTOS DE SOFTWARE					
SRSH 11	Sistema Operativo y lenguaje de programación de código abierto	x			

SRSR 12	Compatibilidad entre código de los sensores con la plataforma de visualización y su programación	x	SRSR 8
SRSR 13	Compatibilidad con el sistema embebido escogido	x	SRSR 8
REQUERIMIENTOS ELÉCTRICOS			
SRSR 13	Fuente de alimentación del sistema	x	SyRS 1
SRSR 14	Conexión GND y VCC para los sensores	x	
SRSR 15	Resistencias para calibrar sensores (Sensor Flex)	x	

Fuente: Autoría

3.2.4 Benchmarking (Selección de hardware y software)

Para realizar el proceso de Benchmarking, primeramente, de debe seleccionar las variables que se van a medir, los factores de evaluación. Estos factores y variables se determinaron en el capítulo 2.1.5 a través de la biomecánica durante el ejercicio de la sentadilla.

El parámetro que evaluarse es el Angulo femorotibial, la posición de la rodilla con respecto a la punta del pie, y la abertura entre rodillas. De esta manera se obtienen los tipos de sensores que mejor se adapten a esos parámetros.

Una vez conocido los parámetros a evaluar se realiza un alista de sensores que pueden servir para extraer el valor de esa variable, basándose en su datasheet para extraer las características principales de cada sensor. No obstante, a la característica funcional del sensor se realiza el criterio de selección basándose en la disponibilidad del mercado, y costo del sensor.

3.2.4.1 Hardware

El hardware dentro de un proyecto electrónico es imprescindible con a la ausencia del hardware el proyecto se quedaría simplemente en papel: Se denomina hardware al conjunto de elementos materiales de los sistemas electrónicos, tiene una existencia física (se puede “tocar”) (González, González, & Gómez-Arribas, 2013).

El hardware que utilizarse en el desarrollo del sistema está basado en hardware libre por los múltiples beneficios que ofrece para proyectos electrónicos y su compatibilidad con software libre. El hardware que se incluir en el prototipado es principalmente la placa del sistema embebido, los sensores, actuadores, etc.

3.2.4.2 Sensores

Los sensores son dispositivos hardware que producen una respuesta medible ante un cambio físico, como puede ser temperatura o presión (Fernández, y otros, 2009), no obstante, los sensores miden gran cantidad de variables físicas dependiendo del tipo de sensor a utilizarse.

Las señales físicas como por ejemplo el movimiento de una articulación son detectadas por el sensor y generalmente transformada en señales eléctricas para su mejor provecho.

En el Capítulo II, se describió de forma general de los distintos tipos de sensores para extracción de datos en el movimiento de la articulación de la rodilla, entre ellos se encuentran los sensores de resistividad generada durante la flexión, acelerómetros y giroscopios. A continuación, se presenta cada uno de estos sensores con sus características. Un análisis de los distintos tipos de sensores se resume en la elección del sensor que mas de adecue a las características del proyecto.

SENSOR FLEX 4.5"

Este tipo de sensor es caracterizado por ser una resistencia variable la cual aumenta a medida que el cuerpo del componente se dobla, en tan solo este movimiento se tiene muchas característica y aplicaciones, entre ellos están: medida de desplazamiento de ángulo, dobla y flexión con el dispositivo, robótica, dispositivos médicos, terapia física, entre otros.

Los sensores Flex están disponibles en dos tamaños (4.5" y 2.2"). Al mantenerse planos los sensores tendrán una resistencia de 30khms, a medida que se va doblando (se dobla en una sola dirección como se muestra en la figura 19 la resistencia aumenta hasta llegar a 70Khms en un ángulo de 90°.

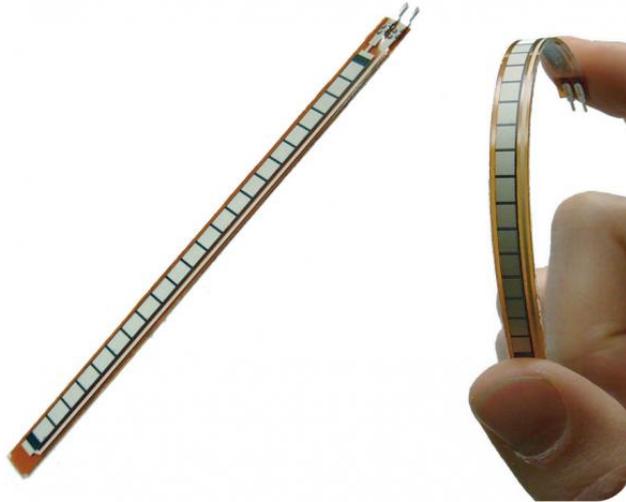


Figura 19. Dirección de flexión del SENSOR-FLEX

Fuente: Datasheet del Sensor flex : https://learn.sparkfun.com/tutorials/flex-sensor-hookup-guide?_ga=2.214494929.792155643.1513983043-714116449.1511833130

Al combinar el sensor de flexión con una resistencia estática se crea un divisor de voltaje, es decir, se puede producir un voltaje variable que pueda leerse mediante un convertidor analógico-digital del microcontrolador. En la figura 20, claramente se puede observar el circuito básico del Flex-Sensor mostrando en si la conformación del divisor de voltaje.

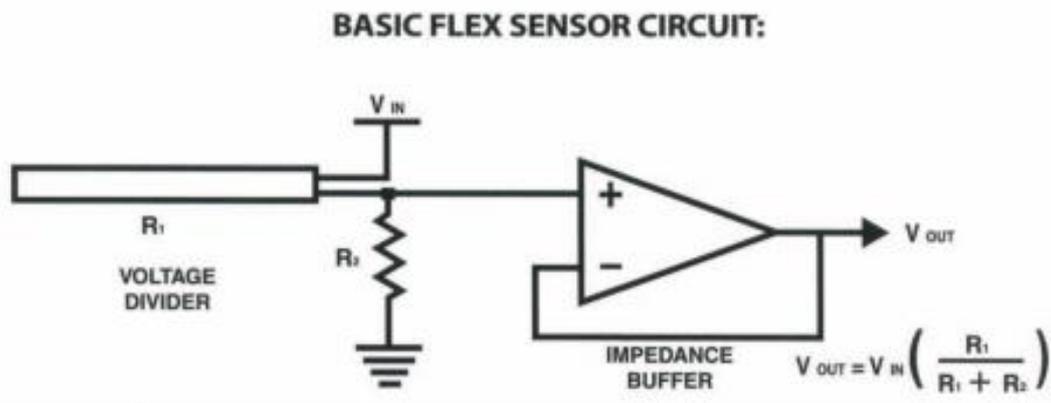


Figura 20. Circuito básico del Flex-Sensor

Fuente: Datasheet del Flex-sensor, recuperado de <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/FLEXSENSORREVA1.pdf>

Las especificaciones técnicas del sensor de resistividad se detallan en la tabla 6.

Tabla 6. Especificaciones técnicas del Flex-Sensor 4.5"

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	
Voltaje operativo:	3 a 5 v en DC
Resistencia plana:	10 K ohmios
Tolerancia de resistencia:	± 30%
Banda de rango de resistencia (Rango de medición):	60K a 110K ohmios
Potencia operativa:	0.50 watts continuos a 1 watts pico
Temperatura:	-35 ° C a + 80 ° C
Ciclo de vida:	> 1 millón
Fiabilidad:	Alta

Fuente: Adaptada del Datasheet del Flex-sensor (Autoría)

BI-DIRECTIONAL FLEXIBLE BEND SENSOR

Este es el único sensor flexible el cual cambia su resistencia cuando es extendido o flexionado en ambas direcciones. Es un flex-sensor con una resistencia nominal que va de 20 a 50 K ohmios. En la figura 21 se observa el sensor bidireccional flexible. Su característica de doblarse a los dos lados es excepcional permitiendo tener una aplicabilidad más avanzada como: medir movimiento mecánico, el flujo de agua, o incluso la vibración.



Figura 21. BI-DIRECTIONAL FLEXIBLE BEND SENSOR

Fuente: <https://www.robotshop.com/uk/3-bidirectional-flexible-bend-sensor.html>

Cundo el sensor es doblado en una direcci3n gradualmente incrementa su resistividad por lo contrario cuando el sensor es doblado en otra direcci3n du resistividad decrece gradualmente. Se puede observar la funcionalidad del sensor bidireccional en la figura 22.

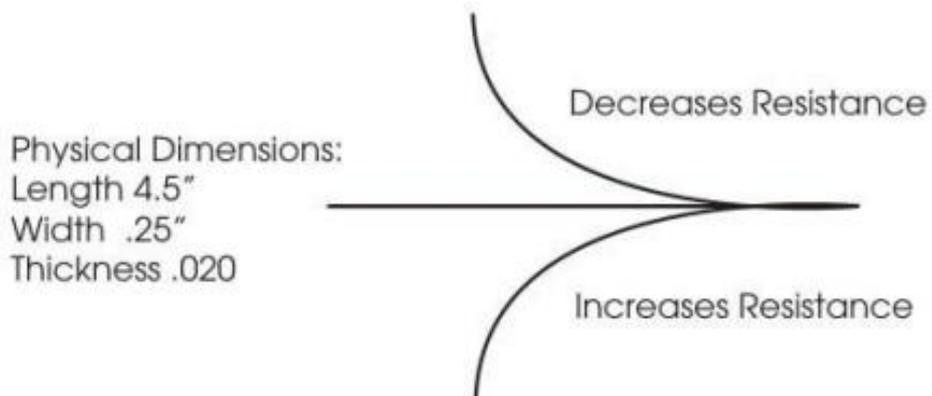


Figura 22. Funcionamiento del sensor flex bidireccional

Fuente: <http://edge.rit.edu/edge/P10010/public/PDF/Jan%20-%20Flex%20Sensor%20Combined.pdf>

La especificaci3n t3cnica del sensor bidireccional se observa en la tabla 7.

Tabla 7. Especificaciones técnicas de Sensor Bidireccional Flexible

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	
Voltaje operativo:	3 a 5 v en DC
Pines de conexión:	3
Tolerancia de resistencia:	$\pm 30\%$
Banda de rango de resistencia (Rango de medición):	20K a 50K ohmios
Potencia operativa:	0.50 watts continuos a 1 watts pico
Temperatura:	-45 ° C a + 125 ° C
Ciclo de vida:	> 1 millón hasta 35 millones
Fiabilidad:	Alta

Fuente: Adaptado de Datasheet de Bi-Directional Flexible Sensor y recuperado de:

<http://edge.rit.edu/edge/P10010/public/PDF/Jan%20-%20Flex%20Sensor%20Combined.pdf>

InFlect FLEX SENSOR

El principio de funcionamiento es igual a los dos sensores de flexión anteriores, usa la nano tecnología y es basado en carbono con la finalidad de ofrecer una respuesta altamente sensible y en tiempo real a diferentes ángulos de flexión. Obsérvese el sensor de flexión InFlect en la figura 23.



Figura 23. InFlect Flex-Sensor

Fuente: Datasheet de Inflect Flex sensor recuperado de <https://www.brewerscience.com/wp-content/uploads/2015/06/Flex-Data-Sheet-1.pdf>

Entre los múltiples beneficios que brinda este sensor se encuentran: previene fallas del equipo con monitoreo en tiempo real, facilidad de conectividad con otros sistemas electrónicos, entre otros. Robótica, monitoreo de flujo, detección de vibración, IoT y wearables son algunas de las aplicaciones que se destacan en este sensor INFLECT.

La relación de los datos entre la resistencia de salida y el ángulo de flexión muestreado por el señor Inflect se puede observar con claridad en la figura 24.

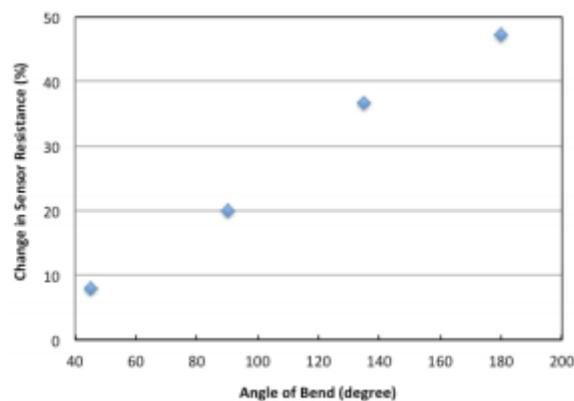


Figura 24. Resistencia de salida vs ángulo de flexión

Fuente: Datasheet de Inflect Flex sensor

En la tabla 8 se detallan las características técnicas del sensor mencionado anteriormente.

Tabla 8. Especificaciones técnicas (InFlect Flex-Sensor)

Parameter	Performance	Unit
Flat resistance value (25°C)	200	kΩ
Resistance tolerance	±20	%
Bend sensitivity	±0.3	%/°bend
Linearity (-180° to 180°)	> 98	%
Temperature sensitivity (20°C to 100°C)	< 2500	ppm
Strain resolution	0.001	%
Moisture sensitivity (25% to 85% RH, 25°C)	0.063	% Δ Ω / % Δ RH
Lifetime (± 30° bend)	> 1 million	cycles
Operating temperature	-20 to 85	°C
Operating humidity	0 to 85	% RH

Fuente: <https://www.brewerscience.com/wp-content/uploads/2015/06/Flex-Data-Sheet-1.pdf>

MPU6050 (Acelerómetro Giróscopo)

El sensor MPU 6050 contiene un acelerómetro MEMS y un giroscopio MEMS en un solo chip. Es un sensor muy preciso ya que contienen un convertor análogo digital de 16 bits para cada canal (x,y,x) y tomar los valores al mismo tiempo. La aplicabilidad del MPU es inmensa entre ellas se encuentran, los juegos y aplicaciones basados en movimiento, controles de los juegos portables, sensores portátiles para la salud, el ejercicio y deporte.

La tecnología con la que es creado este sensor inercial permite trabajar con bajos consumos de energía y bajar potencias lo que lo hace ideal para aplicaciones portables.

En la parte izquierda del sensor, como se muestra en la figura 25 se puede observar la distribución de los pines para conexión con el Arduino.



Figura 25. MPU-6050 GY-521

Fuente: <https://playground.arduino.cc/Main/MPU-6050>

La comunicación de todos los registros del sensor se realiza utilizando I²C a 400 Khz o SPI a 1 Mhz. El diagrama de sincronización del bus I²C se observa en la figura 26.

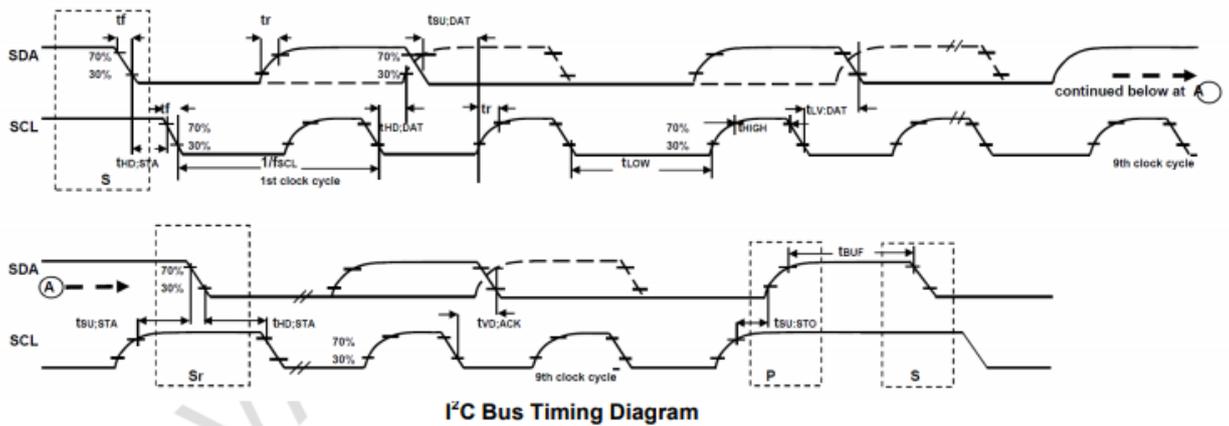


Figura 26. Diagrama de sincronización de bus I²C (Cx con arduino)

Fuente: Datasheet MPU 6050

El MPU 6050 presenta tres conversores análogo-digital de 16 bits (ADC) para digitalizar los datos del giroscopio y tres ADC de 16 bits para digitalizar las salidas del acelerómetro. Para un seguimiento de precisión tanto rápido como lento de los movimientos las piezas cuentan con un rango de escala completa de giroscopio programable por el usuario de ± 250 , ± 500 , ± 1000 , y ± 2000 ° / seg (dps) y un rango de escala completa del acelerómetro programable por el usuario de $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ y $\pm 16g$. Obsérvese los detalles técnicos del sensor en la tabla 9.

Tabla 9. Especificaciones técnicas (MPU 6050)

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	
Voltaje operativo:	3 a 5 v en DC
Corriente operativa (giroscopio):	3.6mA (Reserva 5 μ A)
Escala programable de giroscopio	± 250 , ± 500 , ± 1000 y ± 2000 ° / seg
ADC	3 para giroscopio y 3 para acelerómetro (muestreo simultaneo)
Corriente operativa (acelerómetro):	500 μ A
Escala programable de acelerómetro	$\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ y $\pm 16g$
Sincronización	$\pm 1\%$ variación de frecuencia en el rango de temperatura
Entradas de reloj Externas	32.768kHz o 19.2MHz
Temperatura	-40 a +85
Fiabilidad:	Alta

Fuente: Basado en Datasheet MPU 6050

ADXL335 (Acelerómetro)

ADXL335 es un tipo de acelerómetro MEMS de triple eje con un nivel elevado de bajo ruido y consumo de energía. Es un tipo de sensor analógico que completa la medición de la aceleración de los ejes en un rango de $\pm 3g$ como mínimo. Gracias a las técnicas innovadoras que posee este acelerómetro aseguran un alto rendimiento sin utilizar un circuito adicional para compensación de la temperatura.

Las características técnicas del sensor se encuentran detalladas en la tabla 10, si se desea ver a profundidad todos los datos del sensor diríjase al Datasheet ADXL335.

Tabla 10. Especificaciones técnicas (ADXL335)

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	
Voltaje operativo	1.8 a 3.6 v en DC
Corriente operativa	350μA)
Rango de medición	± 3 g (mínimo)
ADC	3 (muestreo simultaneo)
Ancho de banda (BW)	0.5 Hz a 1.5kHz (x,y)
	0.5 Hz a 550Hz (z)
Temperatura	-40°C a +85°C
Fiabilidad	Alta

Fuente: Adaptado de Datasheet ADXL335 y recuperado de

<https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/SMD/adxl335.pdf>

3.2.4.3 Selección de Sensores

Para realizar la selección de los sensores idóneos para el trabajo de titulación se realiza una tabla comparativa entre ellos mediante Benchmark. Seguidamente, en la tabla 11 se observa la comparativa entre los sensores de flexión acorde a algunos parámetros.

- Tabla comparativa de sensores de flexión

Tabla 11. Análisis comparativo de sensores de flexión

PARÁMETROS	ANÁLISIS COMPARATIVO DE SENSORES DE FLEXIÓN		
	SENSOR FLEX 4.5"	BI- DIRECTIONAL FLEXIBLE BEND SENSOR	InFlect FLEX SENSOR
Fiabilidad	Alta	Alta	Alta
Tolerancia resistiva	± 30%	± 30%	± 20%
Ciclo de vida	> 1 millón	> 1 millón	> 1 millón
Sensibilidad de temperatura	-35 ° C a 80 ° C	-45 ° C a 125 ° C	-20 ° C a 85° C
Disponibilidad	Quito	España (Amazon)	España (Amazon)
Precio	21 \$	\$30	\$35

Fuente: Autoría

La elección del tipo de sensor en un tanto crítica ya que todos los tres tipos de sensores cumplen con las características necesarias para extraer el Angulo de flexo-extensión de la rodilla, sin embargo, tanto el sensor Bi-direccional felxible bend sensor y el InFlect Flex Sensor tienen características gran nivel y sensibilidad, estos dos tipos de sensores a pesar de tener una alta fiabilidad, un ciclo de vida alto, la disponibilidad juega un papel importante ya que estos no se encuentran dentro del país.

De acuerdo con la tabla comparativa (Tabla 11), el sensor más optimo es el Flex Sensor 4.5" porque cumple con todas las características, se puede adquirir en la ciudad de Quito mediante Servientrega vía mercado libre a un precio estimado de 21\$ y al tener un alto grado de fiabilidad hace que este sensor sea el óptimo para extracción de datos el movimiento de articulación de la rodilla y su compatibilidad con Arduino.

- Tabla comparativa de sensores inerciales

Tabla 12. Análisis comparativo de sensores Inerciales

ANÁLISIS COMPARATIVO DE SENSORES INERCIALES		
PARÁMETROS	SENSORES	
	MPU 6050	ADXL335
Fiabilidad	Alta	Alta
Rango de medición	$\pm 250, \pm 500, \pm 1000$ y $\pm 2000^\circ / \text{seg}$	$\pm 3\text{g}$ (mínimo)
Consumo	bajo	bajo
Sensibilidad de temperatura	-40°C a $+85^\circ \text{C}$	-40°C a $+85^\circ \text{C}$
Disponibilidad	Ibarra	Quito
Precio	10 \$	\$10

Fuente: Autoría

Los sensores inerciales son extremadamente buenos para digitalizar los datos sobre el movimiento de una articulación, entre los dos sensores MPU 6050 (giroscopio) y ADXL335 (acelerómetro) fundados en la tabla comparativa 12 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.

3.2.4.4 Módulos de comunicación inalámbrica

Los módulos de transmisión inalámbrica son de gran importancia dentro del proyecto ya que de estos dependerá la entrega fiable de los datos de un extremo otro. A continuación, se realiza la elección del módulo de transmisión y para ellos presentan las características técnicas del Transceptor NRF24L01 y Bluetooth HC-05.

- Transceptor NRF24L01

El NRF trabaja en una banda de frecuencia entre 2.4GHz y 2.5Ghz, el módulo trae integrado un transceptor RF (transmisor, Receptor). La velocidad de transmisión es configurable entre 250KBPS, 1MBPS, y 2Mbps, permitiendo comunicación simultánea con 6 dispositivos a larga distancia.

El voltaje de alimentación va desde 1.9 v a 3.6v en DC, sin embargo, los pines de datos son resistentes a 5v DC. La corriente de consumo eléctrico cuando el dispositivo está en Stand By es bajo mientras que el consumo en envío y recepción de los datos es de 15mA.

El funcionamiento del transceptor se resume en la figura 27 tanto para la transmisión como recepción de los datos (paquetes). Se utiliza el Packet Identity y CRC, cada paquete contiene un campo PID de dos bits. Para transmitir cada paquete el PID se incrementa. En el receptor, PID es utilizado para detectar un nuevo dato, si el dato es igual al anterior se realiza una corrección de errores comparando los dos datos y si estos son iguales se conserva el dato más actual y el otro es borrado. PID es indispensable ya que al trabajar con microcontroladores el espacio de almacenamiento es muy escaso y hay que aprovecharlo al máximo.

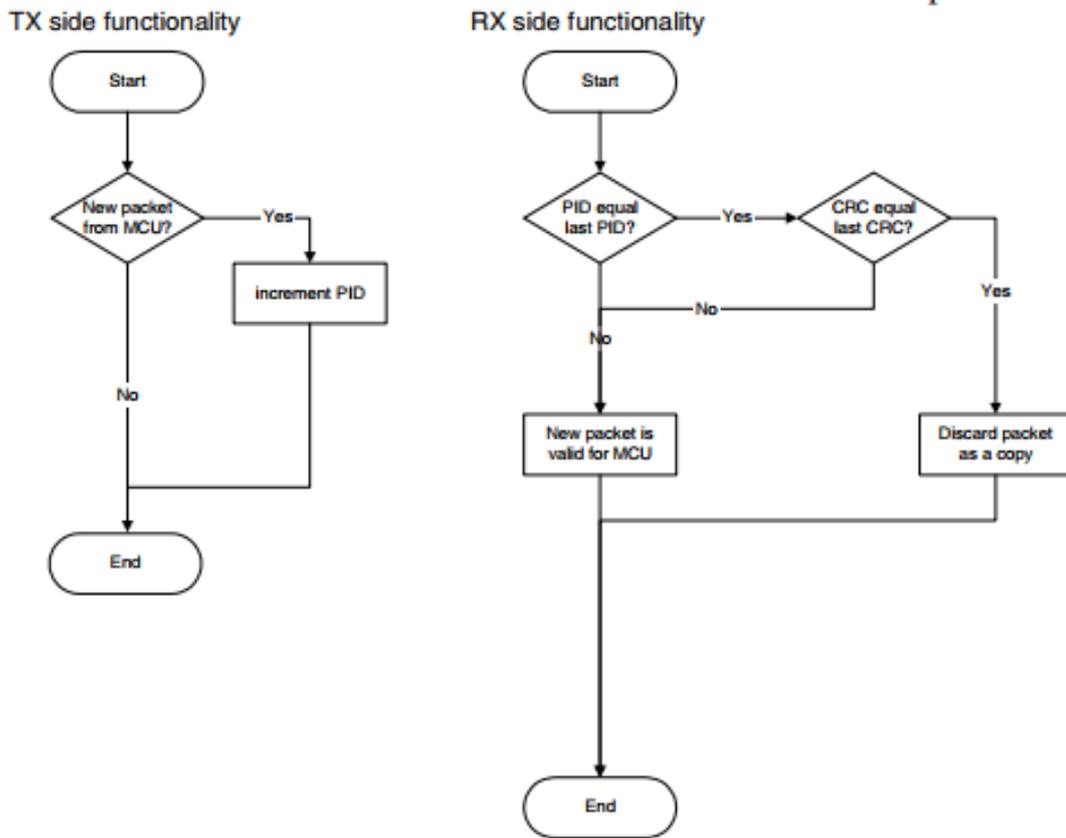


Figura 27. Generación y detección PID

Fuente: Datasheet nRF24L01

Una de las configuraciones básicas del nRF24L01 es el de estrella, en la figura 28 se puede apreciar una conexión típica en estrella interconectando 6 dispositivos hacia un único nodo central.

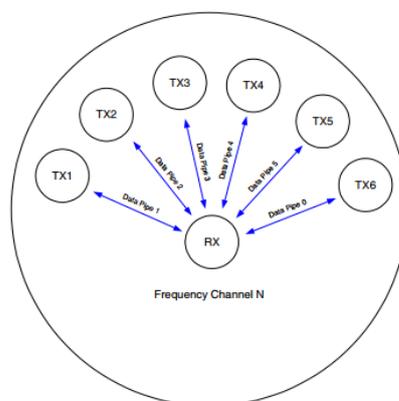


Figura 28. nRF24L01 en configuración de estrella

Fuente: Datasheet de nRF24L01

Las características técnicas del transceptor se listan en la tabla 13, donde se encuentran detalladas desde el voltaje operativo, velocidad de transmisión hasta la fiabilidad en una topología de red estable(robusta).

Tabla 13.Especificaciones técnicas (nRF24L01)

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	
Voltaje operativo:	1.9 a 3.6 v en DC
Corriente operativa (TX):	11.3 mA
Corriente operativa (RX)	12.3 mA
Interfaz digital	SPI velocidad 0-8 Mbps
Potencia de máxima de salida	0dBm
Velocidad de transmisión máxima	2000Kbps
Sincronización	±1% variación de frecuencia en el rango de temperatura
Sensibilidad	-85 bBm
Temperatura	-40 a +85 °C
Fiabilidad:	Alta

Fuente: Adaptada de Datasheet nRF24L01

- Bluetooth HC-05

El módulo HC-05 es un módulo que usa Bluetooth SPP (Protocolo de puerto serie), su uso no es complejo y está diseñado para simular una conexión serial inalámbrica transparente.

Una de las aplicaciones más interesantes que presenta el módulo HC-05 es la conectividad entre dispositivos. Puede interconectar 7 dispositivos con la configuración de esclavo, un esclavo puede conectarse únicamente solo a un máster, mientras que un máster puede tener asociados a él, hasta 7 esclavos. Obsérvese en la figura 29 la conexión máster esclavo del módulo bluetooth.

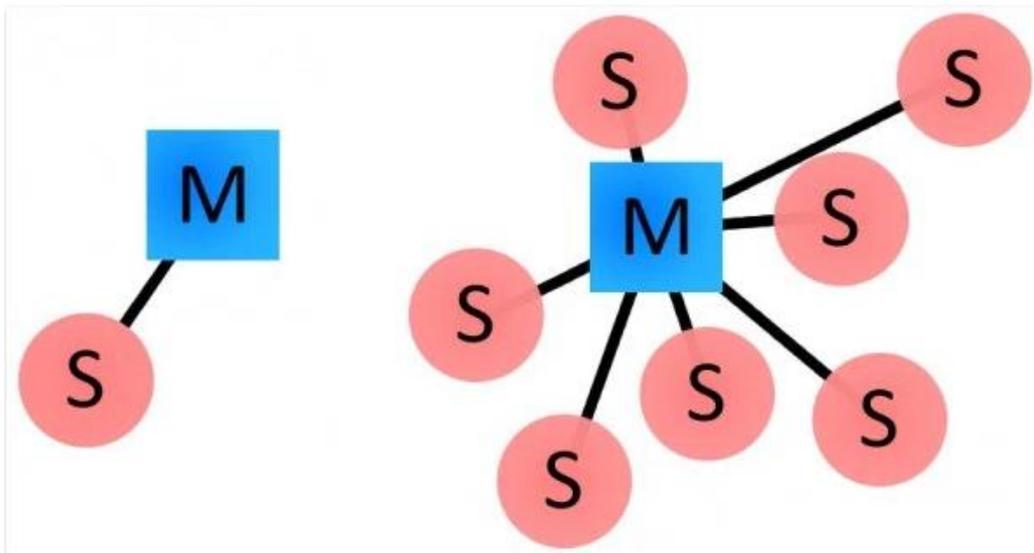


Figura 29. Topología Mater-Esclavo

Fuente: <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/tag/hc-05/>

Utiliza modulación de 3Mbps con transceptor de 2.4Ghz. En la tabla 14 se listan todas las características técnicas el módulo bluetooth HC-05.

Tabla 14. Características técnicas HC-05

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	
Voltaje operativo:	1.8 a 3.6 v en DC
Defaul Baud rate	9600
Frecuencia	2.4 GHz
Potencia de transmisión	+4dBm
Velocidad de transmisión máxima	3Mbps
Sincronización	±1% variación de frecuencia en el rango de temperatura
Sensibilidad	-80 bBm
Temperatura	-40 a +85 °C
Fiabilidad:	Alta

Fuente: Adaptado de datasheet HC-05

-Selección de módulo de transmisión inalámbrica

Tabla 15. Análisis comparativo de módulos de Cx Inalámbrica

ANÁLISIS COMPARATIVO DE MODULOS INALÁMBRICOS		
PARÁMETROS	Módulos	
	NRF24L01	HC-05
Fiabilidad	Alta	Media
Sensibilidad	-85dBm	-80Bm
Frecuencia de trabajo	2.4 GHz	2.4GHz
Consumo	bajo	bajo
Sensibilidad de temperatura	-40 ° C a +85 ° C	-40 ° C a +85 ° C
Disponibilidad	Ibarra	Ibarra
Precio	5 \$	\$8

Fuente: Autoría

El módulo de transmisión inalámbrica del proyecto es uno de los factores claves para que este se desarrolle con normalidad, la fiabilidad de la entrega de información debe ser alta. En base al análisis comparativo de la tabla 15, de los módulos nrf24l01 y el bluetooth HC-05, se realiza la selección del NRF24l01 por ser el que cumple con todas las características que necesita el sistema a de más de un bajo coste, consumo de energía y su alcance de transmisión de mayor distancia.

3.2.4.5 Señal preventiva /Alarma

La función de cualquier sistema de alarma es proteger a los grupos humanos (individuos) en peligro, de lesiones y daños (Mileti, 1989). Señal preventiva o alarma en el trabajo de titulación es una advertencia que tendrá el deportista al momento de realizar mal la sentadilla, es decir, hacer uso de una técnica inadecuada para realizar mencionado ejercicio. El objetivo de la señal preventiva es emitir un sonido alertando al deportista que corre riesgo de lesionarse las rodillas.

El zumbador, conocido por su terminología en inglés como buzzer es un transductor electroacústico que produce sonido (continuo, intermitente) dependiendo de su configuración. La señal preventiva se interpretará dentro del sistema como un sonido emitido por un zumbador que en la tabla 16 se describe sus características técnicas.

Tabla 16. Especificaciones técnicas del zumbador (sistema de alarma)

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	
Voltaje operativo	3 a 20 v en DC
Corriente operativa	18mA máx
Nivel acústico	85dB a 9V DC / 20 cm min
Frecuencia	3800 ± 500 hz
Temperatura	-20°C a +65°C
Fiabilidad	Alta

Fuente: Adaptado de <http://www.ondaradio.es/Portals/0/img/marcas/Ariston/Catalogo%202007.pdf>

3.2.4.6 Selección de Placa (Sistema Embebido)

La elección del sistema embebido que se utilizara para el desarrollo del proyecto se lo realiza haciendo un análisis de las placas electrónicas listadas en la tabla 1 (Arduino UNO, Arduino nano, Arduino LilyPad), basándose en los requerimientos de Hardware de la tabla 5, referente a los requerimientos de arquitectura. En la tabla 17 se realiza un análisis en base a los requerimientos arquitectónicos del sistema para elección de la placa (Sistema Embebido).

Para la valoración se empleará el uso del número “1” indicando que cumple con ese requerimiento, y se empleará el número “0” cuando no cumpla con el requerimiento.

Tabla 17. Elección de Sistema Embebido

REQUERIMIENTOS	HARDWARE		
	Arduino Uno	Arduino Nano	Lylipad
SRSH 8	1	1	1
SRSH 9	1	1	1
SRSH 10	1	1	1
SRSH 5	0	0	1
VALORACIÓN	3	3	4
TOTAL			

Elección: El hardware idóneo según los requerimientos del sistema es el Lylipad, no obstante, según como se vaya realizando el diseño del prototipo se puede emplear el Arduino nano.

Fuente: Autoría

En base a los requerimientos del sistema el hardware que se encuentran definidos en los stakeholders y la tabla comparativa 17, el sistema embebido ideal para realizar el prototipo es el Arduino Lylipad, ya que cumple con todas las características necesarias y compatibilidad con el sistema de visualización artística de los datos. Otra opción que se puede tomar en cuenta el transcurso del diseño es el uso del Arduino nano.

3.2.4.7 Elección de software de Visualización

La selección de software hace referencia a la plataforma de visualización y representación de los datos, se ha decidido trabajar con processing por los múltiples beneficios y características frente a otras plataformas de visualización como, Visual Basic, Java, etc. Las características se listan en la tabla 18.

Processing es un software de visualización gratuito y es ideal para representación de los datos artísticamente es decir que en esta plataforma de visualización se podrá realizar las gráficas deseadas a través de la utilización de los sensores mencionados anteriormente sea el flex sensor o el giroscopio.

La particularidad que tiene Processing es que fundamentalmente trabaja con dos métodos en su entorno de desarrollo, el método inicial es, `setup()`, se ejecuta cuando la aplicación comienza. El segundo, `draw()`, se invoca una y otra vez desde el inicio de la aplicación hasta que sea cerrado el programa. El entorno de desarrollo de Processing IDE se muestra en la figura 30, apréciese los distintos botones para el funcionamiento y manipulación con letras rojas.

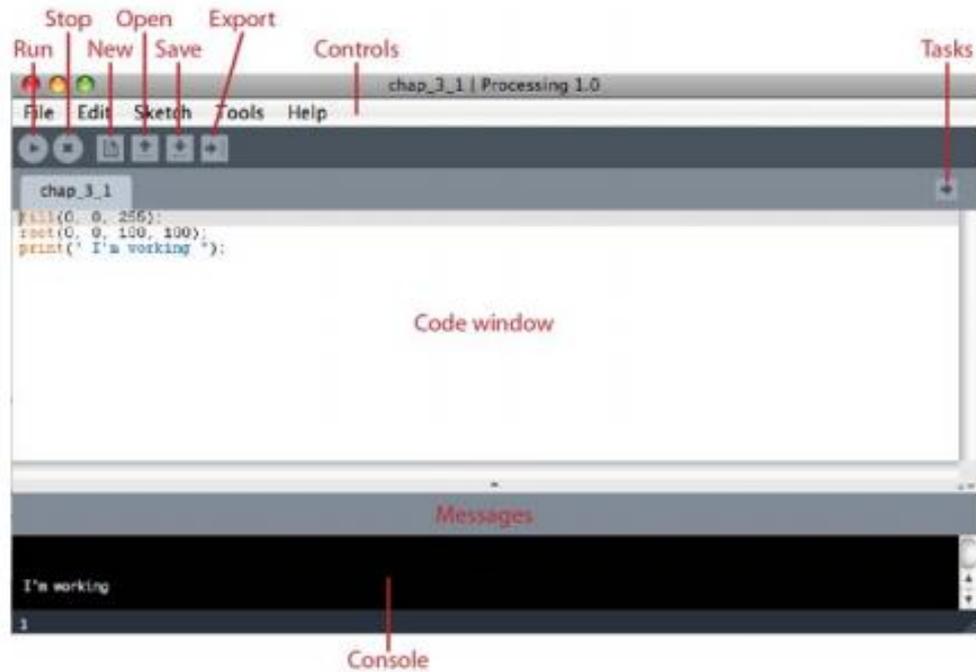


Figura 30. Processing IDE

Fuente: [http://electronicas.lapiedrahita.com/wp-](http://electronicas.lapiedrahita.com/wp-content/uploads/2014/08/programming_interactivity_2nd_edition.pdf)

[content/uploads/2014/08/programming_interactivity_2nd_edition.pdf](http://electronicas.lapiedrahita.com/wp-content/uploads/2014/08/programming_interactivity_2nd_edition.pdf)

Las características más representativas e importantes de Processing se listan en la tabla 18.

Tabla 18. Características esenciales de Processing

Características de Processing	
N.	Especialidad
1.	Aplicaciones graficas interactivas
2.	Basado en código abierto (Software libre)
3.	Aplicación Java
4.	Tiene opción de aplicaciones en línea mediante la web
5.	Compatibilidad con HTML
6.	Incluye entorno de desarrollo integrado IDE
7.	Aplicación de procesamiento en el escritorio
8.	Ideal para representación de los datos a través de sensores
6.	Compatibilidad con Arduino
7.	Dibujos en 2 y 3 dimensiones
8.	Otras especialidades más.

Fuente: Recuperado y basado Programming Interactivity (Noble, 2012)

3.3 Diseño

El proceso de diseño básicamente comprende una forma estructurada de representar el funcionamiento del sistema y los procesos que se llevan a cabo hasta desarrollar la programación del sistema. Los aspectos fundamentales que se toman en cuenta en el diseño del sistema son: la evaluación del ángulo femorotibial de la articulación de la rodilla a través de sensores y establecer parámetros de medición de la articulación de la rodilla para identificar los errores más comunes presentes en el ejercicio de sentadilla y posteriormente poder visualizar la información de una forma artística.

Se toma en cuenta tanto el uso de hardware libre como software libre, por la compatibilidad que se tiene, la libertad de programar y usar los dispositivos libremente sin restricciones o regulaciones legales.

Para el diseño completo del sistema se divide en dos procesos, el primero como diseño de hardware y el segundo como diseño de software que se refiere a la parte de visualización del sistema.

3.3.1 Diagrama de Bloques

Mediante el diagrama de bloques se representa todo el proceso interno global del sistema(KNEETION), donde constan donde constan sus etapas y su tipo de conexión entre sí.

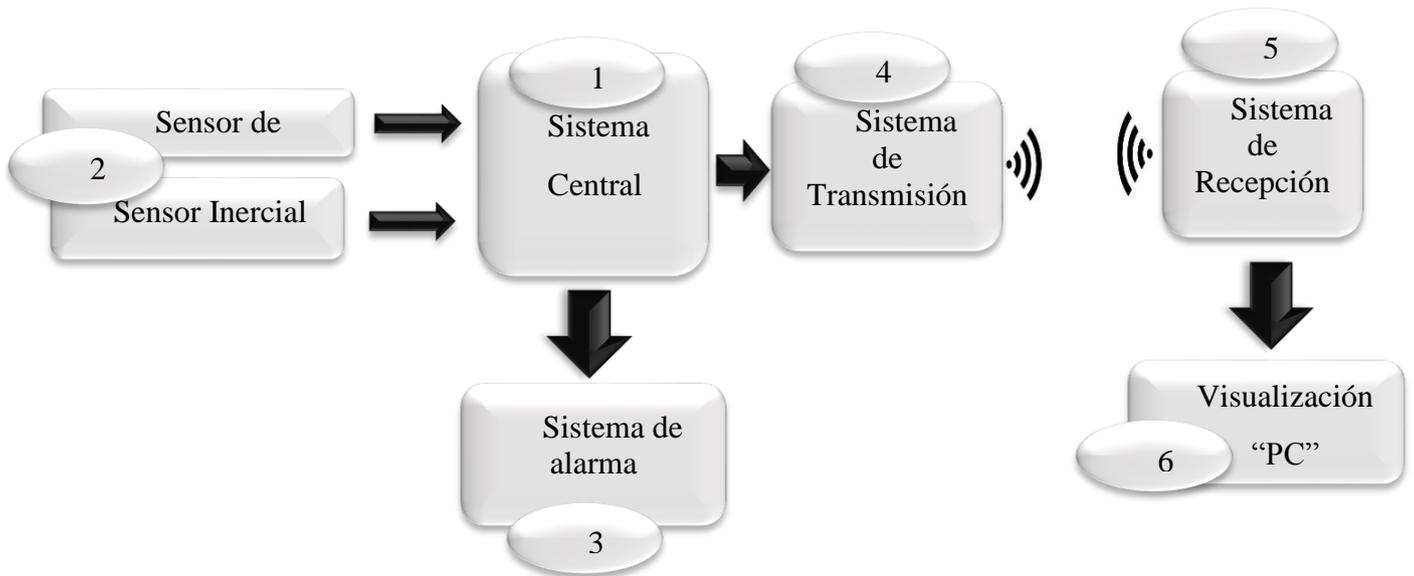


Figura 31. Diagrama de Bloques de KNEETION

Fuente: Autoría

El funcionamiento del sistema detallado por el diagrama de bloques en la figura 31 costa básicamente de seis etapas definidas de la siguiente manera, tomando en cuenta que las cuatro primeras etapas corresponden a la fase de diseño de hardware del sistema y las dos últimas fases al diseño de software del sistema que es la visualización.

Etapa1. La etapa 1 es la parte central del sistema el cual donde se encuentra el microcontrolador y es el cerebro del sistema. Se encarga de todo el procesamiento de los datos(ML) y la toma de decisión si en algún caso lo requiera.

Etapa 2. En esta etapa se realiza la recolección de los datos procedentes del movimiento de la articulación de la rodilla (flexo-extensión), a través del sensor Flex para extracción del ángulo femorotibial y mediante el sensor inercial (MPU 6050) para extraer la posición de la rodilla con

respecto a la punta del pie y abertura entre rodillas. Todos los datos de la etapa dos son enviados a la Etapa 1.

Etapa 3. Previo a la interpretación de los datos en la etapa 1, aquí se acciona el sistema de alarma para prevenir lesiones al deportista, alertándolo de forma sonora.

Etapa 4. La transmisión de los datos a la etapa 5 es de forma inalámbrica a través de los sensores NRF 24I01, de aquí se enviarán todos los datos adquiridos por los sensores.

Etapa 5. En esta etapa empieza la parte de visualización de los datos, los cuales son receptados por el NRF 24I01 desde la etapa 4.

Etapa 6. Para finalizar con el funcionamiento del sistema se concluye con la etapa de visualización que interpreta los datos receptados en la etapa 5 y se visualiza de forma artística emulando el movimiento de las piernas del deportista en tiempo real mediante el computador.

3.3.1.1 Diagrama de flujo de proceso del sistema

Para realizar la evaluación del movimiento de la articulación de la rodilla en el ejercicio de la sentadilla con barra libre tradicional se debe extraer los datos del movimiento de la articulación tanto de la parte del fémur como de la tibia y peroné. Los datos proporcionados por el movimiento de la articulación son evaluados bajo parámetros que determinan si una sentadilla está bien o mal ejecutada para activar un sistema de alarma, posteriormente los datos deben ser tratados y transmitidos de forma inalámbrica hacia el sistema de visualización de los datos, donde serán interpretados de forma artística. El detallado del funcionamiento del programa se puede mirar en la figura 32 a través del diagrama de flujo del sistema central (SC-KNEETION).

Nótese en la figura 32, que el desarrollo del sistema de forma integral está formado por sus sistemas, un subsistema es el de evaluación del ángulo femorotibial, subsistema de evaluación de posicionamiento de las piernas a través del sensor inercial, el sistema de alarma, subsistema

de transmisión de datos, subsistema de recepción de datos y finalmente el sistema de visualización de los datos. Cada uno de estos subsistemas tiene una lógica de ejecución que se detallara en el transcurso del desarrollo del proyecto tanto en hardware como software.

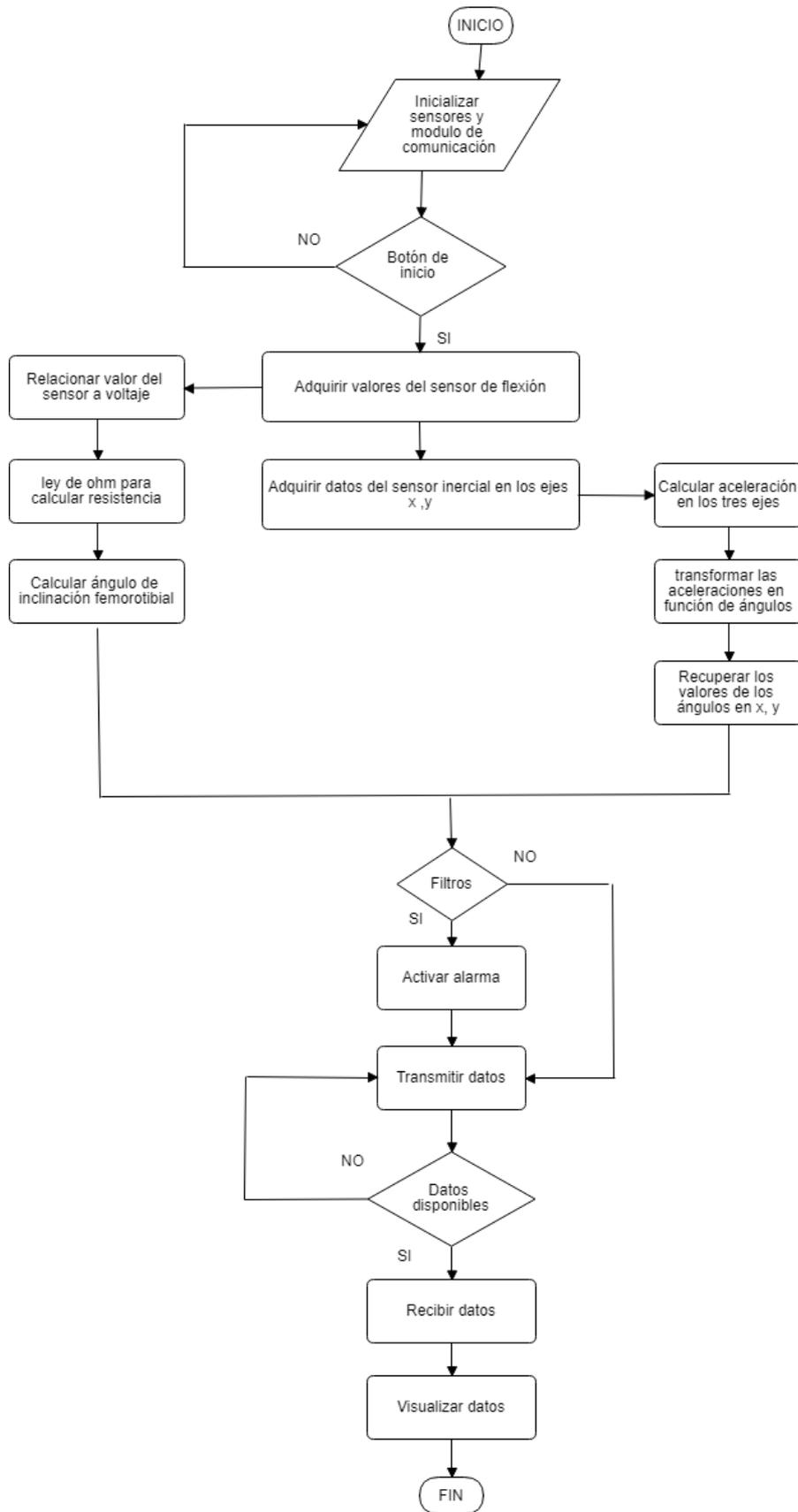


Figura 32. Diagrama de Flujo de Proceso de KNEETION

Fuente: Autoría

3.3.2 Diseño de Hardware (SC-KNEETION)

En el diseño de hardware se tomará en cuenta soluciones de hardware libre por la facilidad de programación en sistemas embebidos de Arduino y compatibilidad con software libre para la visualización. A continuación, se detallará las configuraciones detalladas del hardware y su acoplamiento entre sí. En esta sección se diseñará las 4 primeras etapas del sistema. Obsérvese las etapas en la figura 31.

3.3.3.1 Evaluación del ángulo femorotibial (Etapa 2)

La Etapa 2 del sistema KNEETION inicia con la evaluación del ángulo femorotibial trata del ángulo formado por la articulación de la rodilla, dentro del ejercicio se media sentadilla este ángulo será evaluado mientras se produzca el flexo extensión de las piernas. Nótese en la figura 33 el ángulo a evaluar no obstante en la figura 7 se encuentra detallado los grados de flexión de la articulación durante la sentadilla mediante un estudio biomecánico del ejercicio.

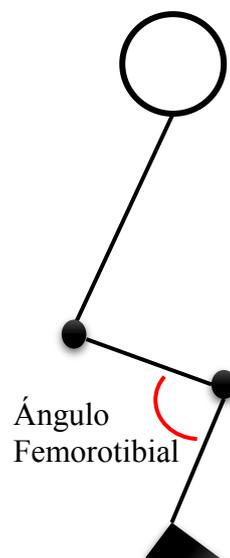


Figura 33. Ángulo femorotibial (Bosquejo)

Fuente: Autoría

Mediante el uso de un sensor flex se puede extraer el ángulo de la articulación de la rodilla, el cual asocia un grado de resistividad a un ángulo determinado. Para que el sensor de flexión

funciones correctamente de acuerdo con las necesidades del sistema debe ser conectado junto a otra resistencia como divisor de voltaje.

El circuito básico de divisor de voltaje se muestra en la figura 34, donde básicamente está formado por dos resistencias conectadas en serie R1 y R2. Dichas resistencias están alimentadas con un voltaje inicial (Vin) de donde se obtendrá una fracción de ese voltaje en Vout (voltaje de salida)

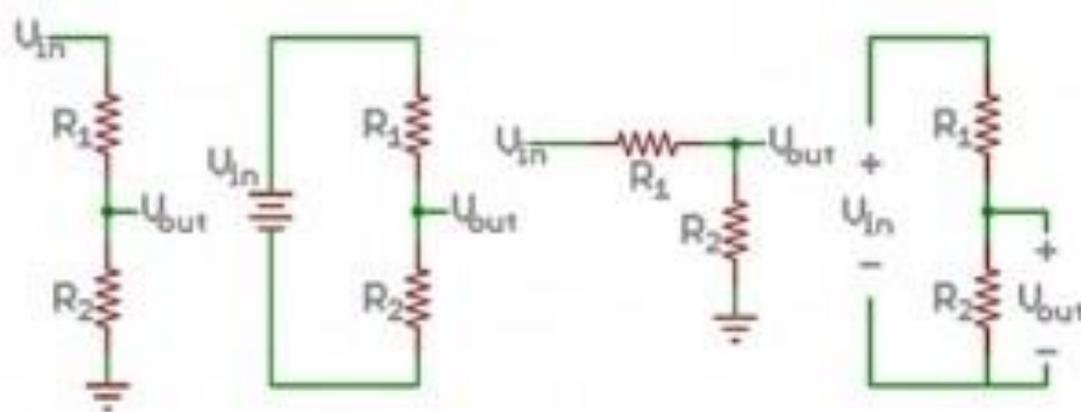


Figura 34. Ejemplo de divisores de voltaje

Fuente: https://www.5hertz.com/index.php?route=tutoriales/tutorial&tutorial_id=11

La ecuación básica de divisor de voltaje se puede apreciar en la Ecuación 2. Donde Vout es directamente proporcional al voltaje inicial por la relación entre las resistencias (R2 y R1).

$$V_{out} = V_{in} \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2}$$

Ecuación 2. Ecuación Básica de divisor de voltaje

Fuente: (Hayt, 2007)

Diagrama de conexión del sensor de flexión (Sensor Flex 4.5")

El diagrama de conexionado del sensor de flexión se realiza basándose en la teoría de divisor de voltaje. Apréciase la conexión del Sensor Flex al Arduino nano de la figura 35 juntamente con sus pines de conexión.

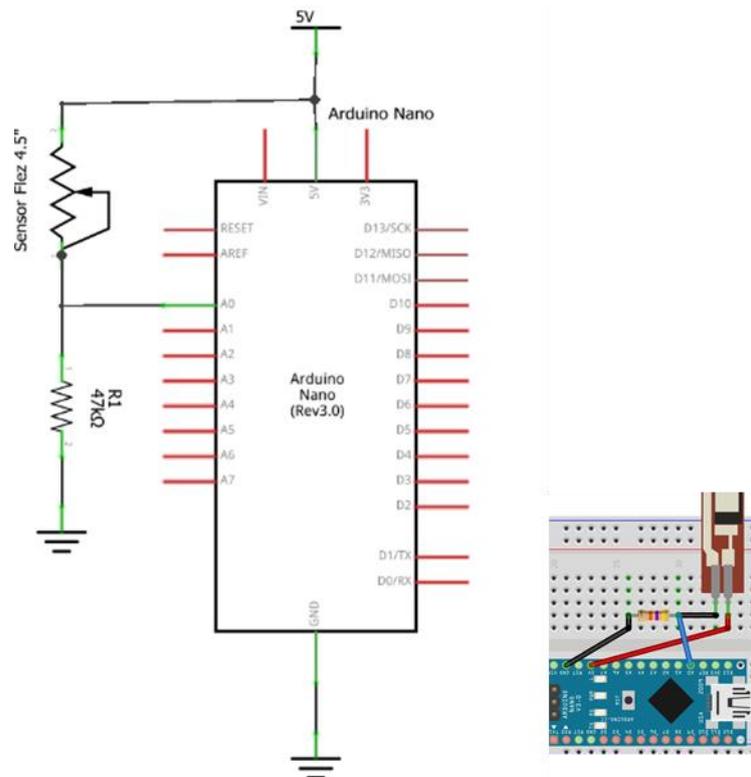


Figura 35. Diagrama de conexión Flex sensor

Fuente: Autoría

La resistencia de 47 kΩ conectada a tierra y el sensor Flex conectado a 5v, significa que mientras el sensor se flexione le voltaje en el puerto análogo va a decrecer.

Diagrama de flujo de calibración del (Sensor Flex4.5")

El diagrama de flujo del sistema de evaluación del ángulo femorotibial se observa en la figura 36. Esto servirá para escribir el programa de una forma ordenada y sistemática para poder reutilizar el código en todo el sistema acoplado.

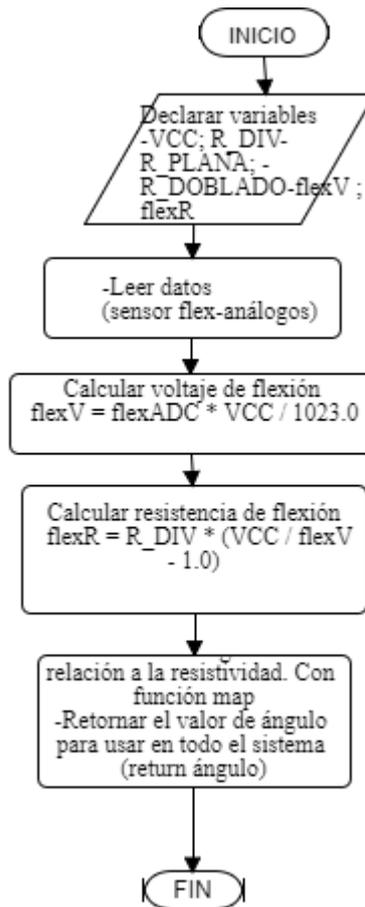


Figura 36. Diagrama de flujo de calibración (Evaluación Femorotibial)

Fuente: Autoría

Esta parte del sistema corresponde a la evaluación del ángulo de la articulación de la rodilla utilizando el sensor de flexión (Flex Sensor 405”), primeramente, se toma en cuenta el valor que tiene el Sensor Flex cuando está totalmente plano y cuando esta doblado a 90° (nivel de resistividad que tiene en ambos casos). Como a la conexión del sensor está basada en divisor de voltaje hay te tener en cuenta la otra resistencia del divisor para poder calibrar el sensor se seleccionó una resistencia de 47kohms realizando pruebas de acierto y error.

Luego de ya extraer los valores antes mencionados se extrae el valor análogo que tiene el sensor y convertirlo en valores de voltaje. Me diente le uso de la ley de ohm extremos la

resistencia que genera el sensor a ser doblado y finalmente hacer una relación mediante la función map para asociar un rango de resistividad aun ángulo determinado.

Se retorna un valor del ángulo de tipo flotante el cual puede utilizarse en todo el programa y puede ser llamado cuando se lo necesite.

3.3.3.2 Evaluación de posición de la rodilla (Etapa 2)

La evaluación de la posición de la rodilla es otra parte de la etapa 2 mediante el sensor inercial. Obsérvese la figura 31.

La Evaluación de la posición de la rodilla está basado en dos parámetros, el primero de ellos es la posición de la rodilla con respecto a la punta del pie y es segundo la abertura que se genera entre las rodillas durante el ejercicio de la sentadilla es decir la abducción y aducción.

Estos factores serán medidos mediante el sensor de movimiento inercial MPU6050 haciendo uso de dos de sus tres ejes (X, Y), mediante la toma de datos generados en el eje “x” se podrá controlar el primer parámetro mencionado anteriormente y mediante el eje “y” se controlará el segundo parámetro. El sensor estará ubicado estratégicamente en la rodillera para que los datos extraídos tengan el menor error posible.

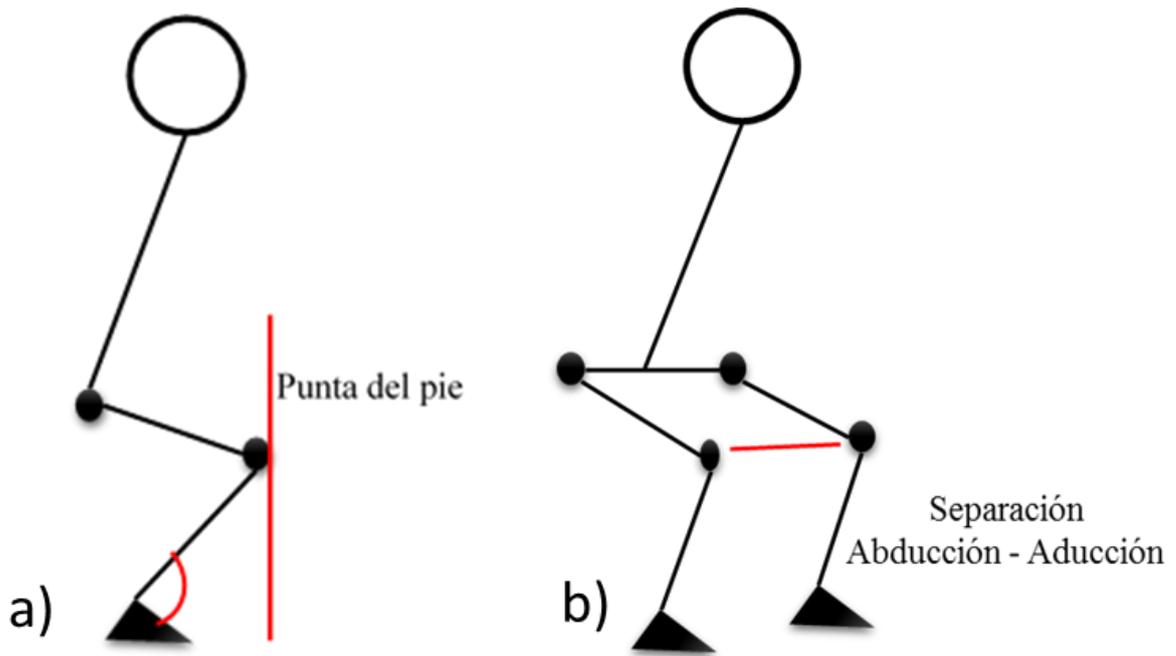


Figura 37. Posición de la rodilla durante la sentadilla

Fuente: Autoría

Los parámetros de evaluación se pueden observar claramente en la figura 37, en donde en la sección a) muestra la posición de la rodilla con referencia a la punta del pie y en la sección b) la abertura entre las rodillas la abducción–aducción de las piernas.

Conexión del sensor inercial MPU6050

El MPU6050 funciona mediante pines analógicos del microcontrolador 328 del Arduino nano, en la figura 38 se observa la conexión del sensor inercial juntamente con los pines de conexión.

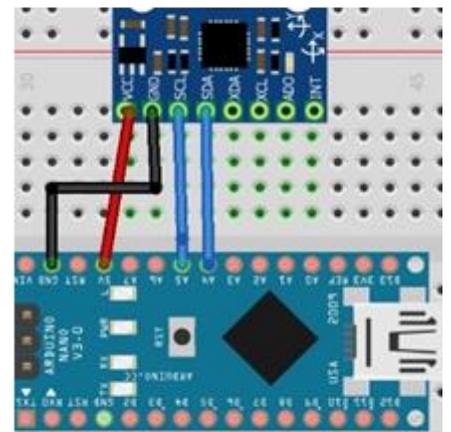
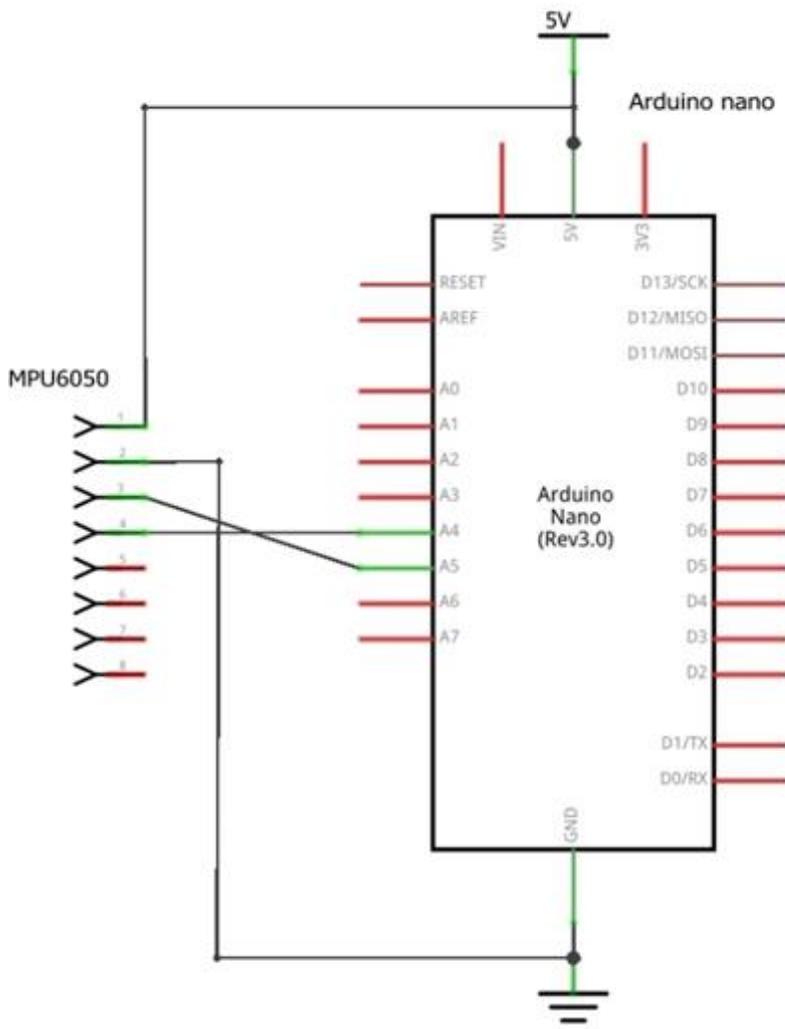


Figura 38. Conexión del MPU6050

Fuente: Autoría

Diagrama de flujo del sensor inercial MPU6050

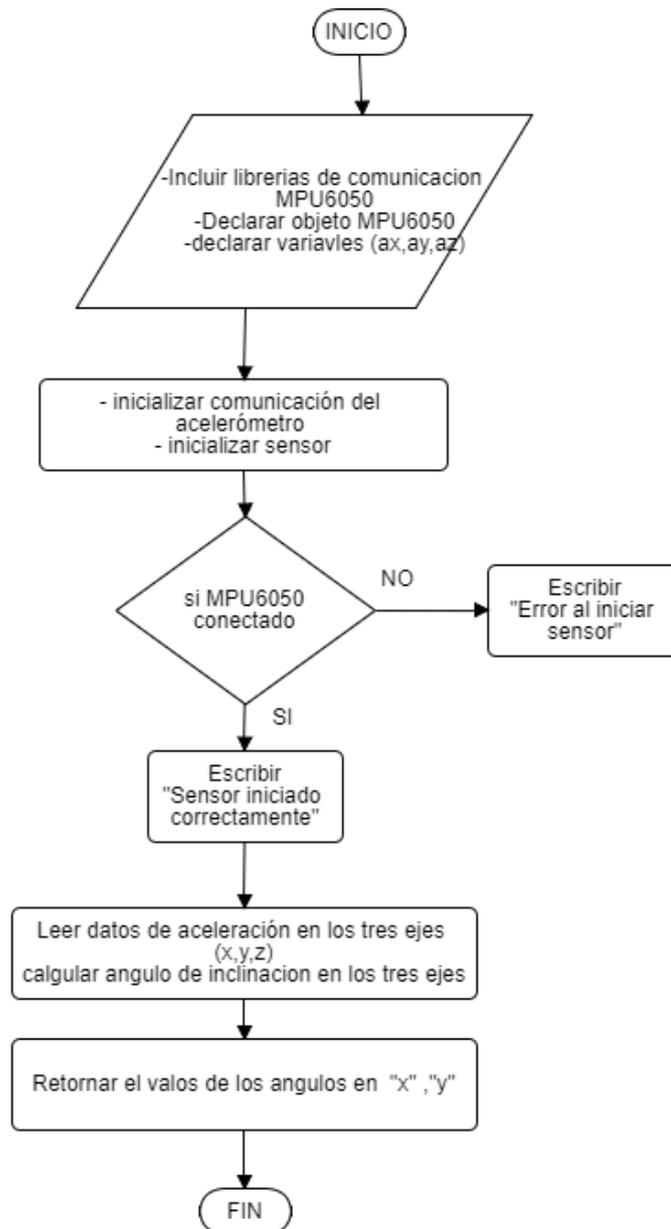


Figura 39. Diagrama de flujo del Sensor MPU 6050

Fuente: Autoría

El funcionamiento del sensor MPU6050 para ser acoplado al sistema se detalla en el diagrama de flujo disponible en la figura 39. Básicamente se hace la inclusión de las librerías de comunicación I2C del sensor y las variables ax, ay, az. El proceso se inicia verificando si está conectado el sensor; si es así, se procede a hacer la lectura de la aceleración en los tres ejes (x,y,z), mediante fórmulas propias de la aceleración se transforman a ángulos de inclinación donde

finalmente serán retornados en valor de ángulos de X y Y para ser utilizados dentro del sistema cuando sea necesario.

3.3.3.3 Sistema de alarma y Filtros (Etapa 3)

El sistema de alarma corresponde a la Etapa 3 fíjese en la figura 31. La alerta está establecido bajo parámetros de los errores más comunes que se realizan en la media sentadilla, refiriéndose a los ángulos de flexo extensión de la rodilla, posición de la rodilla con referencia a la punta del pie y la abducción-aducción de las rodillas.

Se establecen filtros(umbrales), los cuales serán evaluados siempre que se realice una sentadilla correcta e incorrecta. El sistema de alarma se accionará cuando sobrepasen los umbrales permitidos dentro de una sentadilla correcta, alertando al deportista que está realizando mal el ejercicio y que corrija la forma de ejecución del ejercicio para prevenir posibles lesiones de rodilla.

Conexión de alarma

El diagrama de conexión del sistema de alarma se observa en la figura 40, los pines de digitales utilizados para la conexión tanto de la sirena como del vibrador son los pines 8 y 7 respectivamente, se coloca una resistencia de 100 ohm para protección de los aparatos eléctricos considerando que esta resistencia no consume demasiada energía y el sonido, vibración del sistema sean los adecuados. Además de ver una conexión del sistema de alarma también se podría ver como simulación en un protoboard proporcionado por el software fritzing.

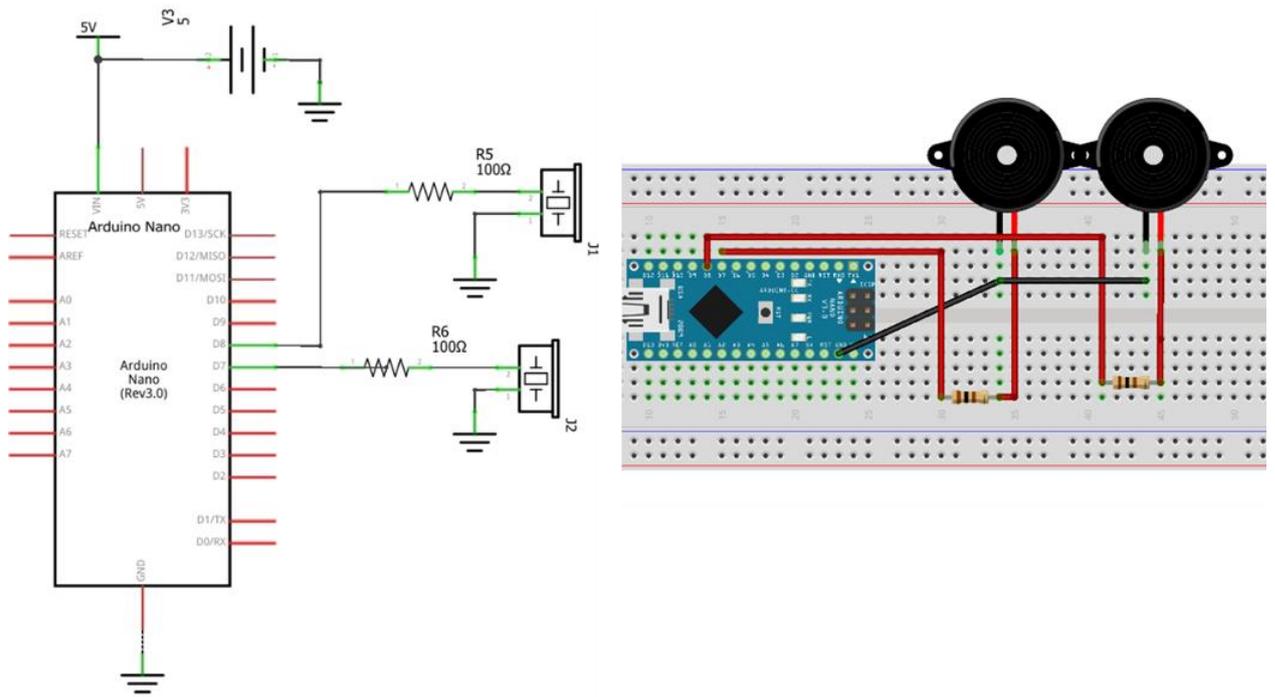


Figura 40. Diagrama de conexión del sistema de alarma

Fuente: Autoría

Diagrama de flujo del sistema de alerta

El flujograma se encuentra de tallado en la figura 41, donde se puede apreciar la lógica de la activación de alarma. Primero se empieza por declarar las variables de evaluación las cuales son los parámetros (filtros) sobre los cuales se accionará la alarma, los filtros son ángulo de evaluación del ángulo femorotibial, los valores de la abertura de las piernas (posición en x del MPU6050) y la posición de la rodilla con referencia a la punta del pie (eje y del MPU6050).

El proceso es básicamente 4 condiciones anidadas donde si se va cumpliendo cada una de esas condiciones se activará o no la alarma y se enviará el mensaje de alerta respectivamente.

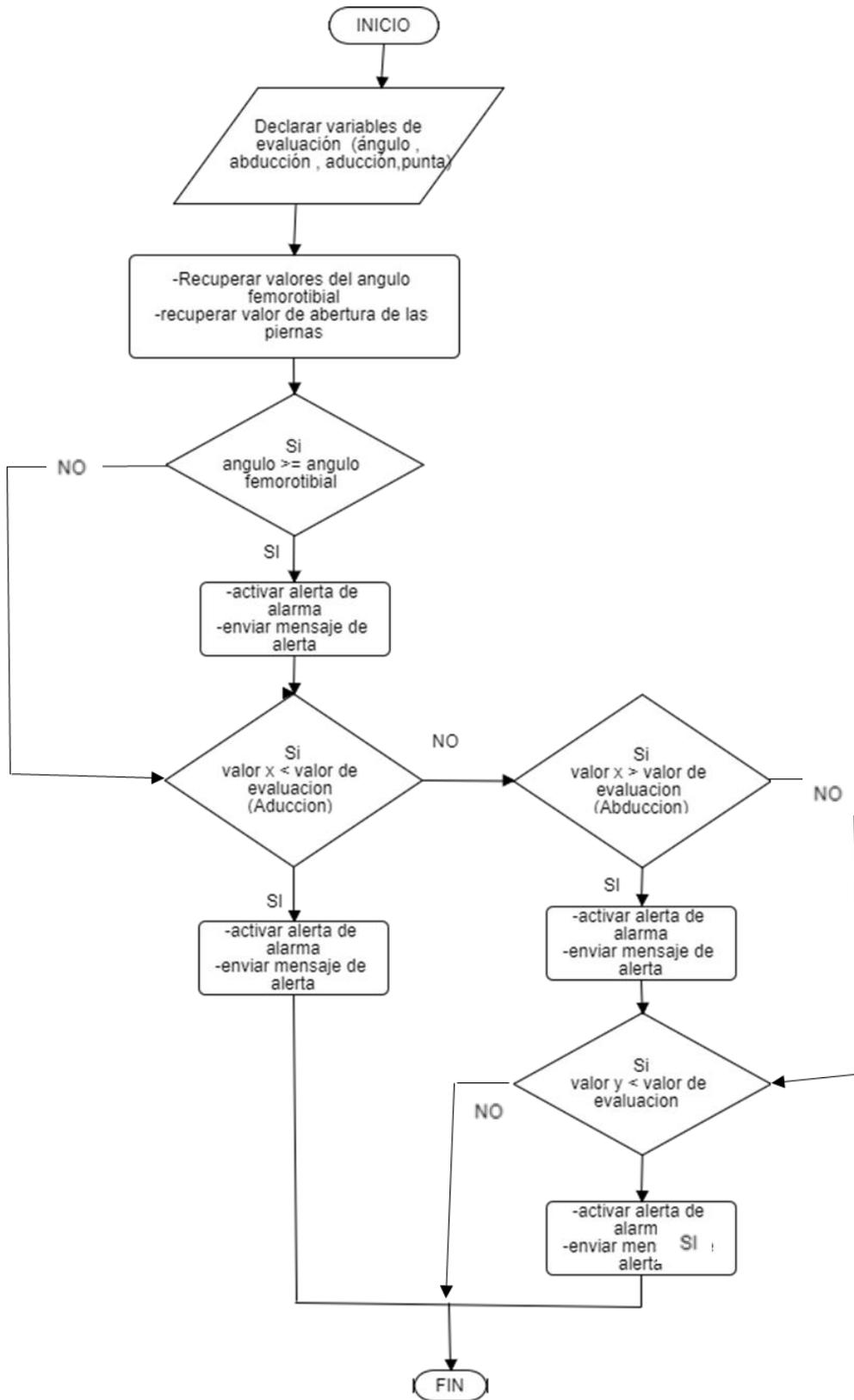


Figura 41. Diagrama de flujo del sistema de alarma

Fuente: Autoría

3.3.3.4 Transmisión de datos (Etapa4)

La transmisión de los datos desde el prototipo hacia el sistema de visualización(SV-KNEETION) es de forma inalámbrica mediante el transceptor NRF24L01 para poder visualizar el movimiento de las piernas del deportista en tiempo real con el mínimo retardo posible. El transceptor enviará los datos al transceptor del sistema de visualización donde la comunicación será unidireccional (Rodillera-Computador, Etapa 4 hacia la Etapa 5).

Conexión del transmisor NRF24L01

La conexión del módulo nRF24L01 se realiza de acuerdo con las características especificadas en el datasheet del fabricante, obsérvese de forma detallada los pines de conexión en la figura 42.

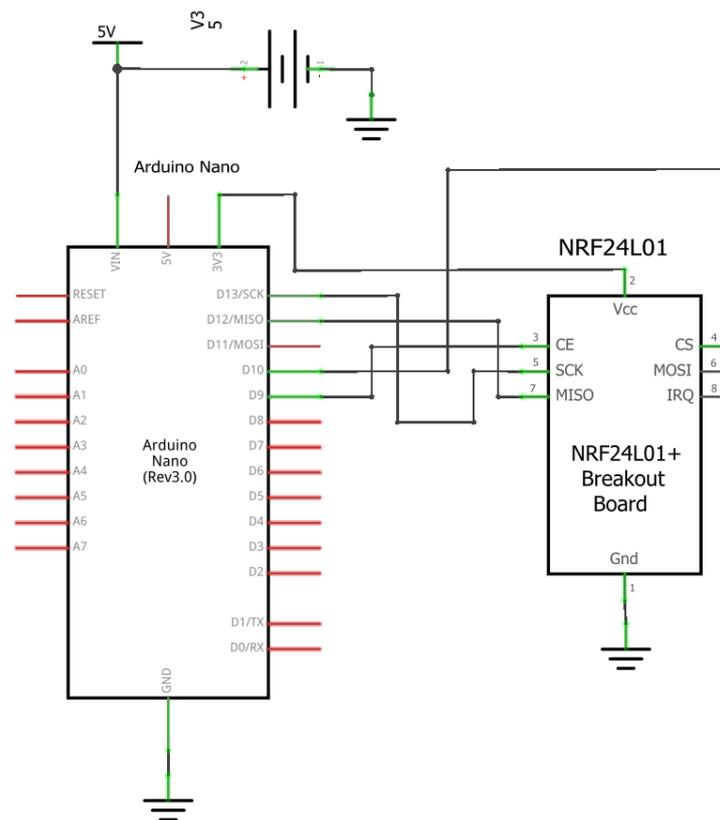


Figura 42. Diagrama de conexión del nRF24L01

Fuente: Autoría

Diagrama de flujo de transmisión de datos

La forma de transmitir los datos desde el sistema que se encuentra en la rodillera hacia el sistema que se encuentra ubicado en la parte de visualización en el computador se encuentra desquita en el diagrama de flujo del transmisor presente en la figura 43.

El proceso inicia haciendo uso de las librerías de comunicación ISP se modulo NRF24L01, seguido se abre el canal de comunicación por donde se transmitirán los datos en forma de arreglo para lo cual hay que crear un arreglo tipo flotante, donde se almacenarán los valores de los sensores a transmitir. Posteriormente el canal que esta siempre en escucha hay que cerrarlo para poder trasmitir adecuadamente y finaliza el proceso con una instrucción en forma de condición que sirve para verificar si los datos han sido enviados correctamente y en el orden deseado, si la condición es correcta enviaría los datos mientras que la por lo contrario se escribirá “error al enviar datos” (datos no enviados).

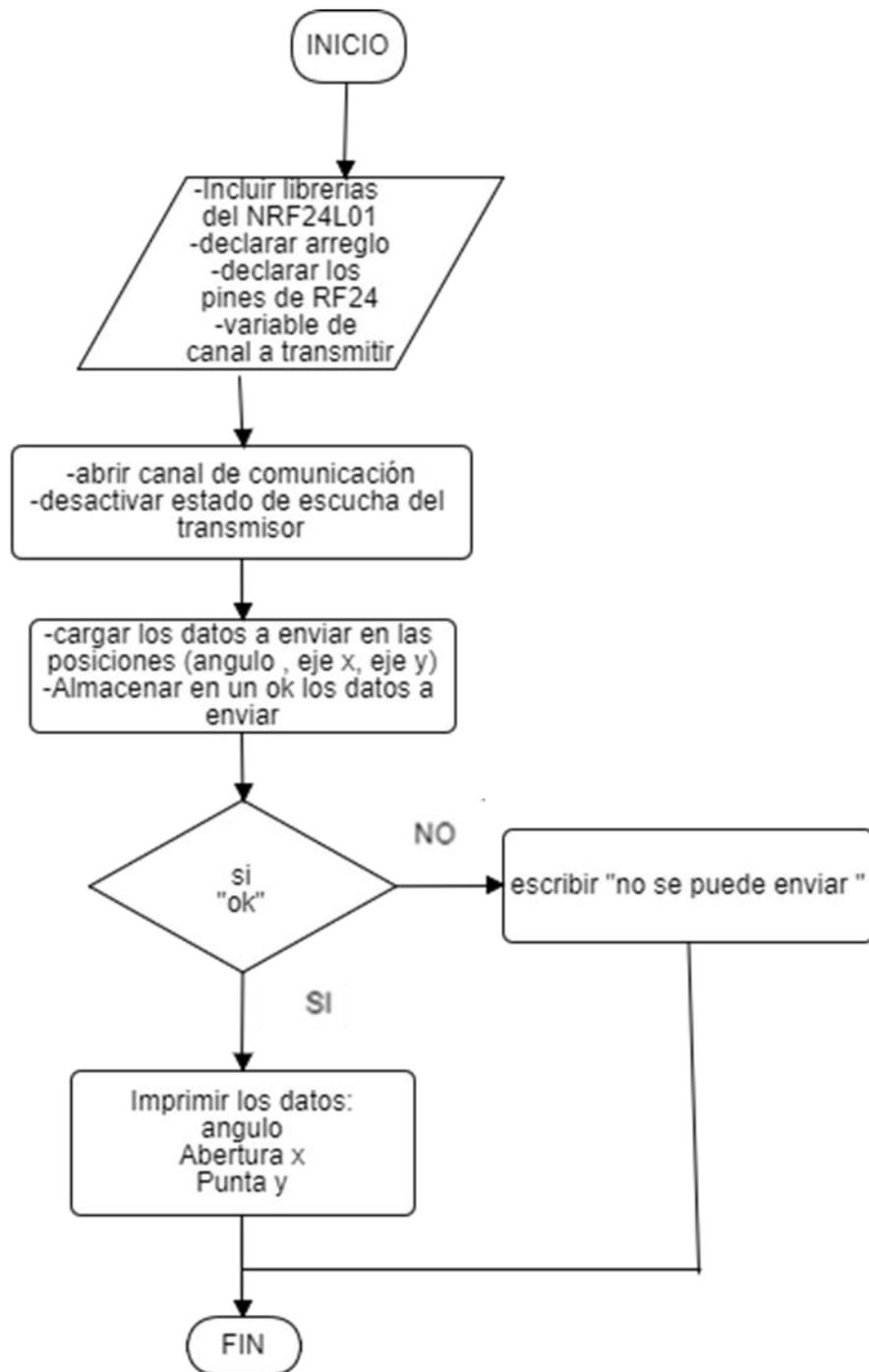


Figura 43. Diagrama de flujo del transmisor

Fuente: Autoría

3.3.3.5 Alimentación del Sistema

La alimentación de energía al sistema debe ser portable, esto implica que el sistema no debe tener una fuente de voltaje estática, lo cual hace indispensable hacer uso de un tipo de fuente de alimentación procedente de una batería. Existe gran variedad de baterías dependientes del voltajes e intensidad de corriente, lo que se hará es calcular el voltaje y corriente necesarios para que el sistema funcione correctamente y acoplarla a la disponibilidad del mercado.

Basándose en las especificaciones técnicas de los componentes electrónicos que están presentes en el sistema disponibles en los anexos como datasheets, se calculara la corriente global del sistema, donde se debe sumar las corrientes, del microcontrolador Arduino nano, sensor de flexión, MPU6050, nRF24L01, zumbador(buzzer) y el vibrador.

La corriente total es igual a la suma de las corrientes que consume cada elemento electrónico.

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

Ecuación 3. Sumatoria de corriente de elementos electrónicos del sistema

Fuente: Autoría

Se desea una batería que abastezca todos los elementos electrónicos que forman parte de sistema, haciendo uso de la ecuación 3, se obtendrá la corriente total del sistema.

Tabla 19. Sumatoria de corriente del sistema

Sumatoria de corrientes de los elementos electrónicos del sistema						
# elemento (e)	elemento	Corriente (c/u)	Voltaje (c/u)	cantidad	Total (mA)	Total (V)
1	Arduino nano	40mA(out -in)	5 a 12v	1	40mA	5 a 12 v
2	Sensor Flex 4.5"	-	3 a 5 v	1	-	3 a 5 v
3	MPU6050	3.6mA	3 a 5v	1	3.6mA	3 a 5v
4	nRF24L01	11.3mA	1.9 a 3.6v	1	11.3mA	1.9 a 3.6v
5	Zumbador	18mA	3 a 20v	1	18mA	3 a 20 v
6	Vibrador	85mA	3 a 5v	1	85mA	3 a 5 v
TOTAL, Corriente					157.9mA	
TOTAL, Voltaje						6 a 12 v
TOTAL, DEL SISTEMA						157.9mA y 6-12 v

Fuente: Autoría

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

$$IT = I_{e1} + I_{e2} + I_{e3} + I_{e4} + I_{e5} + I_{e6}$$

$$IT = (40 + 0 + 3.6 + 11.3 + 18 + 85) \text{ mA}$$

$$IT = 157,9 \text{ mA}$$

El voltaje y corriente requerido por el sistema se encuentra detallado en la tabla 19 de donde se obtiene que la corriente consumida por el sistema es de 157,9 mA y el voltaje vario entre 5 y 12 v.

- Diseño de fuente de alimentación

Se diseñará una fuente de alimentación de 5v a 1A según el cálculo de corriente consumida por el circuito cuando todos los componentes están funcionando, la intensidad de corriente de cada elemento se encuentra detallada en la tabla 19.

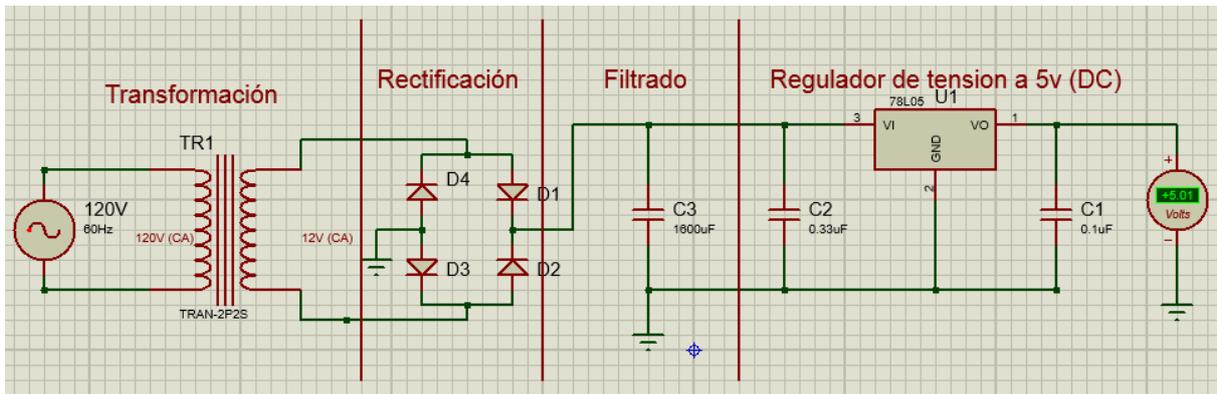


Figura 44. Fuente de alimentación 5V a 1A

Fuente: Autoría

En la figura 44 de la fuente de alimentación se tiene una fase de reducción de voltaje (transformador reductor), seguido de un puente de diodos rectificador un condensador (C3) de filtrado el cual será objetivo de cálculo y los condensadores C1 y C2 que tienen valores especificados por el fabricante para que el regulador de tensión 78L05 funcione adecuadamente.

El cálculo del condensador de filtrado se obtiene mediante la ecuación 4.

$$C = \frac{I_{dc}}{2f(V_r)}$$

Ecuación 4. Condensador de Filtrado(C3).

Fuente: <http://www.labc.usb.ve/paginas/mgimenez/EC1177/Contenido/clase5-2.pdf>

Donde:

C = valor del condensador de filtrado, I_{dc} = Corriente máxima, f = frecuencia V_r = voltaje de rizado

Para el cálculo del valor capacitivo del condensador de filtrado es necesario obtener el voltaje de rizado. En la ecuación 5 se observa la formula del voltaje pico indispensable para el cálculo de voltaje de rizado.

$$V_{ps} = \sqrt{2} * V_s$$

Ecuación 5. Voltaje pico secundario

Fuente: <http://www.labc.usb.ve/paginas/mgimenez/EC1177/Contenido/clase5-2.pdf>

Donde:

V_{ps} = voltaje pico en el devanado secundario del transformador V_s = voltaje secundario de transformación (12v).

Remplazando los datos que se tiene de 12v en el devanado secundario se remplaza en la ecuación 5.

$$V_{ps} = \sqrt{2} * 12v$$

$$V_{ps} = 17v$$

Calculo de la atención directa luego de la fase de rectificación se calcula mediante la ecuación 6.

$$V_{ccp} = V_{ps} - \frac{V_r}{2}$$

Ecuación 6. Voltaje CC luego de la etapa de rectificación

Fuente http://www.sc.ehu.es/sbweb/electronica/elec_basica/tema4/Paginas/Pagina7.htm

Donde:

$$V_{ccp} = \text{tensión pico de } 5\text{v} (\sqrt{2} * 5)$$

V_{ps} = tensión pico en el devanado secundario del transformador

V_r = tensión de rizado

El voltaje de rizado se calcula despejando la ecuación 6 entonces, si el voltaje cdp es 7v entonces V_r sería:

$$7 = 17 - \frac{V_r}{2}$$

$$V_r = 5$$

Remplazando en la ecuación 4 se obtiene el valor del condensador de filtrado entonces.

$$C = \frac{1[A]}{2 * 60[A] * 5}$$

$$C = 0.0016f \approx 1600uf$$

El condensador de filtrado para que la fuente de alimentación del sistema central de KNEETION descrito en la figura 44 tenga una corriente máxima de 1 A es necesario emplear un capacitor aproximadamente de 1600uf.

- Elección de fuente de alimentación

Basado en los requerimientos del sistema, la portabilidad del prototipo. La fuente de alimentación debe ser portable por lo que se busca una batería que cumpla con las especificaciones descritas con anterioridad. El sistema funciona correctamente con una batería de 7.4 v a 300 mA considerando también las recomendaciones de los fabricantes.

A continuación, se presenta una comparación entre 3 tipos de baterías que se pueden utilizar para alimentar el SC-KNEETION, basándose en sus características.

Tabla 20. Comparación de Baterías

Bancos de baterías			
Característica	Batería recargable de 9v	Batería de litio de 7.4 v	Batería de celular(lipo) 3.7 v
Tensión	9v DC	7.4 v DC	3.7V DC
Intensidad de corriente	100mA	1A	500mA
Tamaño	Mediana	Grande	Pequeña

Fuente: Autoria

Con referencia a la tabla 20 se hace la elección del tipo de batería más adecuado para el SC-KNEETION. La batería que mejor se acopla por su tamaño intensidad de corriente y voltaje es la del celular. Su tamaño planar es de suma importancia al momento de acoplar el sistema a la rodillera sin provocar incomodidad al usuario. En la figura 46 puede observar la batería lipo de 3.7 v a 500mA.



Figura 45. Batería Lipo 3.7v 500 mA

Fuente: Datasheet Batería lipo 3.7v 500mA

Duración de la batería

La duración de la batería es directamente proporcional al uso del sistema, es decir, mientras más se utilice el prototipo más rápido se descargará. Tomando en cuenta que el voltaje de la batería es de 3.8v y en el transcurso de 30 minutos de entrenamiento se descargó 0.3 v. Entonces el sistema tiene una duración de la batería de 6 horas, se recomienda que transcurrido 5 horas de entrenamiento la batería se recargue por el transcurso de 2 horas seguidas.

3.3.3.6 Integración del Prototipo

La integración del prototipo se realizará de forma armónica y ergonómica al ambiente deportivo en lo que refiere a realizar el ejercicio de la sentadilla donde cualquier componente electrónico no debe obstruir e incomodar la realización adecuada del ejercicio en las condiciones normales dentro del gimnasio.

Ubicación de los sensores en la Rodillera

Los sensores y dispositivos electrónicos que se ubicaran en la rodillera son los siguientes: sensor flex 4.5", sensor inercial MPU6050, modulo nRF24L01, sistema de alarma(chicharra), batería lipo 3.7v , dichos elementos serán colocados de una forma tal que no obstruyan el movimiento de la articulación de la rodilla y en los lugares adecuados para la toma de los datos con el mínimo error posible.



Figura 46. Integración de Hardware (Prototipo VI)

Fuente: Autoría

En la figura 46 se observa claramente como estarán ubicados los dispositivos en la rodillera, se encuentran identificada tres partes, la primera de ella es el sistema central donde se encuentran el microcontrolador (Arduino nano), nrf24l01, sistema de alarma y encendido. La segunda parte corresponde a la ubicación del Sensor Flex que se encuentra en la parte delantera de la rodillera en la sección del hueco rotuliano y finalmente el sensor MPU6050 en la parte central inferior de la rodillera que corresponde a la parte de la tibia peroné.

En la figura 47 se puede mirar la integración del prototipo versión 1 con las consideraciones explicadas con anterioridad.



Figura 47. Prototipo V1

Fuente: Autoría

Diagrama del circuito central KNEETION

El diagrama de conexión de todo el sistema en la rodillera e puede apreciar en la figura 48.

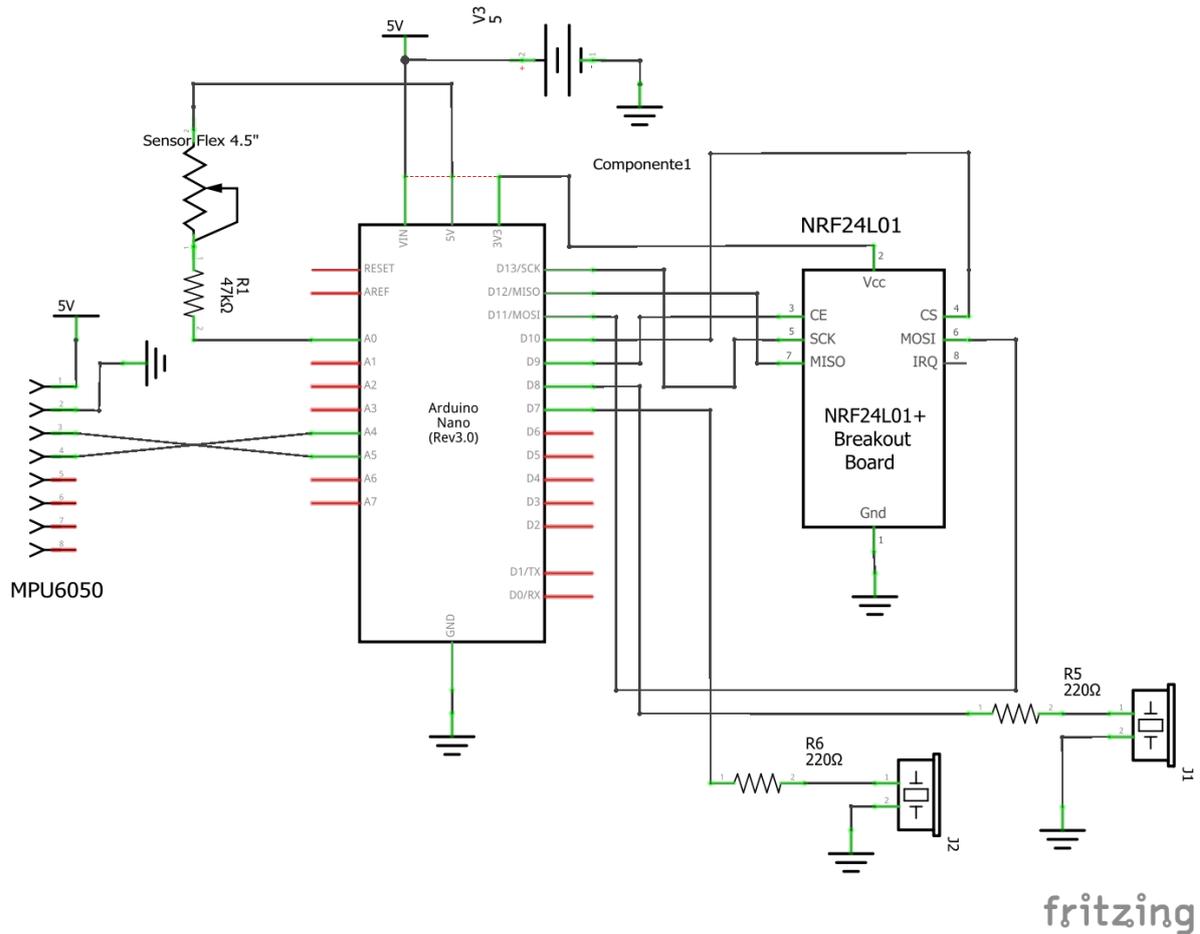


Figura 48. Diagrama circuital del SC-KNEETION

Fuente: Autoría

Pines de conexión

Los pines de conexión del sistema están basados en la función específica que cumple cada uno de estos y con las recomendaciones dadas por los fabricantes del sistema. se encuentran detallados en la tabla 21.

Tabla 21. Pines de conexión del sistema

Pines de conexión del sistema						
Arduino	Sensor	MPU6050	NRF24L01	Fuente de Alimentación	Chicharra	Vibrador
Nano:	Flex					
Pines	4.5"					
PD7	-	-	-	-	-	Vcc
PD8	-	-	-	-	Vcc	-
PD9	-	-	CE	-	-	-
PD10	-	-	CS	-	-	-
PD11	-	-	MOSI	-	-	-
PD12	-	-	MISO	-	-	-
PD13	-	-	SCK	-	-	-
A0	Gnd/Larga	-	-	-	-	-
A4	-	SCL	-	-	-	-
A5	-	SDA	-	-	-	-
VCC	VCC/corta	VCC	VCC	VCC	-	-
GND	GND	GND	GND	GND	GNG	GND

Fuente: Autoría

3.3.3.7 Funcionamiento de Hardware (SC-KNEETION)

El objetivo de colocar el sistema de evaluación en una rodillera es proporcionar un control continuo del movimiento de la articulación de la rodilla mientras realiza el ejercicio de sentadilla, por lo cual se han seleccionado subsistemas de evaluación del movimiento de dicha articulación mediante sensores de flexión y sensores de movimiento inerciales, al ser monitoreadas estas variables perennemente se proporciona al deportista un sistema de alerta instantánea con la finalidad de prevenir posibles lesiones de rodilla y enviar esa información a

un sistema de visualización de los datos de forma inalámbrica. En la tabla 22 se encuentra detallado el funcionamiento de cada parte del sistema.

Tabla 22. Funcionamiento del Sistema Central

SUBSISTEMA	FUNCIONAMIENTO	SISTEMA DE ALERTA DE LESIONES
Evaluación del ángulo femorotibial	Mediante el sensor de flexión (Sensor flex 4.5”), se toma medidas del ángulo de flexo extensión de la rodilla el ángulo va desde 0 hasta 180 grados de movimiento.	Si la variable de monitoreo del ángulo femorotibial supera un umbral o filtro de 90° se acciona el sistema de alerta sonora y envía un mensaje de corrección de inclinación de las piernas.
Evaluación de posición de la rodilla	El sensor inercial MPU6050 es el encargado de tomar los valores de inclinación de la parte de la tibia-peroné y la abertura entre las piernas que corresponde a la (aducción y abducción)	La abertura de las piernas cuando se encuentra fuera de los rangos establecidos para una correcta técnica de sentadilla, se acciona el sistema de alarma sonora de forma seguida, mientras que, si supera la inclinación y la rodilla sobrepase la punta del pie se acciona el sistema con la alerta sonora y vibratoria a la vez porque se corre más riesgo de producirse una lesión.
Sistema de trasmisión de datos	La transmisión de los datos se realiza de forma inalámbrica mediante el módulo nRF24L01 y los datos son enviados en forma de arreglo, donde encada posición se envía un dato definido por el sensor (anulo femorotibial, abertura y punta) hacia el receptor el cual se encuentra en la parte se visualización del sistema	
Sistema de recepción de datos	Mediante el NRF24L01 los datos son recibidos en forma de arreglo para poder ser interpretados por el sistema de visualización de forma artística	

Fuente: Autoría

El encendido del sistema es mediante un interruptor que se encuentra al lado derecho de la rodillera y como señal de encendido un led rojo se enciende indicando al deportista que el sistema se ha encendido con normalidad.

Para empezar a usar el sistema se cuenta con un pulsador el cual al ser pulsado emite dos pitidos del sistema de alerta indicando que se debe empezar a realizar el ejercicio y pulsando nuevamente el pulsador la toma de datos del ejercicio se termina o puede apagarse el sistema desde el interruptor.

3.3.3.8 Recepción de datos en SV-KNEETION (Etapa 5)

Los datos son receptados en la Etapa 5 procedentes de la Etapa 4 de forma inalámbrica.

La recepción de los datos proporcionados por el movimiento de la articulación de la rodilla durante el ejercicio de la sentadilla y digitalizados por el sistema de la rodillera son recibidos de forma inalámbrica a través del módulo transceptor NRF24L01 que se encuentra ubicado en la parte de visualización de los datos donde posteriormente serán presentados de forma artística. En la figura 49 se observa la comunicación inalámbrica entre el sistema de la rodillera con el receptor ubicado en el sistema de visualización, nótese el lado derecho de la figura 49 corresponde al receptor donde está el NRF24L01.

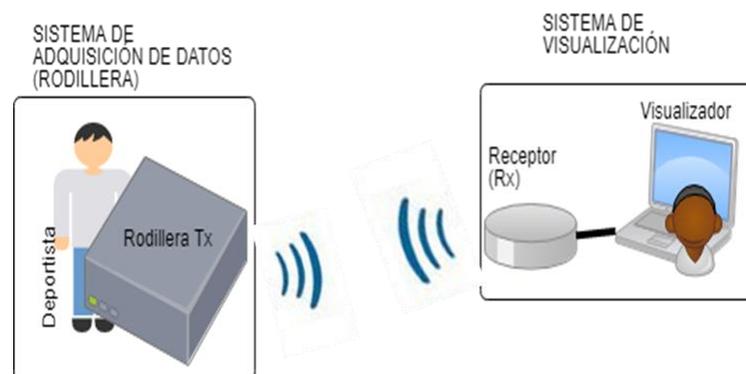


Figura 49. Comunicación inalámbrica del sistema

Fuente: Autoría

En la figura 50 se puede ver el diagrama de conexión del receptor de los datos, consta básicamente de un Arduino uno y el transceptor NRF24L01 el cual siempre está en escucha esperando que el transmisor envíe los datos para luego imprimirlos en la comunicación serial y transmitirlos al software de visualización de los datos(Processing).

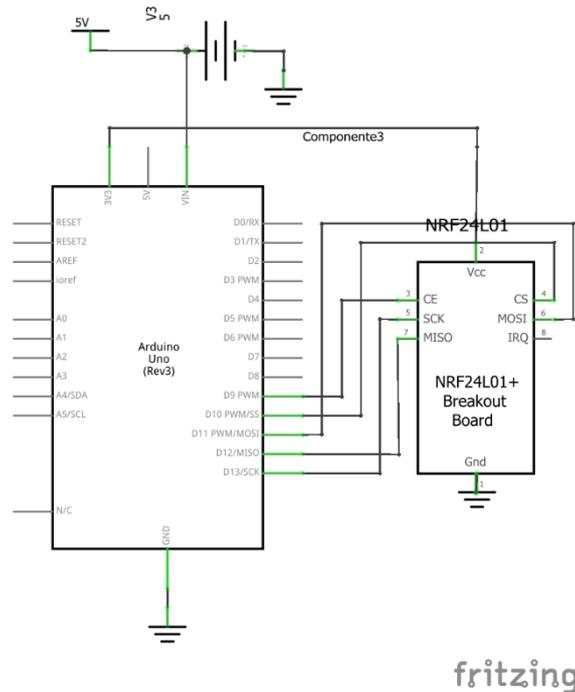


Figura 50. Diagrama de conexión del Receptor

Fuente: Autoría

La fuente de alimentación para el sistema de visualización de los fatos funcione correctamente es de 5V a 1A. El valor de corriente y voltaje son calculados haciendo referencia a la tabla 19 de consumo de energía del diseño de la fuente de alimentación del SC-KNEETION y el diseño de la figura 44. Este sistema de recepción se alimentará conectado directamente aun puerto USB de la computadora.

3.3.3 Diseño de Software (Análisis de Datos y Visualización)

Para el diseño de sistema de visualización se toma en cuenta el uso de software libre por los múltiples beneficios que ofrece al desarrollador, la compatibilidad del software con Arduino es

imprescindible por lo que se comunica el sistema entre Arduino(s), desde el sistema de la rodillera(SC-KNEETION) hacia el sistema de visualización de los datos(SV-KNEETION).

Por otro lado, se hace el análisis de los datos adquiridos por la de la rodillera mediante los algoritmos de aprendizaje autónomo supervisado (ML) y se implementa en el SC-KNEETION.

3.3.3.1 Aplicación de los algoritmos K-NN y SVM

Previo al análisis de los datos y la fiabilidad del prototipo mediante los algoritmos de aprendizaje autónomo supervisados en el editor de texto de R (software para aplicar algoritmos de ML), se muestra la estructura de la base de datos objetivo para ser analizada. La base de datos de entrenamiento es de 1966 datos (formato .csv), donde están incluidos datos buenos y los errores más comunes durante la realización del ejercicio de la sentadilla (Aducción, abducción, sobrepasar la punta del pie y sobrepasar el ángulo femorotibial).

Obsérvese la figura 51, se muestra los datos buenos de una correcta ejecución de la sentadilla, todos los valores de los sensores de flexión e inercial se muestran almacenados en un vector, en el recuadro azul. El ultimo valor del sensor corresponde al tipo de repetición considerándose el numero 1 como datos buenos en todo el vector.

Flex	MPU6050_X	MPU6050_Y	Tipo_Rep
12.00	-4.21	78.52	1
32.00	-4.59	83.65	1
25.00	-5.61	83.25	1
22.00	-5.98	83.53	1
20.00	-5.82	83.92	1
0.00	-5.11	84.47	1
12.00	-5.51	83.63	1
9.00	-5.78	84.15	1
15.00	-4.64	83.57	1
104.0	-4.69	58.42	1
101.0	-1.35	85.35	1
96.00	-4.97	68.15	1
17.00	-4.52	81.13	1

Figura 51. Datos buenos

Fuente: Autoría

Los errores más comunes durante el ejercicio de sentadilla se encuentran etiquetadas por números del 2 al 5. La etiqueta numero 2 representa los errores de aducción mientras que la etiqueta numero 3 los errores de aducción. Obsérvese los datos de estos errores en la figura 52. Consulte la figura 37, forma de adquisición de los datos de aducción y abducción.

Los valores encerrados en la elipse de color rojo de la figura 52, representa el tipo de error y los valores encerrados en el recuadro azul representan los valores variables al cometer los errores mencionados.

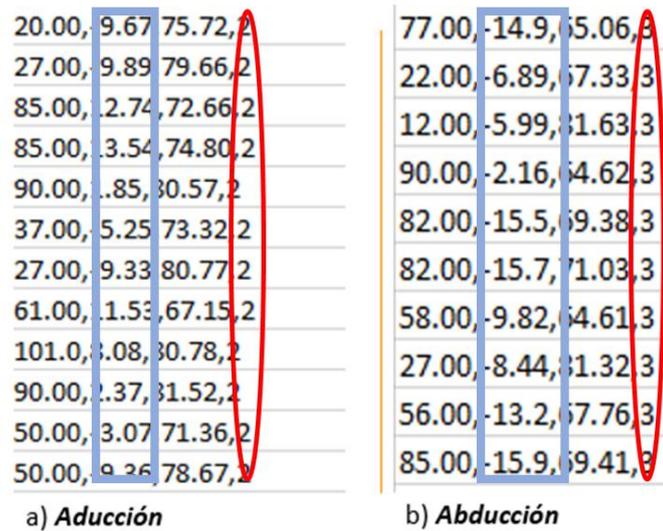


Figura 52. Datos con error de aducción y abducción

Fuente: Autoría

Obsérvese la figura 33, forma de adquisición de los datos del ángulo femorotibial y la figura 37 del posicionamiento de la rodilla con respecto a la punta del pie. El ultimo valor del vector encerrado en el círculo rojo corresponde al error de sobrepasar la rodilla con respecto a la punta del pie con etiqueta 4, obsérvese la figura 53.a. En la figura 53.b se observa el error del ángulo femorotibial con etiqueta número 5 y encerrado en el recuadro azul el valor de dicho ángulo.

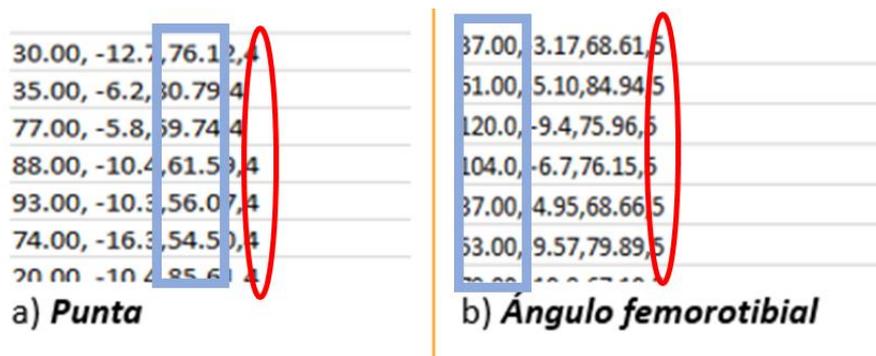


Figura 53. Datos con error de posición de rodilla y ángulo femorotibial

Fuente: Autoría

Algoritmo K-NN

K-nearest neighbors es considerado como método de clasificación supervisada basada en un conjunto de entrenamiento y otro de prueba. La base de datos se divide en el 75% para datos de entrenamientos y el 25 % para pruebas de validación(test).

En la tabla 23, se observa detalladamente los datos acertados con las variaciones K del algoritmo K-NN.

Tabla 23. Comparación de resultados K-NN

Comparación de Resultados aplicando K-NN	
Variación K	Número de aciertos
1-NN	371
3-NN	391
5-NN	381
7-NN	388

Fuente: Autoría

El número k más óptimo basándose en los resultados de pruebas obtenidos de la tabla 21, es el de k igual a 3 (3-NN) donde se obtiene el mayor número de aciertos en el algoritmo con 391.

Algoritmo VSM

Support Vector Machine (Máquina de Soporte Vectorial), al igual que k-NN es un algoritmo de aprendizaje autónomo supervisado donde para asociar un nuevo dato a los existentes en función al espacio en el que se encuentre. Con este algoritmo se obtuvo 387 aciertos manipulándose la misma base de datos de 1966 datos.

3.3.3.2 Análisis de los datos (Minería de datos)

Los 1966 datos disponibles en la base de datos no pueden compilarse en el sistema embebido (Arduino-nano) por el escaso espacio de almacenamiento que estos tienen. Es importante no sobrecargar de información al sistema embebido para que las operaciones inmiscuidas en el programa no se retrasen, por ese motivo es necesario hacer una reducción de los datos de manera considerable.

El proceso de la minería de datos se resume en la figura 51, mediante el diagrama de bloques que consta básicamente de 4 procesos.

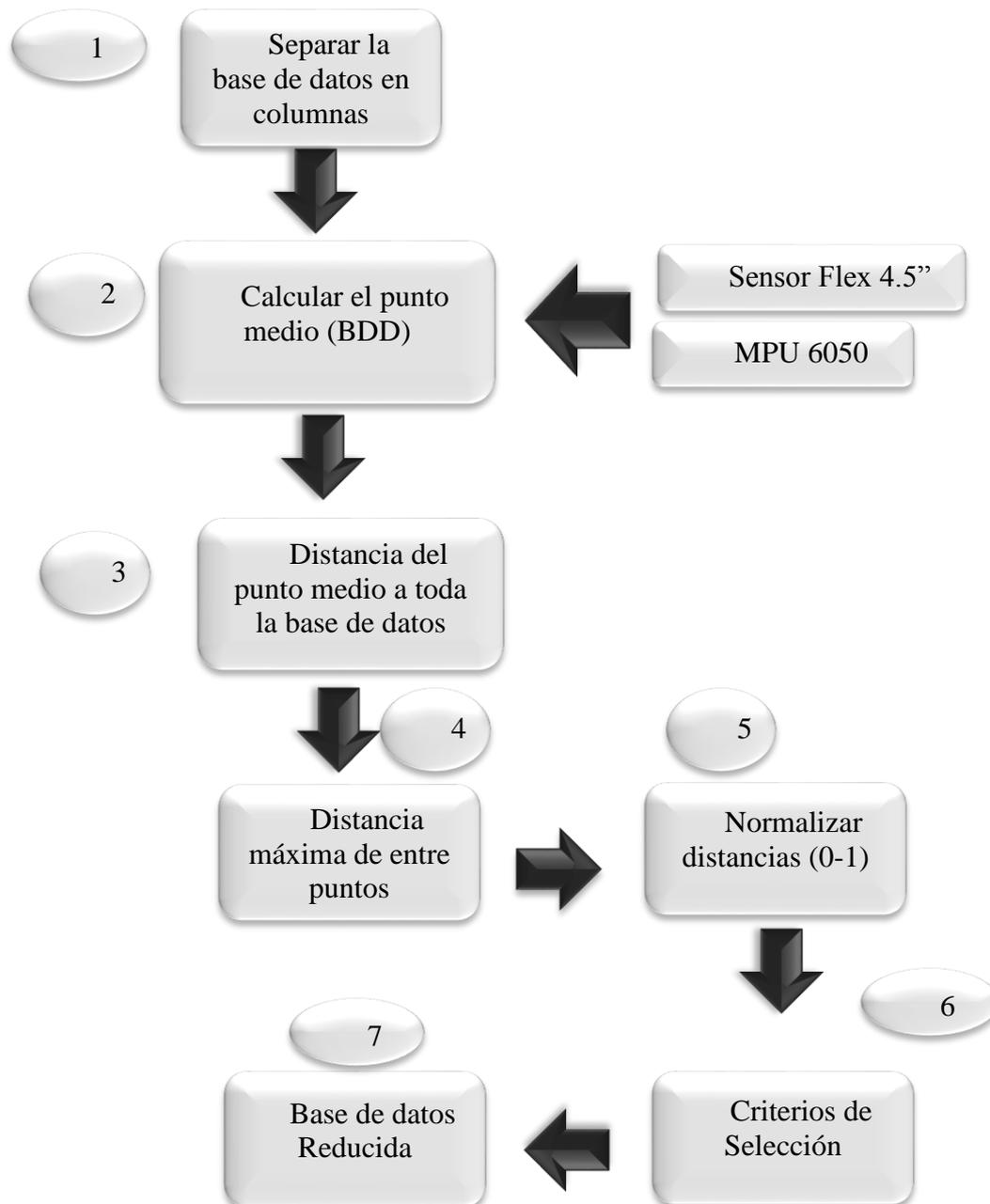


Figura 54. Diagrama de proceso (Minería de Datos)

Fuente: Autoría

En la figura 54 se puede observar de manera clara el proceso de la minería de datos, cada uno de estos procesos se detallarán a continuación los procesos se encuentran numerados del 1 al 7. Todo el proceso de minería fue desarrollado en el software de datos Excel, por lo que las fórmulas que se mencionaran son propias del programa (Excel).

1) Separar base de datos en columnas: La base de datos(BDD) se en cuenta en formato .csv procedente del análisis directo con el algoritmo K-NN, esta primera fase del proceso de minería de datos es separar los datos que se encuentran separados por comas (obsérvese la figura 48) a datos separados por columnas en Excel para trabajar los datos de mejor forma y de manera ordenada. Los datos disponibles para realizar el proceso de minería son 745 datos.

2) Promedio (Punto medio) de la base de datos: El promedio de un listado de datos se calcula haciendo la suma de dichos números y dividiendo para el número total de los mismos. Obsérvese la formula resumida del programa Excel para calcular el promedio en la ecuación 7.

$$= PROMEDIO(A2:A150)$$

Ecuación 7.Promedio (Punto medio)

Fuente: Autoría

El resultado obtenido de este proceso es el punto medio de toda la base de datos, es decir, los puntos medios de cada posición de la rodilla. Obsérvese la figura 55, donde se encuentra el promedio de los datos por cada sensor (flexómetro, MPU6050 x, MPU6050Y respectivamente).

66	-11,2	78,74	1
32	-8,02	67,24	1
DIS.PROMEDIO	DIS.PROMEDIO	DIS.PROMEDIO	
65,97315436	-6,931006711	75,12127517	

Figura 55. Promedio de base de datos por sensor.

Fuente: Autoría

Todo el proceso se repite para cada uno de los tipos de repetición indicados anteriormente.

3) Distancia del punto medio a la base de datos: En esta etapa del proceso se calcula la distancia desde el punto medio de todos los sensores a toda la BDD. La distancia se calcula mediante la fórmula de distancia entre dos puntos. Obsérvese la fórmula de distancia representada por la ecuación 8.

Para $P_1 = (x_1, y_1)$ y $P_2 = (x_2, y_2)$ se tiene que

$$d(P_1, P_2) = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}$$

Ecuación 8. Distancia entre dos puntos

Fuente: <http://www.matematicatuya.com/GRAFICAecuaciones/S1a.html>

La ecuación traducida al lenguaje de Excel quedaría de la siguiente forma considerando las posiciones donde se encuentran los datos respectivamente (=RAIZ((A2-\$A\$153)^2+(B2-\$B\$153)^2+(C2-\$C\$153)^2)). El resultado de este proceso es la distancia de cada punto medio a todos los puntos de la base de datos. Obsérvese las distancias en la figura 53, se encuentran los números sin color.

4) Distancia máxima de todos los puntos: El cálculo de la distancia máxima de todos los puntos medidos con anterioridad servirá para el paso siguiente que es la normalización de las distancias. En la figura 56, se puede observar la distancia más grande existente entre todos los puntos de la base de datos.

5,070041004
5,596444746
34,89234331
DISTANCIA MAX
66,65712128

Figura 56. Distancia máxima

Fuente: Autoría

5) Normalizar distancias: La normalización de la distancia es ajustar los valores que las distancias de toda la base de datos a una escala común la cual ira de 0 a 1. Esta normalización se logra dividiendo todas las distancias para la distancia máxima entre los mismos. Observese la figura 57 con los datos normalizados de 0 a 1.

NORMALIZACION_DISTANCIAS	
	0,812343334
	0,526657597
	0,627007823
	0,671796351
	0,702411852
	1
	0,820131044
	0,865558028
	0,775901484
	0,623987597
	0,553833109

Figura 57. Datos normalizados

Fuente: Autoría

6) Criterios de selección: Los criterios de selección están basados en la normalización, donde se consideran datos con mayor valides los datos intermedios para que no generan conflictos cuando se pongan en el algoritmo de aprendizaje autónomo K-NN. A continuación, se muestran una serie de tablas que representan los criterios de acuerdo con el tipo de repetición del ejercicio de sentadilla.

En la tabla 24, se listan los criterios de evaluación para seleccionar los datos que mejor patrón se similitudes tengan con otros además del porcentaje de reducción de cada criterio y a cuantos números de todos se reduce. Todos estos criterios son aplicados sobre los datos de repeticiones buenas del ejercicio.

El criterio de selección esta entre los valores de $>0,35$ y $<0,7$ ya que se encuentran casi en la mitad de toda la base de datos ti contienen los datos críticos para la evaluación y diferenciar una buena de una mala sentadilla.

Tabla 24. Criterios de repeticiones buenas

CRITERIO	# Reducción	Porcentaje de reducción %
>0,8	4	97.31%
<0,6	124	17.77%
<0,3	54	63.75%
<0,25	38	74.49%
>0,35 <0,7	81	45.63%

Fuente: Autoría

Todas las tablas siguientes son las que con tienen todos los tipos de errores de las sentadillas mencionadas anteriormente, el criterio de evaluación es el mismo que al de las sentadillas buenas se escoger a los datos que estén entre >0.35 y <0.7 , siendo los óptimos para diferenciarlos entre las sentadillas buenas. Las tablas que muestran estos criterios de evaluación son las tablas 25,26,27 y finalmente la tabla 28.

Tabla 25. Criterios Repeticiones malas "2"

CRITERIO	# Reducción	Porcentaje de reducción %
>0,8	22	85.23%
<0,6	86	42.28%
<0,3	19	87.24%
<0,25	12	91.94%
>0,35 <0,7	89	40.26%

Fuente: Autoría

En la tabla 26, se listan los criterios tomados en cuenta para la selección de los datos correspondientes a datos malos en el error de la sentadilla de abducción. Tomando en cuenta la naturaleza de los datos se opta por seleccionar el criterio de $>0,35 <0,7$, con 85 datos seleccionados y una reducción del 42.95% de los datos en general.

Tabla 26. Criterios Repeticiones malas "3"

CRITERIO	# Reducción	Porcentaje de reducción %
>0,8	9	93.9%
<0,6	117	21.47%
<0,3	30	79.86%
<0,25	24	83.89%
>0,35 <0,7	85	42.95%

Fuente: Autoría

Los datos malos que se estipulan el sobrepasar la punta del pie con la rodilla son reducidos significativamente mediante el criterio <0,2, con una cantidad de 50 datos y una reducción de datos del 66.44%. Mire los detalles de los criterios de selección en la tabla 27.

Tabla 27. Criterios Repeticiones malas "4"

CRITERIO	# Reducción	Porcentaje de reducción %
>0,8	1	99.3%
<0,6	146	2.01%
<0,3	91	38.92%
<0,2	50	66.44%
>0,35 <0,7	35	76.51%

Fuente: Autoría

Los datos de errores del ángulo femorotibial se reducen al elegir un criterio de >0,4 <0,75, estos son los datos que se encuentran centralizados y reducen la base de datos a 83 de 149 con un porcentaje estimado de reducción del 44.29%. Obsérvese la tabla 28.

Tabla 28. Criterios Repeticiones malas "5"

CRITERIO	# Reducción	Porcentaje de reducción %
>0,8	1	99.3%
<0,6	127	14.77%
<0,3	42	71.81%
<0,25	32	78.52%
>0,4 <0,75	83	44.29%

Fuente: Autoría

7) Base de datos reducida.

La base de datos general reducida está formada por la suma de todas las bases de datos individuales de los datos buenos y los datos malos generados por la sentadilla. La cantidad de datos es de 385 en formato .csv separado por comas para realizar el proceso de ML con el algoritmo K-NN. La BDD puede observarse detalladamente en el anexo 9.

3.3.3.3 Sistema de rodillera con algoritmo de aprendizaje autónomo (K-NN)

El sistema de rodillera se complementa con el algoritmo de aprendizaje autónomo supervisado K-NN para ser el prototipo final del diseño de hardware. Mediante un diagrama de flujo que se muestra a continuación se representa el funcionamiento del algoritmo K-NN dentro del sistema completo.

El funcionamiento del algoritmo K-NN acoplado al sistema, se muestra detallado en la figura 58. Obsérvese claramente el proceso que sigue el algoritmo hasta llegar a la clasificación de un dato asociándole a una sentadilla buena o una sentadilla mala. El inicio del proceso va de la mano con la interpretación de la base de datos extraída gracias al prototipo V1, se calcula la distancia euclidiana del nuevo punto hacia toda la base de datos, posteriormente se extrae la clase de las 3 distancias más cortas de toda la base de datos y mediante una condición se asocia a una clase de datos determinada.

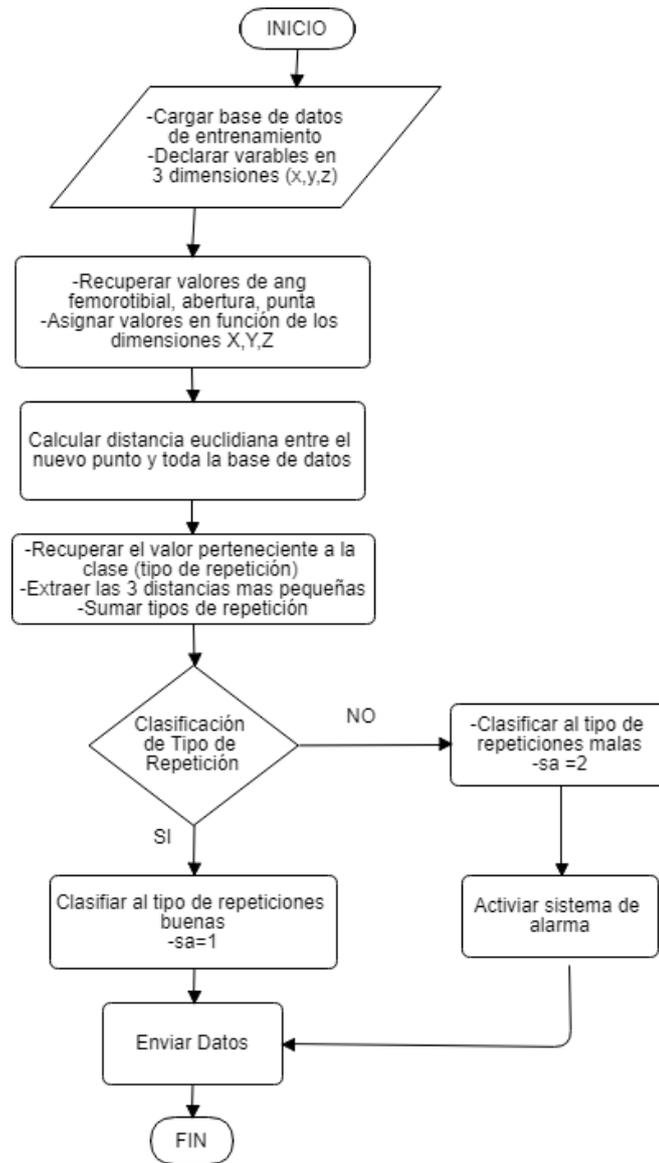


Figura 58. Diagrama de flujo algoritmo (K-NN)

Fuente: Autoría

Los resultados de haber aplicado ML (3-nn) en el prototipo V1 son los mostrados en la figura 59, donde se puede observar la clasificación de un nuevo dato desconocido por el sistema y asociarlo a un tipo de repetición. Cuando la repetición es mala se acciona el sistema de alarma y sus aletas respectivas de acuerdo con el tipo de mala repetición.

```

25.00 , -38.17 , 51.98
KNN_1: 41.42cms TipoRep:1
KNN_2: 43.82cms TipoRep:2
KNN_3: 45.10cms TipoRep:2
5
>> Clase: 2 Tipo de Repeticion Mala
-----
25.00 , -38.17 , 51.98
KNN_1: 41.42cms TipoRep:1
KNN_2: 43.82cms TipoRep:2
KNN_3: 45.10cms TipoRep:2
5
>> Clase: 2 Tipo de Repeticion Mala
-----
!!!Datos no enviados !!!
!!!!NO JUNTE LAS RODILLAS!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#
!!!!NO SOBREPASE LA PUNTA DE LOS PIES!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#

58.00 , -47.07 , 42.46
KNN_1: 36.80cms TipoRep:2
KNN_2: 47.13cms TipoRep:2
KNN_3: 47.37cms TipoRep:2
6
>> Clase: 2 Tipo de Repeticion Mala
-----

```

Figura 59. Funcionamiento de K-NN en el prototipo final

Fuente: Autoría

3.3.3.4 Diagrama de proceso del sistema de visualización

El sistema de visualización se desarrolla en el software “Processing”, donde la interpretación de los datos de manera artística se resume en el diagrama de bloques de la figura 60. Para llegar a la réplica del movimiento del deportista básicamente se resumen 7 procesos detallados en la figura 60 y se describen a continuación:

- 1) Lectura de Datos: Los datos de todos los sensores provenientes de la rodillera son leídos a través de la comunicación serial entre el receptor de los datos y el computador.
- 2) Discriminar datos: La discriminación hace reverencia a la extracción de los datos del ángulo femorotibial y del sensor MPU6050 (abertura de piernas, posición de la rodilla y punta del pie) respectivamente.

- 3) Grafica de movimiento: El movimiento del deportista es replicado en el computador de acuerdo con los parámetros medidos a través de los sensores. Sean las sentadillas buenas o malas su movimiento es graficado.
- 4) Activar alarma visual: La interpretación del uso de una técnica inadecuada durante el ejercicio de sentadilla se resume en aleta visual (mensaje de alerta) del error que se está cometiendo.
- 5) Conteo de Repeticiones: Las repeticiones totales y las sentadillas malas son contabilizadas con la finalidad de sacar un promedio de error del deportista mientras realiza la sentadilla.
- 6) Guardar Datos: Los datos a guardar son únicamente el número total de sentadillas, número de sentadillas erróneas y la identificación de usuario, su propósito es llevar un registro del deportista y su técnica de realizar sentadillas.

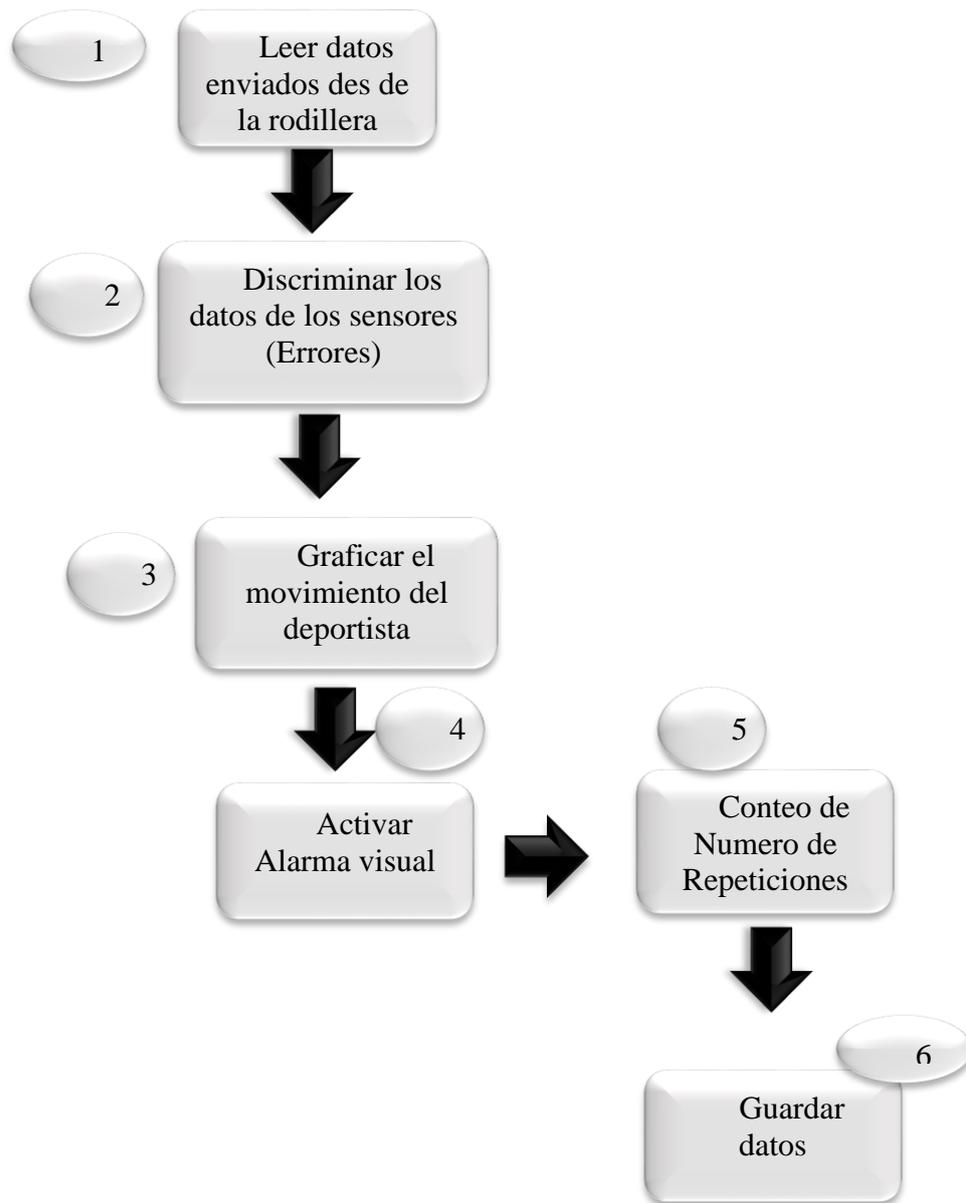


Figura 60. Diagrama de Bloques de proceso de Visualización (Processing)

Fuente: Autoría

3.3.3.5 Diagrama de flujo de visualización (SV-KNNETION)

El diagrama de flujo de la figura 61, representa el funcionamiento sistemático de la aplicación del sistema de visualización detalladamente.

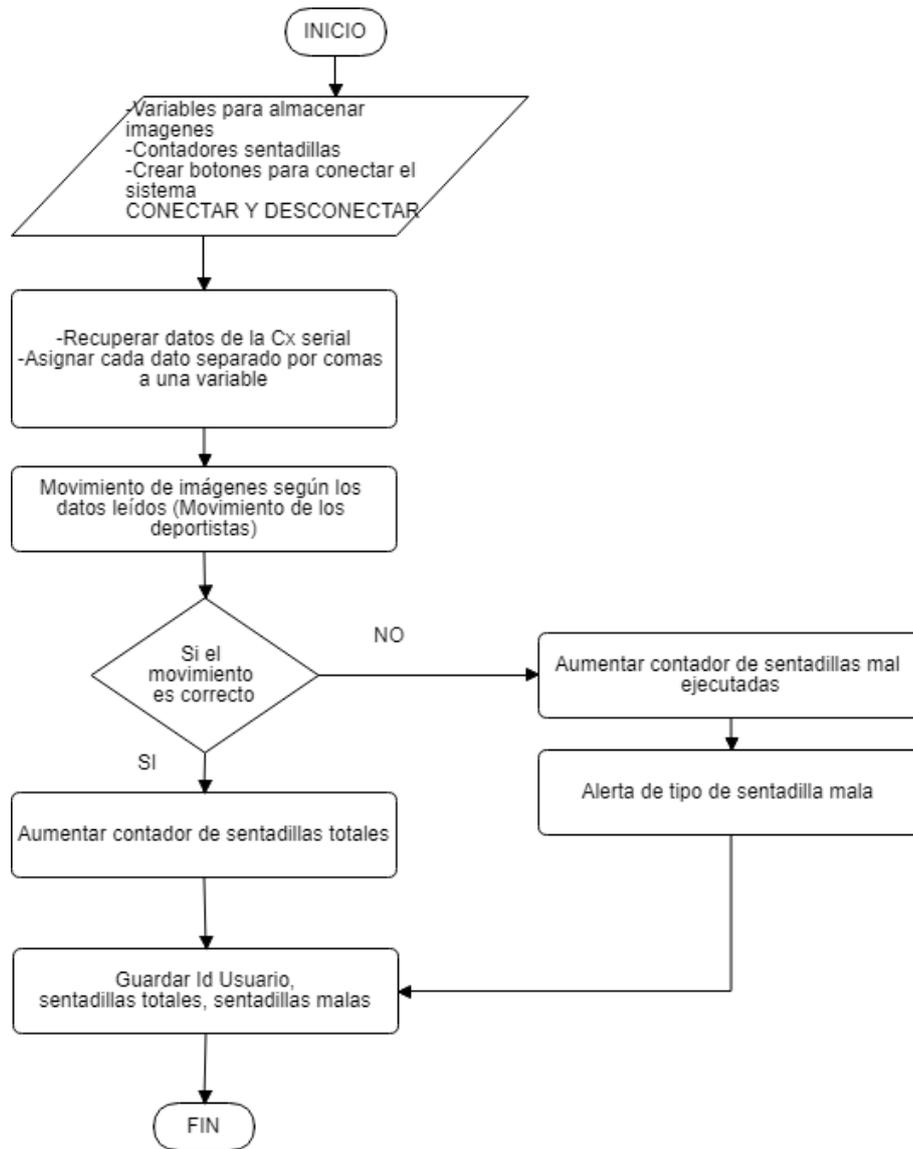


Figura 61. Diagrama de Flujo del Sistema de Visualización(SV-KNNETION)

Fuente: Autoría

En la figura 61 se observa de forma detallado el proceso que sigue la visualización de los datos, empezando por la lectura de los datos del puerto serial del receptor provenientes del sistema de la rodillera, para posteriormente interpretarlos. La interpretación de los datos leídos de traduce a un movimiento de imágenes relacionadas con la técnica de hacer la sentadilla y los errores que se cometen, además de una alerta visual con conteo de sentadillas para finalmente almacenarlas en un archivo .csv.

3.3.3.6 Visualización de los datos de forma artística en tiempo real

La representación artística de los datos es interpretar los valores extraídos por los sensores en un lenguaje visual entendible para el usuario, esto se resume en un conjunto de imágenes en movimiento que representaran las posiciones de las piernas del deportista mientras se realiza la sentadilla.

Una sentadilla correcta es cuando el deportista realiza los movimientos biomecánicos de la sentadilla en el rango establecido.

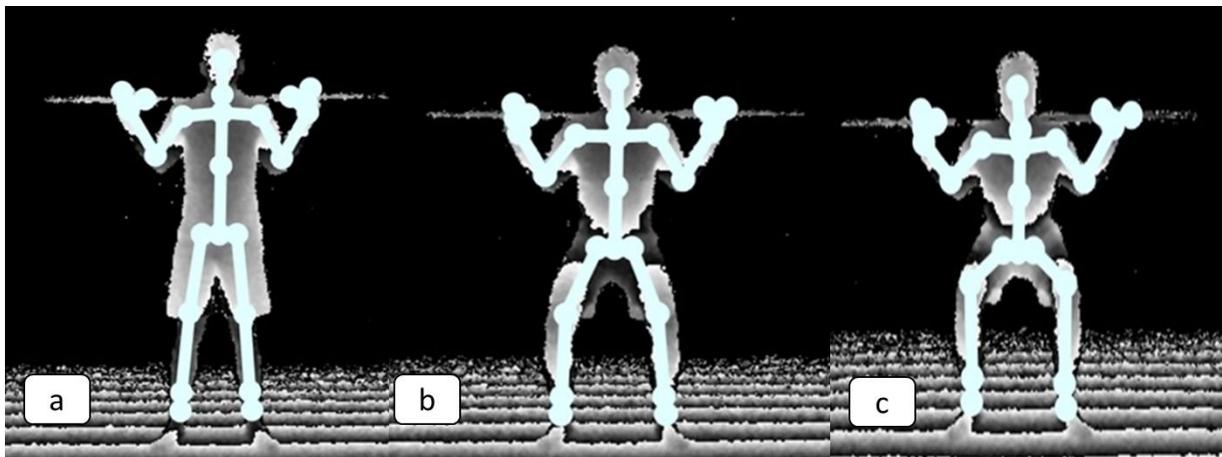


Figura 62. Representación de la sentadilla buena en Processing

Fuente: Autoría

En la figura 62 se observa la representación visual del ejercicio de sentadilla bien ejecutado y es la secuencia que el sistema de visualización muestra al usuario. La figura 61.a representa al deportista cuando está listo para realizar la sentadilla, la figura 61.a hace referencia cuando el deportista empieza hacer la sentadilla y finalmente la figura 61.c es el ejercicio completo de la sentadilla en los rangos permitidos para no producirse una lesión.

3.3.3.7 Interpretación del ángulo femorotibial

La interpretación del ángulo femorotibial generado por la flexo-extensión de la articulación de la rodilla se puede observar en la figura 63, el ángulo femorotibial va medido desde 0 a 180 grados siendo 90 grados de flexión lo ideal para que el ejercicio este bien realizado, mientras

sobrepase ese umbral la sentadilla se considera como incorrecta y se alerta de forma visual al usuario con un mensaje de alerta.

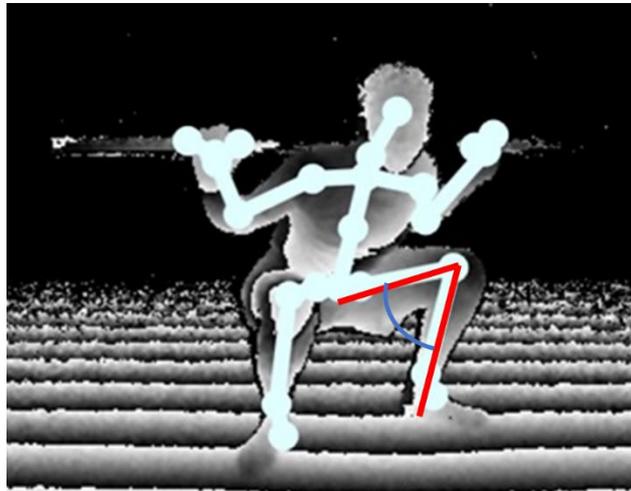


Figura 63. Interpretación del Angulo femorotibial en Processing

Fuente: Autoría

3.3.3.8 Interpretación del posicionamiento de la rodilla referente a la punta del pie.

Un riesgo eminente de lesión de rodillas es cuando las rodillas sobrepasan la punta del pie y la interpretación de este mal movimiento de la articulación de puede observar en la figura 64. La línea roja vertical indica la posición que se encuentra la rodilla con respecto a la punta del pie y todos estos datos generados de esa mala ejecución son representados en ese tipo de error.

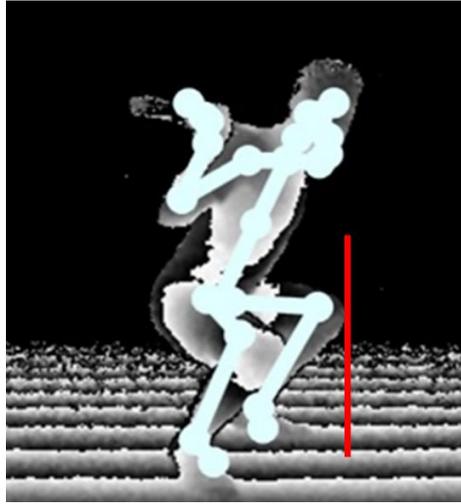


Figura 64. Rodilla sobrepasando la punta del pie (Processing)

Fuente: Autoría

3.3.3.9 Interpretación de abducción-aducción

La aducción de las piernas es considerada cuando el deportista tiende a juntar las rodillas durante el ejercicio de la sentadilla pudiendo interpretarse este error de movimiento articular en la figura 65.a. Por otro lado la abducción es interpretada por la figura 65.b donde las piernas y especialmente las rodillas del deportista son abiertas excesivamente.

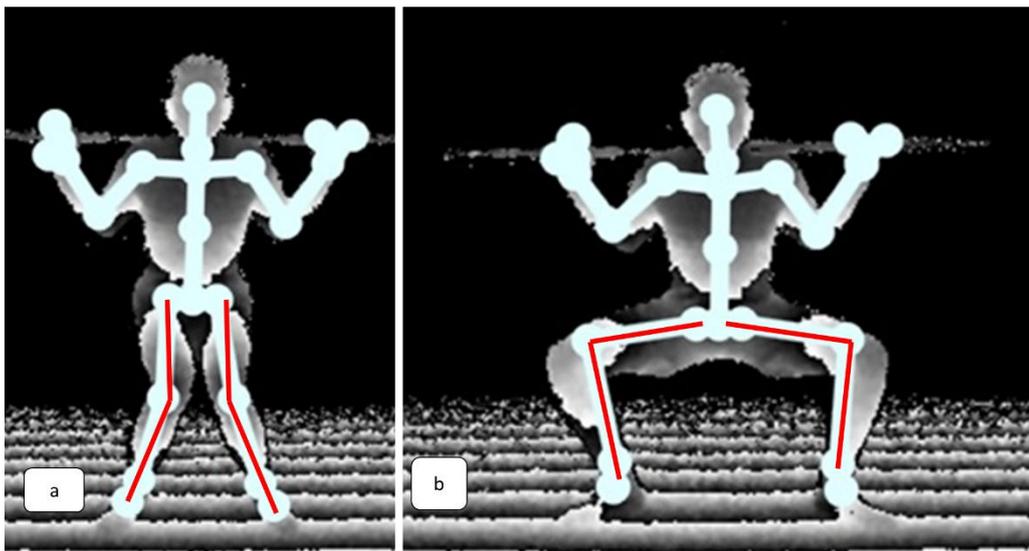


Figura 65. Aducción-Abducción en Processing

Fuente: Autoría

Capítulo IV. Pruebas y Conclusiones

En el presente capítulo se detalla la fase final del desarrollo de la investigación culminando con las pruebas del prototipo para realimentar el proceso de diseño y estipulando si cumple o no los requerimientos planteados en el capítulo 3 a demás aquí constan las conclusiones y recomendaciones del presente trabajo de titulación.

4.1 PRUEBAS

4.1.1 Pruebas Iniciales (Hardware)

Las pruebas iniciales del sistema están basadas en los parámetros principales de evaluación del ejercicio de sentadilla, los cuales se listan en la tabla 29 si se encuentran detallados en el anexo 10(A). Estas pruebas son indispensables para determinar la técnica adecuada en el ejercicio de la sentadilla y generar las alertas de posible lesión. Comprenden las pruebas operacionales del sistema, el funcionamiento adecuado de los sensores y de todo el sistema.

Tabla 29. Parámetros de pruebas iniciales

Pruebas iniciales del sistema	
Parámetro	Cumplimiento
Evaluación del ángulo de flexo extensión de la rodilla	x
Evaluación de Abertura de las piernas (Aducción y Abducción)	x
Activación de alertas de acuerdo con parámetros de evaluación	x

Fuente: Autoría

Las pruebas iniciales del sistema básicamente se tratan de la evaluación del ángulo femorotibial y de la abertura entre las piernas, la posición que tiene la rodilla con respecto a la punta del pie al momento de realizar el ejercicio de la sentadilla.

Para empezar la prueba inicial del prototipo V1, se realiza primeramente la colocación de la rodillera en la rodilla derecha del deportista tal cual se muestra en la figura 66.



Figura 66. Colocación de la rodillera

Fuente: Autoría

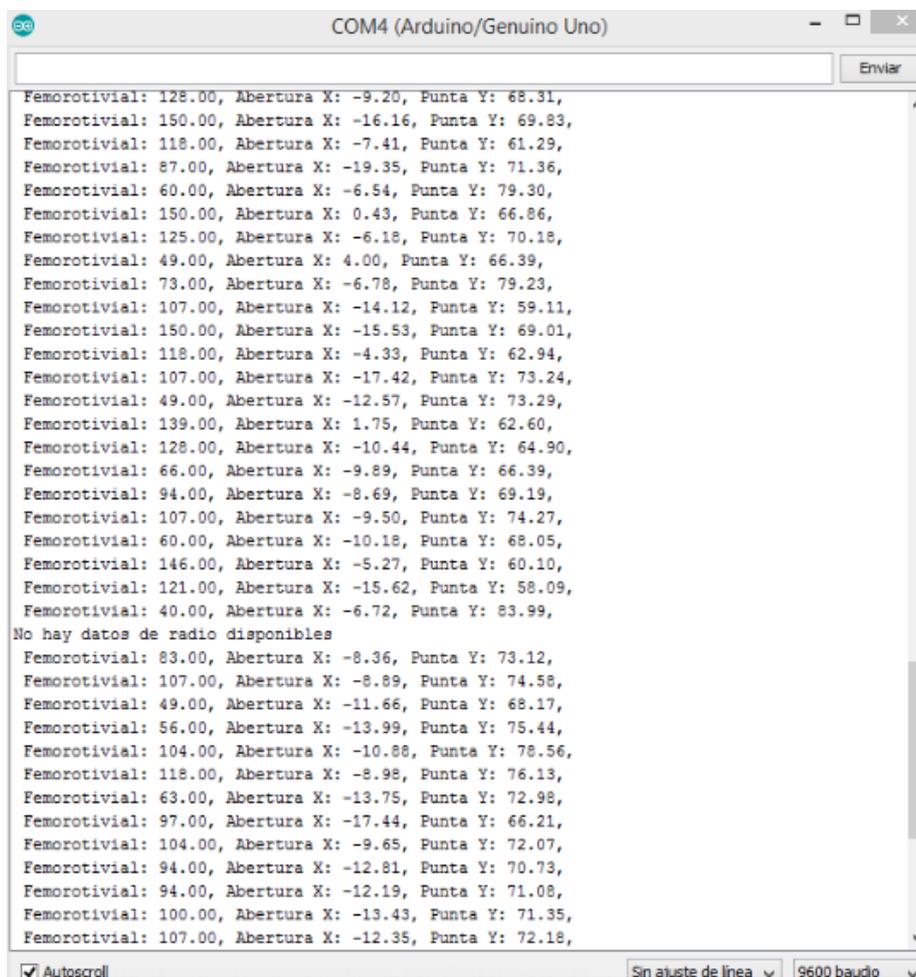


Figura 67. Ejercicio de sentadilla con el sistema puesto

Fuente: Autoría

La puesta en marcha del sistema es accionando un interruptor de encendido y enseguida se hace el ejercicio de forma natural. Obsérvese la figura 67, donde se puede apreciar la ejecución del ejercicio de sentadilla con barra libre.

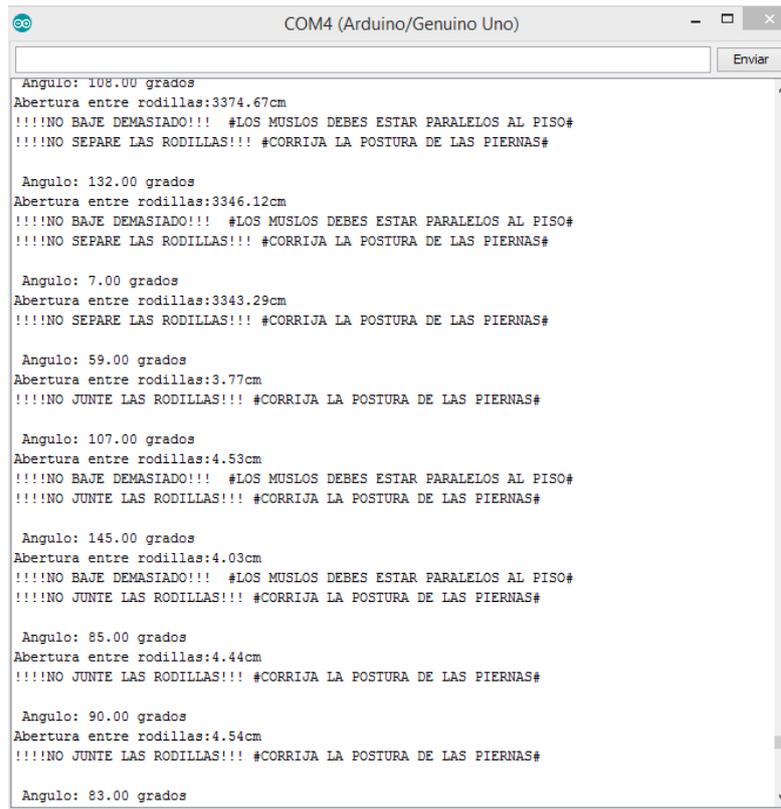
Como resultado del ejercicio de la sentadilla con el sistema se obtiene los datos generados por la articulación de la rodilla, claramente se pueden apreciar los valores generados(datos) en la figura 68, donde se hallan los datos del ángulo de inclinación femorotibial, la abertura de las piernas controlada en el eje x (aducción y abducción), y el ángulo de una inclinación en el eje y para determinar la posición de la rodilla con respecto a la punta del pie.



```
COM4 (Arduino/Genuino Uno)
Enviar
Femorotivial: 128.00, Abertura X: -9.20, Punta Y: 68.31,
Femorotivial: 150.00, Abertura X: -16.16, Punta Y: 69.83,
Femorotivial: 118.00, Abertura X: -7.41, Punta Y: 61.29,
Femorotivial: 87.00, Abertura X: -19.35, Punta Y: 71.36,
Femorotivial: 60.00, Abertura X: -6.54, Punta Y: 79.30,
Femorotivial: 150.00, Abertura X: 0.43, Punta Y: 66.86,
Femorotivial: 125.00, Abertura X: -6.18, Punta Y: 70.18,
Femorotivial: 49.00, Abertura X: 4.00, Punta Y: 66.39,
Femorotivial: 73.00, Abertura X: -6.78, Punta Y: 79.23,
Femorotivial: 107.00, Abertura X: -14.12, Punta Y: 59.11,
Femorotivial: 150.00, Abertura X: -15.53, Punta Y: 69.01,
Femorotivial: 118.00, Abertura X: -4.33, Punta Y: 62.94,
Femorotivial: 107.00, Abertura X: -17.42, Punta Y: 73.24,
Femorotivial: 49.00, Abertura X: -12.57, Punta Y: 73.29,
Femorotivial: 139.00, Abertura X: 1.75, Punta Y: 62.60,
Femorotivial: 128.00, Abertura X: -10.44, Punta Y: 64.90,
Femorotivial: 66.00, Abertura X: -9.89, Punta Y: 66.39,
Femorotivial: 94.00, Abertura X: -8.69, Punta Y: 69.19,
Femorotivial: 107.00, Abertura X: -9.50, Punta Y: 74.27,
Femorotivial: 60.00, Abertura X: -10.18, Punta Y: 68.05,
Femorotivial: 146.00, Abertura X: -5.27, Punta Y: 60.10,
Femorotivial: 121.00, Abertura X: -15.62, Punta Y: 58.09,
Femorotivial: 40.00, Abertura X: -6.72, Punta Y: 83.99,
No hay datos de radio disponibles
Femorotivial: 83.00, Abertura X: -8.36, Punta Y: 73.12,
Femorotivial: 107.00, Abertura X: -8.89, Punta Y: 74.58,
Femorotivial: 49.00, Abertura X: -11.66, Punta Y: 68.17,
Femorotivial: 56.00, Abertura X: -13.99, Punta Y: 75.44,
Femorotivial: 104.00, Abertura X: -10.88, Punta Y: 78.56,
Femorotivial: 118.00, Abertura X: -8.98, Punta Y: 76.13,
Femorotivial: 63.00, Abertura X: -13.75, Punta Y: 72.98,
Femorotivial: 97.00, Abertura X: -17.44, Punta Y: 66.21,
Femorotivial: 104.00, Abertura X: -9.65, Punta Y: 72.07,
Femorotivial: 94.00, Abertura X: -12.81, Punta Y: 70.73,
Femorotivial: 94.00, Abertura X: -12.19, Punta Y: 71.08,
Femorotivial: 100.00, Abertura X: -13.43, Punta Y: 71.35,
Femorotivial: 107.00, Abertura X: -12.35, Punta Y: 72.18,
Autoscroll Sin ajuste de línea 9600 baudio
```

Figura 68. Adquisición de datos del ejercicio de la sentadilla

Fuente: Autoría



```
COM4 (Arduino/Genuino Uno)
Enviar
Angulo: 108.00 grados
Abertura entre rodillas:3374.67cm
!!!NO BAJE DEMASIADO!!! #LOS MUSLOS DEBES ESTAR PARALELOS AL PISO#
!!!NO SEPARE LAS RODILLAS!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#

Angulo: 132.00 grados
Abertura entre rodillas:3346.12cm
!!!NO BAJE DEMASIADO!!! #LOS MUSLOS DEBES ESTAR PARALELOS AL PISO#
!!!NO SEPARE LAS RODILLAS!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#

Angulo: 7.00 grados
Abertura entre rodillas:3343.29cm
!!!NO SEPARE LAS RODILLAS!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#

Angulo: 59.00 grados
Abertura entre rodillas:3.77cm
!!!NO JUNTE LAS RODILLAS!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#

Angulo: 107.00 grados
Abertura entre rodillas:4.53cm
!!!NO BAJE DEMASIADO!!! #LOS MUSLOS DEBES ESTAR PARALELOS AL PISO#
!!!NO JUNTE LAS RODILLAS!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#

Angulo: 145.00 grados
Abertura entre rodillas:4.03cm
!!!NO BAJE DEMASIADO!!! #LOS MUSLOS DEBES ESTAR PARALELOS AL PISO#
!!!NO JUNTE LAS RODILLAS!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#

Angulo: 85.00 grados
Abertura entre rodillas:4.44cm
!!!NO JUNTE LAS RODILLAS!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#

Angulo: 90.00 grados
Abertura entre rodillas:4.54cm
!!!NO JUNTE LAS RODILLAS!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#

Angulo: 83.00 grados
```

Figura 69. Alertas Generadas por el sistema

Fuente: Autoría

La figura 69 de muestra los parametros de evaluacion del sistema juntamente con las alertas en caso de realizarse mal el ejercicio. La evaluacion del angulo femorotivial, considerandose que el angulo adecuado es de 90° y la abertura que se tiene entre las piernas (Abducción y aducción).

Los resultados obtenidos y observaciones de las pruebas iniciales del sistema se encuentran listadas y resumidas en la tabla 30.

Uno de los resultados obtenidos de suma importancia para el usuario es que el sistema no causa ningún tipo de incomodidad al momento de realizar el ejercicio y se puede realizar la sentadilla de forma natural, una observación importante del mismo es que dé deben sujetar de mejor forma los sensores y cables para poder ajustar la rodillera de forma adecuada.

Tabla 30. Resultados de pruebas iniciales

Resultados de pruebas iniciales	
Resultados	Observaciones
La evaluación del ángulo femorotibial se toma adecuadamente de acuerdo con la flexo-extensión de la rodilla.	Los ángulos de evaluación se generan muy lentos y se produce error en la lectura cuando hace el ejercicio de forma rápida
La distancia entre la abertura de los pies se mide adecuadamente siempre y cuando se tenga las piernas en la posición inicial correcta de la sentadilla.	El sistema se vuelve muy dependiente de la estatura de la persona.
La alarma se genera adecuadamente de acuerdo con los parámetros establecidos para su accionamiento	El tiempo de respuesta de la alarma es muy lento lo que genera retrasos al producirse dos errores seguidos.

Fuente: Autoría

4.1.2 Pruebas de diseño y funcionalidad de Hardware

Las pruebas de diseño y funcionalidad tratan del funcionamiento electromecánico del sistema, es decir de la ubicación idónea de los sensores (Flex sensor, acelerómetro MPU6050) en la rodillera además de la interpretación de los datos nuevos para determinar los errores de la sentadilla basándose en el algoritmo de aprendizaje autónomo K-NN. En la tabla 31 se puede apreciar detalladamente todos los parámetros inmiscuidos en este tipo de validación para llegar a su cumplimiento. Para mayor detalle obsérvese la hoja tes de pruebas de diseño y hardware del anexo 10(B).

Tabla 31. Pruebas de Diseño de Hardware

Pruebas de diseño y funcionalidad	
Parámetro	Cumplimiento
Encendido del sistema e inicio de funcionamiento del prototipo	x
Colocación de la rodillera en la rodilla derecha	x
Evaluación de los parámetros de los sensores al realizar una sentadilla	x
Regreso al estado inicial al no realizar el ejercicio	x
Análisis de los datos con el algoritmo K-NN de ML	x
Activación de alarma basada en el aprendizaje autónomo K-NN	x

Fuente: Autoría

Los resultados obtenidos se pueden evidenciar en la figura 70, donde se encuentra un deportista de físico culturismo realizando la sentadilla con normalidad. Donde se pudo apreciar que la fiabilidad del sistema des de un 90% con un margen de error de 10%, Este porcentaje de error fue determinado con un experto en el área para determinar si la sentadilla se realizó bien o mal y en base a ese criterio cual fue estimación de aciertos por el prototipado. De 10 se peticiones buenas el sistema acertó en todas las repeticiones y de 10 repeticiones mala el sistema detecto 2 como buenas.



Figura 70. Prueba de funcionamiento prototipo final con algoritmo de aprendizaje autónomo K-NN

Fuente: Autoría

En la figura 70 se muestra la prueba de funcionamiento con el algoritmo de aprendizaje autónomo K-NN. El deportista que realiza la sentadilla es un integrante del club de Fisicoculturismo de la UTN.

4.1.3 Pruebas de Diseño y Funcionalidad de Software (Sistema de Visualización)

La prueba de funcionalidad de diseño y funcionalidad son las encargadas de verificar si el sistema de visualización cumple con los requerimientos mencionados en los stakeholders. Los requerimientos en esta etapa son críticos ya que el sistema funciona en su totalidad es decir es complementario a la parte del sistema ubicación en la rodillera. Los tipos de pruebas sujetos al sistema de visualización se encuentran en la tabla 32 y detalladamente en la hoja de tes de software en el anexo 10(C).

Tabla 32. Pruebas de Visualización

Pruebas de Software (Visualización)	
Parámetro	Cumplimiento
Conexión con el sistema de la rodillera	x
Interpretación de los datos recibidos	x
Representación de los datos de forma artística mediante movimiento de imágenes	x
Alerta visual de errores en la sentadilla	x

Fuente: Autoría

Los resultados de las pruebas de visualización están resumidos en una lista de chequeo (check list) seleccionando si los parámetros cumplen o no los requerimientos establecidos con anterioridad. Obsérvese la lista de chequeo de cumplimiento en la Tabla 32.

La conexión del sistema de visualización con el de la rodillera se comunican mediante el uso del receptor y hace uso de la comunicación serial para enviar los datos de Arduino a Processig, los datos recibidos son interpretados en el orden de llegada ya que son recibidos en un vector(arreglo) de 3 posiciones e interpretados correspondientemente con el movimiento de imágenes al realizar el ejercicio donde si el ejercicio es detectado como incorrecto se genera la alarma de alerta visual. Obsérvese en la figura 71 todos los parámetros mencionados con anterioridad.

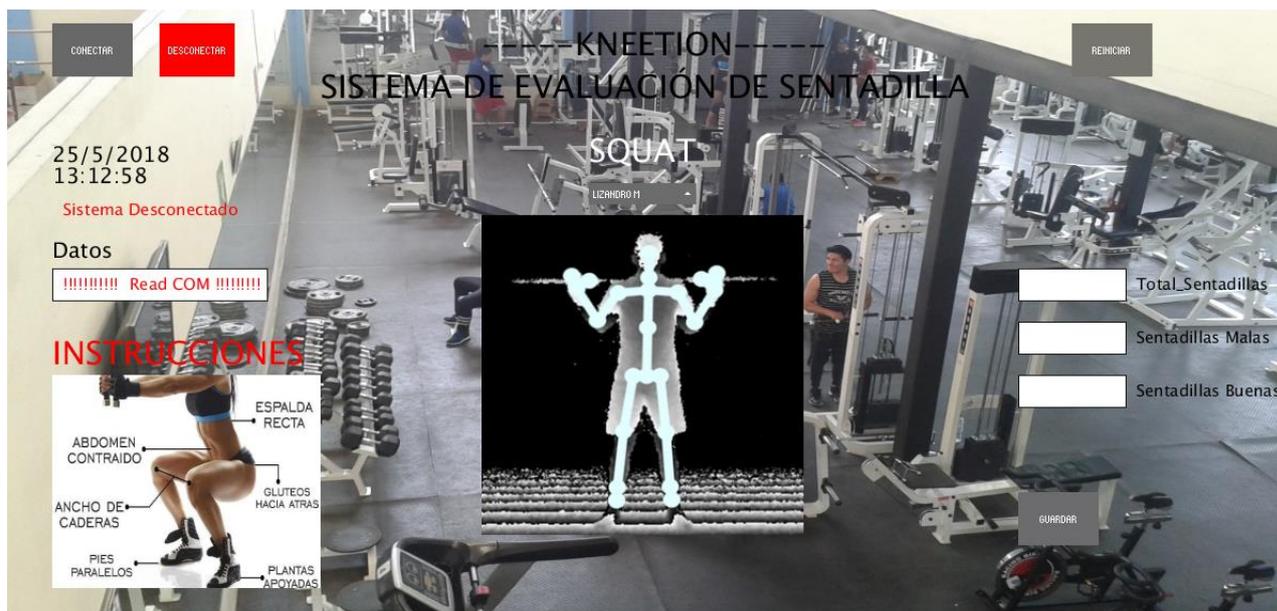


Figura 71. Sistema de Visualización

Fuente: Autoría

En la tabla 33, se observa detalladamente la comparativa de fiabilidad del sistema basándose en la interpretación de cada sentadilla del sistema y la basada por el entrenador en el gimnasio.

Tabla 33. Fiabilidad del sistema (Prueba de Gimnasio)

Comparativa de fiabilidad del sistema		
Parámetro de evaluación	Aciertos	Fallas
10 repeticiones buenas	10	0
5 errores de Aducción	5	0
5 errores de Abducción	5	0
5 errores de Sobrepasar la punta del pie	4	1
5 errores Femorotibiales	4	1

Fuente: Autoría

De la tabla 33, se muestra como resultado una fiabilidad total del sistema del 93.4 % y un porcentaje de error del sistema de 6.6 %. El sistema en su funcionamiento global resulta bastante bueno por su alto nivel de fiabilidad lo cual es idóneo para cualquier deportista.

Pruebas con Usuarios

Dentro de los errores mencionados en la tabla 33, a continuación, se muestra de forma gráfica los distintos tipos de errores que alertarían al usuario de estar realizando mal el ejercicio y que corre peligro de lesión de rodillas. Se puede apreciar la hoja de test de usuario detalladamente en el anexo 10(D).

- Aducción y abducción

En la figura 72 a se puede observar el error cuando las rodillas tienden irse hacia dentro es decir juntarse, este error corresponde al error de aducción. Lo contrario es el error de abducción, cuando las rodillas tienden irse demasiado hacia fuera, este último error se puede visualizar en la figura 73.



Figura 72. Prueba de error-Aducción

Fuente: Autoría



Figura 73.Prueba error-Abducción

Fuente: Autoría

- Sobrepasar la punta

Cuando la rodilla sobrepasa la punta del pie es un error que se puede visualizar con su respectiva alerta en la figura 74.



Figura 74.Prueba error posición de rodilla y punta del pie

Fuente: Autoría

- Femorotibial

En la figura 75 se puede observar el error cuando el deportista sobrepasa el umbral permitido para el ángulo femorotibial que es de 90°.



Figura 75. Prueba error de ángulo femorotibial

Fuente: Autoría

Resultados Finales

Se pudo verificar la funcionalidad total del sistema con el usuario, siendo satisfactorios los resultados esperados según la hoja de test de Usuario detallada en el anexo 10(D). Todas las alertas visuales se generaron correctamente cuando el deportista cometió un error al hacer la sentadilla y mientras la sentadilla se realizó correctamente se pudo evidenciar el movimiento.

4.2 CONCLUSIONES

- Mediante la revisión literaria competente de todo el sistema se pudo determinar las bases biomecánicas del ejercicio de la sentadilla tradicional y las técnicas inadecuadas que se cometen al momento de realizar la sentadilla para poder asociarlas al funcionamiento del sistema de forma general además de verificar que el ángulo femorotibial para realizar la sentadilla debe ser de 90° .
- La metodología del modelo en V fue de gran ayuda para desarrollar el diseño del prototipo de una forma ordenada y poder extraer todos los requerimientos de stakeholder (estándar IEEE 29148) juntamente con la elección de hardware y software, que debería cumplir el sistema para satisfacer al usuario que es el enfoque principal.
- Al realizar el levantamiento de los datos de los sensores para creación de la base de datos de entrenamiento “dataset”, se pudo contar que todos los datos generados por los sensores no son útiles para implementar en un algoritmo de Machine Learning por lo que es indispensable hacer una reducción y minería de datos para elevar la eficiencia del algoritmo.
- La eficiencia del algoritmo de aprendizaje autónomo K-NN al trabajar con una base de datos de entrenamiento de 75 datos es del 85 %, con tan solo el 15 % de error trabajando con un número de K vecinos igual a 3 (3-NN).
- La eficiencia del sistema completo en funcionamiento es del 93.4 % y 6.6 % de errores producidos por una lectura a destiempo al momento de realizar la sentadilla, todos los datos generados por una buena sentadilla son interpretados correctamente mientras que 1 de 5 repeticiones malas son interpretadas erróneamente.

- El sistema de visualización tiene una latencia de 500ms en representar los datos por el procesamiento que demanda el sistema dentro de la rodillera lo que produce un pequeño desfase cuando se generan las alertas tanto en la rodillera de forma sonora y en la aplicación del sistema.
- Se desarrollo un sistema electrónico con aprendizaje autónomo (Machine Learnig), acoplado a una rodillera de neopreno marca “AURIK”, el cual evalúa el movimiento de la articulación de la rodilla en el ejercicio de la sentadilla tradicional, a través de sensores, mediante los cuales se emite una alerta sonora previniendo una lesión de rodilla al deportista.

4.3 RECOMENDACIONES

- Es recomendable usar bases bibliográficas fiables juntamente con el uso de artículos científicos para consolidar mejor la idea de la investigación ya que de esa forma no se divaga en ciertas terminologías que son expresadas por expertos en el tema, eso validara de mejor forma la investigación.
- Apoyar a los proyectos innovadores en tecnología por más locas que sean las ideas generadas, con la ayuda de un experto en el tema esa idea puede aportar de gran forma al mejoramiento la matriz productiva en el país cuan ámbito tecnológico se refiere.
- Se recomienda utilizar alguna metodología de trabajo para diseño de prototipos electrónicos y software, de esa forma ayuda a realizar el trabajo de investigación de forma clara y ordenada, siguiendo procedimientos ya establecidos.

- El uso de hardware libre como software en proyectos de investigación es recomendable para abaratar costos y explotar el talento del desarrollador al momento de desarrollar su proyecto sin restricciones.
- Se recomienda hacer uso del manual de usuario tanto de la rodillera como del sistema de visualización para hacer uso del prototipo de forma adecuada y evitar percances innecesarios.
- Para mayor durabilidad del prototipo se recomienda sacar los componentes electrónicos de la rodillera ya que no son resistentes al agua.

BIBLIOGRAFÍA

- A, M. L., & Pereira, N. V. (2013). La sentadilla ¿es un ejercicio potencialmente? *Electronica de ciencias aplicadas al deporte*.
- Aguilar, S. B. (2005). Fórmulas para el cálculo de la muestra en investigaciones de salud. *Salud en Tabasco*, 11(1-2), 333-338.
- Alcalde, I. (2015). *Visualización de la información: de los datos al conocimiento* . Retrieved from <https://ebookcentral.proquest.com>.
- Amar, J. (2010). *Las nuevas tecnologías en el deporte* . . Recuperado de http://www2.uca.es/dept/didac_efpm/jamar/REVISTA-DIGITAL-DXT-FUTBOL/cientfico2.htm.
- Artero, Ó. T. (2013). *Arduino: curso práctico de formación*. RC Libros.
- Cantone, D. (2006). *Implementación y debugging* . . USERSHOP.
- Carreras, I. V. (2009). *Musculación deportiva y estética: ejercicios con pesos libres para el desarrollo de la fuerza general*. Retrieved from <https://ebookcentral.proquest.com>.
- Castillo, J. (2016). Sentadilla-Guía completa. . Recuperado de <http://www.josemief.com/sentadilla-guia-completa-profundidad-errores-tecnica-y-examen-de-itv-con-22-puntos-regalo-sorpresa/>.
- Cazar, E. V. (2014). *Política y Reglamento de Seguridad y Salud Ocupacional de la Universidad Técnica del Norte*. Ibarra.
- Contreras, F. A. (2016). INTRODUCCIÓN A MACHINE LEARNING. *SUNQU*, Recuperado de http://www.zemsania.com/recursos-zemsania/whitepapers/DTS/Machine_learning.pdf.

- Couceiro, A. (2014). *Lo que todo entrenador debe saber: y algun dia alguien dijo "Las rodillas no pueden viajar mas allá del la punta de los pies"*. Sobre entrenamiento.
- Delavier, F. (2004). *Mujeres, guía de los movimientos de musculación (2ª edición)*. Barcelona: Paidotribo. Barcelona: Paidotribo.
- Deporte, D. y. (2016). Análisis predictivo de datos deportivos. Recuperado de <https://datosydeporte.com/>.
- deporte, M. d. (2017). C. Ecuador.
- Domenech, B. (2008). Todos van al gimnasio por el físico, cuando lo importante es la salud. Recuperado de <http://revista-digital.verdadera-seducion.com/todos-van-al-gimnasio-por-el-fisico-cuando-lo-importante-es-la-salud/>.
- Escamila. (2014). Biomecánica de la Rodilla en el Ejercicio de Sentadilla Dinámica. *PubliCE Premium*, 10.
- Escanilla, R. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Sports Exerc*, 127-141.
- Farley, A. (2015). What muscles do lunges target ? . Recuperado de <http://www.livestrong.com/article/439335-what-muscles-do-lunges-work-out/>.
- Fernández, R., Ordieres, J., Martínez, F. J., González, A., Alba, F., Lostado, R., & Pernía, A. V. (2009). *Martínez, R. F., Meré, J. O., de Pisón Ascacibar, F. J., Marcos, A. G., & Elías, F. A. (2009). Redes Inalámbricas de sensores: teoría y aplicación práctica*. Martínez, R. F., Meré, J. O., de Pisón Ascacibar, F. J., Marcos, A. G., & Elías, F. A. (2009). Publicaciones Universidad de la Rioja.

- Frutos, J. B. (2013). *Revisión del concepto de Técnica Deportiva desde la perspectiva biomecánica del movimiento*. Recuperado el 5 de 10 de 2017, de <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/4707702.pdf>
- García, S. M. (2009). *Ejercicios contraindicados (potencialmente peligrosos)*. Retrieved from <https://ebookcentral.proquest.com>.
- Germán, C. R. (2014). *Sensores y actuadores: aplicaciones con arduino*. Retrieved from <https://ebookcentral.proquest.com>.
- González, I., González, J., & Gómez-Arribas, F. A. (2013). Hardware libre: clasificación y desarrollo de hardware reconfigurable en entornos GNU/Linux. In VI Congreso de Hispalinux. *Universidad Rey Juan Carlos I*, Recuperado de: <http://ftp1.nluug.nl/ftp/pub/ftp/os/Linux/doc/LuCaS/Presentaciones/200309hispalinux/8/8.pdf>.
- González-Montesinos, J. L., & Fernández-Santos, J. d. (2012). Origen y evolución de las patentes y marcas en biomecánica deportiva. (Origin and evolution of patents and trademarks in sports biomechanics). *Ricyde. Revista Internacional De Ciencias Del Deporte*, 8(30), 276-304. Recuperado el 5 de 10 de 2017, de <http://redalyc.org/pdf/710/71024525002.pdf>
- Gottau, G. (2011). Guía para principiantes (VIII): Squats o sentadillas. *Vitonica*.
- HAY, J. G. (1981). *Biomecânica das técnicas desportivas*. Rio de Janeiro: Interamericana.
- Hayt, W. H. (2007). *Análisis de circuitos en ingeniería (7a. ed.)*. Retrieved from <https://ebookcentral.proquest.com>.
- Itamar Sharon, M. d. (2010). A DECISION FRAMEWORK FOR SELECTING A SUITABLE. Recuperado de

https://www.researchgate.net/profile/Jos_Vrancken/publication/220708910_A_Decision_Framework_for_Selecting_a_Suitable_Software_Development_Process/links/00b7d52a9e19fb28a2000000/A-Decision-Framework-for-Selecting-a-Suitable-Software-Developm.

José, A. (2009). *Biomecánica deportiva Y control de entrenamiento*. Medellín: Funámbulos Editores.

L. V. (2014). Side Effects of Doing Squats. *Muy Fitness*.

Leirós, L. I. (2009). Historia de la Ergonomía, o de cómo la Ciencia del Trabajo se basa en verdades tomadas de la Psicología. *Revista de historia de la psicología*, 30(4), 33-53.

Leite, M. W. (2012). Biomecánica aplicada al deporte: contribuciones, perspectivas y desafío. *Educación física y Deportes: Revista digital*, 9.

Lloret, R. M. (2012). *Anatomía aplicada a la actividad física y deportiva (3a. ed.)*. Retrieved from <https://ebookcentral.proquest.com>.

López, C., & Sanchez. (2014). *Fisiología y fitness par corredores populares*. Madrid: Prowellness.

López, F. (2014). La ergonomía en el deporte. *Salud*, Recuperado de <https://sportadictos.com/2014/01/ergonomia-del-deporte>.

López, P. M. (2002). *Mitos y creencias en la practica deportiva*. Barcelona: Inde.

Luann, V. (s.f.). Side Effects of Doing Squats. *Muy Fitnes*, 6.

Manuel. (2017). Como hacer sentadillas correctamente. Recuperado de <http://laguiadelasvitaminas.com/como-hacer-sentadillas/>.

- Martínez, R. F. (2009). *Redes inalámbricas de sensores: teoría y aplicación práctica*.
Publicaciones Universidad de la Rioja.
- Mileti, D. S. (1989). LA EFICACIA DE LOS SISTEMAS DE ALARMA EN AMERICA
LATINA.
- Mondelo PR, T. E. (2001). *Ergonomia I. Fundamentos*. Catalunya.
- Noble, J. (2012). *Programming Interactivity, Second Edition*. Unites States of America:
Recuperado de: http://electronicas.lapiedrahita.com/wp-content/uploads/2014/08/programming_interactivity_2nd_edition.pdf.
- Obregón, S. M. (2016). *Fundamentos de ergonomía*. Recuperado de
<https://ebookcentral.proquest.com>.
- Paniagua, S. (2016). El MachineLearning en el deporte lo haces tu. *CEO*. España(Francisco J
Martín).
- Plan Nacional del Buen Vivir. (2013). *Plan Nacional del Buen Vivir* . Recuperado de
<http://www.buenvivir.gob.ec/objetivo-11.-asegurar-la-soberania-y-eficiencia-de-los-sectores-estrategicos-para-la-transformacion-industrial-y-tecnologica>.
- Processing. (2001). *Pagina Oficial de Processing*. <https://processing.org/>.
- Quisoboni, R. (22 de Marzo de 2014). UTN Inaugura su gimnasio. *EL NORTE*, pág. 2.
- Sastre, S. (s.f.). Biomecanica de la rodilla . *Recuperado de*
<http://www.nopainrun.com/biomecanica-rodilla.html#>.
- Senacyt. (2010). *Plan Nacional Ciencia, Tecnología , Innovación y saberes Ancestrales*.
Recuperado de

<http://www.ilades.edu.ec/publicaciones/Plan%20Nacional%20de%20Ciencia,%20Tecnolog%C3%ADa,%20Innovaci%C3%B3n%20y%20Saberes%20ancestrales.pdf>.

SENACYT. (2010). Plan Nacional, Ciencia, Tecnología, Innovación y Saberes Ancestrales.

En SENACYT, *Plan Nacional, Ciencia, Tecnología, Innovación y Saberes Ancestrales* (pág. 22). Quito.

SENPLADES. (2013). Plan Nacional del Buen Vivir. En SENPLADES, *Plan Nacional del Buen Vivir* (pág. 520). Quito.

Shalev, S., & Shai, D. (2014). *UNDERSTANDING MACHINE LEARNING, From Theory to Algorithms*. New York: Congress Cataloging in Publication Data, Recuperado de Congress Cataloging in Publication Data.

Sierra Araujo, B. (2006). *Aprendizaje automático: conceptos básicos y avanzados: aspectos prácticos utilizando el software Weka*. Madrid: Pearson Prentice Hall.

Vásquez, J. (2014). *Reglamento general del uso y funcionamiento del gimnasio de Especialidades "UTN"*. Ibarra.

Weineck, J. (2005). *Entrenamiento total (Vol. 24)*. Editorial Paidotribo.

Xploded Themes. (2013). Los beneficios de hacer sentadillas. Recuperado de <http://www.ladeportista.com.ar/los-beneficios-de-hacer-sentadillas/>.

Zehr, M. (2015). Knee Injuries From Squats. <http://www.livestrong.com/article/327793-knee-injuries-from-squats/>.

Glosario de Términos y Acrónimos

ABDUCCIÓN: Movimiento de alguna parte del cuerpo hacia fuera (Movimiento de las piernas hacia fuera)

ACSM: College of Sports Medicine y en su traducción al español (Universidad de la Medicina del Deporte).

ADUCCIÓN: Movimiento de alguna parte del cuerpo que se aproxima hacia el centro (movimiento de las piernas hacia el centro).

ATRIBUTO: Valores extraídos los los sensores y son representados por un nombre de columna dentro de la base de datos de entrenamiento.

BDD: Su traducción en el español hace referencia a Base de Datos

BIOMECÁNICA: Ciencia encargada de estudiar la mecánica del movimiento de los organismos vivos (estudio del movimiento corporal).

CLASE: Tipo de datos de la base de datos (Numero asociado al tipo de repetición)

CRC: Código de verificación de errores (Verificación por redundancia cíclica).

DATASET: Conjunto de datos de entrenamiento.

DATASHEETS: Es un documento que contiene las características de un producto y es emitida por el fabricante (cada producto tiene su datasheet y depende del fabricante).

DC: Corriente Continua (Corriente Directa).

FEMOROMENISCAL: Parte de la articulación de la rodilla correspondiente al menisco

FEMOROTIBIAL: Ángulo de la articulación de la rodilla entre el fémur y la tibia.

FDI: Federación Deportiva de Imbabura

ISM: Banda ISM

K-NN: K-Nearest Neighbors es un algoritmo de Machine Learning(ML) o su traducción al español método k vecinos más cercanos

MEMS: Sistemas Micro Electromecánicos

MEÑISCOTIBIAL: Parte de la articulación de la rodilla correspondiente al menisco.

ML: Machine Learning

PROCESSING: Software libre para graficar datos de sensores de forma artística y es compatible con Arduino.

sumak kawsay: Buen Vivir.

SC-KENNETION: Sistema ubicado en la rodillera

SV-KNEETION: Sistema de visualización

SVM: Support Vector Machine es un algoritmo de aprendizaje autónomo supervisado cuya traducción al español significa, Maquinas de vectores de soporte.

UTN: Universidad Técnica del Norte.

Vin: Voltaje de entrada a un circuito o componente electrónico.

Vout: Voltaje de salida de un circuito o componente electrónico.

WPAN: Redes inalámbricas de área personal.

ANEXOS

ANEXO 1. PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA

Programación del SC-KNEETION

```
// Librerías I2C para controlar el mpu6050
// la librería MPU6050.h necesita I2Cdev.h, I2Cdev.h necesita Wire.h
#include "I2Cdev.h"
#include "MPU6050.h"
#include "Wire.h"

//librerías para el NRF24L01
#include <SPI.h>
#include <nRF24L01.h>
#include <RF24.h>

// La dirección del MPU6050 puede ser 0x68 o 0x69, dependiendo
// del estado de AD0. Si no se especifica, 0x68 estará implícito
MPU6050 sensor;

int ax, ay, az; // Valores RAW (sin procesar) del acelerómetro en los ejes x,y,z

//Pines utilizados
int FLEX_PIN = A0; // Pin conectado a la salida del divisor de voltaje (Flex-Sensor)
int BUZZER_PIN = 5 ; //Pin de la alarma (Chicharra)

//declaración de pines CE CSN
#define CE_PIN 9 // pines para comunicación NRF24L01
#define CSN_PIN 10 //pines para comunicación NRF24L01

// Variable de dirección de canal por donde se transmite
byte direccion [5] ={'c','a','n','a','l'};
```

```

//creacion el objeto radio (NRF24L01)
RF24 radio(CE_PIN, CSN_PIN);

//vector con los datos a enviar
float datos[3];

//constantes de evaluacion (Filtros)
float angfem = 95 ; // angulo crítico de evaluacion

void setup() {
  Serial.begin(9600); // inicializacion de comunicacion serial
  radio.begin(); // inicializando el NRF24L01
  radio.openWritingPipe(direccion); // abrir el canal de escritura

  Wire.begin(); //Iniciando I2C para Acelerometro
  sensor.initialize(); //Iniciando el sensor MPU 6050

  if (sensor.testConnection()) Serial.println("Sensor iniciado correctamente"); // prueba de
inicializacion correcta del sensor MPU 5060
  else Serial.println("Error al iniciar el sensor");

  pinMode(FLEX_PIN, INPUT);
  pinMode(BUZZER_PIN, OUTPUT);
}

void loop() {

// medicion del angulo femorotivial
float angulo = angulo_femorotibial () ;
// Serial.println(" Angulo: " + String(angulo) + " grados");
//delay(500);

```

```

// Alistar el sensor MPU 6050
float Ax = abertura () ;
float Py = punta () ;

transmitir_datos (angulo,Ax,Py);

/* if (angulo > 3 ) //conficion para activar el sistema de alarma
{
    sistema_alarma (angulo,Ax,Py);
    Serial.println();
}

*/

}

// Angulo de inclinacion femorotiial
float angulo_femorotibial ()
{
/*****
Considerar la formula de la teoria de divisor de voltaje para
para calibrar el sensor de flexion
*****/

float VCC = 4.98; // Voltaje de salida del arduino real (Medición)
float R_DIV = 45600.0; // Resistencia de 47k con medicion real

// Calibracion del Sensor Flex
float RESISTENCIA_PLANA = 9200.0; // resistencia plana
float RESISTENCIA_DOBLADO = 17400.0; // rresistencia con un dobles de 90

// Lectura del ADC , y calculo de voltaje y resistencia
int flexADC = analogRead(FLEX_PIN);

```

```

float flexV = flexADC * VCC / 1023.0;
float flexR = R_DIV * (VCC / flexV - 1.0);
// Serial.println("Resistencia: " + String(flexR) + " ohms");

// calculo del angulo de curvatura:
float angulo = map(flexR, RESISTENCIA_PLANA, RESISTENCIA_DOBLADO,
0, 90.0);

// Serial.println(" Angulo: " + String(angulo) + " grados");
// Serial.println();
// delay(1000);

//return flexR;
return angulo;
}

// cuntol de separacion de ls rodillas
float abertura ()
{
// Leer las aceleraciones
sensor.getAcceleration(&ax, &ay, &az);
//Calcular los angulos de inclinacion:
float Ax=atan(ax/sqrt(pow(ay,2) + pow(az,2)))*(180.0/3.14);
// float Py=atan(ay/sqrt(pow(ax,2) + pow(az,2)))*(180.0/3.14);
//Mostrar los angulos separadas por un [tab]

/*Serial.print("Punta X: ");
Serial.print(Ax);
Serial.print(" Abertura Y: ");
Serial.println(Py);
delay(500);
*/

```

```

    return Ax;
}
float punta ()
{
    abertura();
    sensor.getAcceleration(&ax, &ay, &az);
    //Calcular los angulos de inclinacion sobre punta:
    float Py=atan(ay/sqrt(pow(ax,2) + pow(az,2)))*(180.0/3.14);
    //Mostrar los angulos separadas por un [tab]

    return Py;
}

//sistema de Alarma

/*void sistema_alarma (float angulo ,float Ax, float Py)
{
    if (angulo >= angfem )
    {
        digitalWrite (BUZZER_PIN , HIGH);
        delay(200);
        digitalWrite (BUZZER_PIN , LOW);
        delay (200);
        //tone(BUZZER_PIN,500,500);
        Serial.println ("!!!!NO BAJE DEMASIADO!!! #LOS MUSLOS DEBES ESTAR
PARALELOS AL PISO#");
    }
    if ( Ax < 0.00)
    {
        tone(BUZZER_PIN,5000,200);
        Serial.println ("!!!!NO JUNTE LAS RODILLAS!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS
PIERNAS#");
    }
}

```

```

else if (Ax > 10.00)
{
tone(BUZZER_PIN,000,200);

Serial.println ("!!!!NO SEPARE LAS RODILLAS!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS
PIERNAS#");
}
if (Py < 75.00)
{
tone(BUZZER_PIN,000,200);

Serial.println ("!!!!NO SOBREPASE LA PUNTA DE LOS PIES!!! #CORRIJA LA
POSTURA DE LAS PIERNAS#");
}
}
*/

// trnasmision de los datos extraidos por los sensores y numero de repeticiones
void transmitir_datos (float angulo ,float Ax, float Py)
{
//cargar los datos a enviar en la variabledatos segun las posiciones
datos[0]= angulo;
datos[1]= Ax;
datos[2]= Py;

bool ok = radio.write(datos, sizeof(datos)); // envio de los datos

// escribir en el puerto serial los datos enviados
if(ok)
{
Serial.print("Datos enviados: ");
Serial.print(" Angulo: "+ String (datos[0])+",");
Serial.print(" , ");
Serial.print(" Abertura X: "+ String (datos[1])+",");
Serial.print(" , ");
Serial.print(" Punta Y: "+ String (datos[2])+",");
}
}

```

```

    Serial.println(" ");
}
else
{
    Serial.println("no se ha podido enviar");
}
delay(500);

}

```

Programación del SV-KNEETION

```

void draw(){
    //fondo de la interfaz
    Fondo = loadImage("utn.jpg");
    Fondo.resize(1200,600);
    image(Fondo,0,0);
    // Encabezado inicial y Etiquetas del sistema
    stroke(20);
    textSize(30); //tam de letra
    fill(0,0,0);
    text("-----KNEETION-----",450,50);
    text("SISTEMA DE EVALUACIÓN DE SENTADILLA",300,90);// titulo de interfaz
    fill(255);
    text("SQUAT",550,150);// titulo de interfaz
// Instrucciones del ejercicio de sentadillas
    Instrucciones = loadImage("instrucciones.jpg");
    Instrucciones.resize(250,200);
    image(Instrucciones,50,350);
    fill(255,0,0);
    text("INSTRUCCIONES",50,340);

```

```

// Etiquetas donde se muestran datos de los sensores y numero de errores y repeticiones
fill(255);
rect(50,250,200,30); // Lectura de Datos
textSize(20);
fill(0);
text("Datos",50,240);
    fill(255);
rect(950,250,100,30); // conteo de sentadillas
textSi(15);
fill(0);
text("Total_Sentadillas",1060,270);
fill(255);
rect(950,300,100,30); // conteo de sentadillas buenas
textSize(15);
fill(0);
text("Sentadillas Malas",1060,320);
fill(255);
rect(950,350,100,30); // conteo de sentadillas malas
textSize(15);
fill(0);
text("Sentadillas Buenas",1060,370);
    //cargar fecha y hora del sistema
    y= year(); m=month(); d=day();
    h=hour(); mi=minute(); s=second();
    textSize(20);
    fill(0);
    text(d + "/" + m + "/" + y, 50, 150);
    text(h + ":" + mi + ":" + s , 50, 170);
    /* println("Item seleccionado: "          /// imprimir valores de los usuarios
        +Usuario.getValue()
        +"\nValor interno del item seleccionado: "

```

```

+Usuario.getArrayValue((int)Usuario.getValue())
+"\n\n "); */

//posicion inicial de la sentadilla
PosInicial = loadImage("Pos-inicial.jpg");
PosInicial.resize(300,300);
image(PosInicial,450,200);
//Encender sistema de visualizacion a traves del boton conectar
if(i==1){
    user = Usuario.getArrayValue((int)Usuario.getValue()); // recuperar id de usuario
    textSize(20); //aviso de sistema conectado
    fill(255,0,0);
    text("Sistema Conectado",60,200);

    textSize(20); //recuperar datos del puerto COM Arduino
    fill(0);
    text(angfem + "," + abertura + "," + punta ,60,270)
//Posiciones iniciales del ejercicio
/* if(angfem < 60.00){
    //posicion inicial de la sentadilla
    PosInicial = loadImage("Pos-inicial.jpg");
    PosInicial.resize(300,300);
    image(PosInicial,450,200);
    delay(500);
    alarma.pause(); //pausar, reiniciar alarma
    alarma.rewind();
    }else*/
//contador de sentadillas totales
/* if(angfem>=52){
contT++;
contTotal=contT/2;
}*/

```

```

if(angfem>=65.00 && angfem<= 80.00){
    //posicion inicial de la sentadilla
    PosInicial1 = loadImage("Pos-inicial1.jpg");
    PosInicial1.resize(300,300);
    image(PosInicial1,450,200);
    delay(1000);

    alarma.pause(); //pausar, reiniciar alarma
    alarma.rewind();
}
if (angfem >=85 && angfem <= 109){
    //sentadilla correcta
    SCorrecta = loadImage("Pos-correcta.jpg");
    SCorrecta.resize(300,300);
    image(SCorrecta,450,200);
    delay(1000);
    contB++;
}
//Errores de la sentadilla
else if (angfem >= 110.00 )
{
    //Error de angulo femorotibial
    EProfunda = loadImage("profunda.jpg");
    EProfunda.resize(300,300);
    image(EProfunda,450,200);
    delay(1000);
    textSize(30);
    fill(255,0,0);
    text ("!!!!NO BAJE DEMASIADO!!!",320,540);
    text("#LOS MUSLOS DEBES ESTAR PARALELOS AL PISO#",320,570);
    contF++; //contador de sentadillas malas
    alarma.play(); //activer alarma sonora
    delay(1000);
}

```

```

alarma.pause(); //pausar, reiniciar alarma
alarma.rewind();
}
if ( abertura < -12.00)
{
    //Error de aduccion
    ECierre = loadImage("cierre.jpg");
    ECierre.resize(300,300);
    image(ECierre,450,200);
    delay(1000);
    textSize(30);
    fill(255,0,0);
    text ("!!!!NO JUNTE LAS RODILLAS!!!!",320,540);
    text("#CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#",320,570);
    contC++; //contador de sentadillas malas
    alarma.play(); //activer alarma sonora
    delay(1000);
    alarma.pause(); //pausar, reiniciar alarma
    alarma.rewind();
}
else if (abertura > 1.00)
{
    // Error de Abduccion
    EAbertura = loadImage("abertura.jpg");
    EAbertura.resize(300,300);
    image(EAbertura,450,200);
    delay(1000);
    textSize(30);
    fill(255,0,0);
    text("!!!!NO SEPARE LAS RODILLAS!!!!",320,540);
    text("#CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#",320,570);
}

```

```

contA++; //contador de sentadillas malas
  alarma.ply(); //activer alarma sonora
  delay(1000);
  alarma.pase(); //pausar, reiniciar alarma
  alarma.reind();
}
if (punta < 60.00)
{
          //Error de Sobrepasar la punta del pie
EPunta = loadImage("punta.jpg");
EPunta.resize(300,300);
image(EPunta,450,200);
delay(1000);
textSize(30);
fill(255,0,0);
text ("!!!!NO SOBREPASE LA PUNTA DE LOS PIES!!!!",320,540);
text(#CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS320570);
  contP++; //contador de sentadillas malas
  alarma.play(); //activer alarma sonora
  delay(1000);
  alarma.pause(); //pausar, reiniciar alarma
  alarma.rewind();
}
  conMalas= contF+contC+contA+contP; //Contador total de sentadillas Malas
  textSize(20);
  fill(0);
  text(contMalas,980,325);
  //contador de sentadillas buenas
  //contB=contTotalcontMalas;
  textSize(20);
  fill(0);
  text(contB,990,370);

```

```

        contTotal=contMalas+contB;
    textSize(20);                ////contador total de sentadillas
    fill(0);
    text(contTotal,980,275);
    }
else if(i==0){

    contT=0; contTotal=0;
    contMalas=0;
    contB=0;
        contC=0;
    contA=0;
    contF=0;
    contP=0;
    alarma.pause(); //pausar, reiniciar alarma
    alarma.rewind();
    textSize(15);
    fill(255,0,0);
    text("!!!!!!!!!!!! Read COM !!!!!!!!!!" ,60,270);
    text("Sistema Desconectado",60,200);
    text("",980,325);    //vaciar campos
}

```

ANEXO 2. HOJA DE DATOS DEL LEX SENSOR 4.5"



FLEX SENSOR FS

Features

- Angle Displacement Measurement
- Bends and Flexes physically with motion device
- Possible Uses
 - Robotics
 - Gaming (Virtual Motion)
 - Medical Devices
 - Computer Peripherals
 - Musical Instruments
 - Physical Therapy
- Simple Construction
- Low Profile

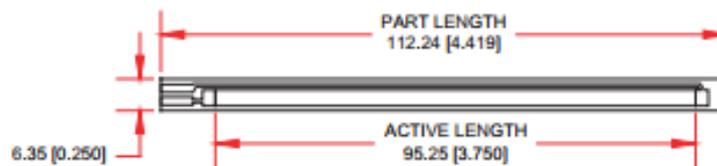
Mechanical Specifications

- Life Cycle: >1 million
- Height: $\leq 0.43\text{mm}$ (0.017")
- Temperature Range: -35°C to $+80^{\circ}\text{C}$

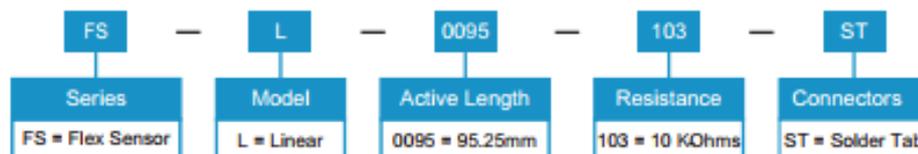
Electrical Specifications

- Flat Resistance: 10K Ohms
- Resistance Tolerance: $\pm 30\%$
- Bend Resistance Range: 60K to 110K Ohms
- Power Rating : 0.50 Watts continuous. 1 Watt Peak

Dimensional Diagram - Stock Flex Sensor



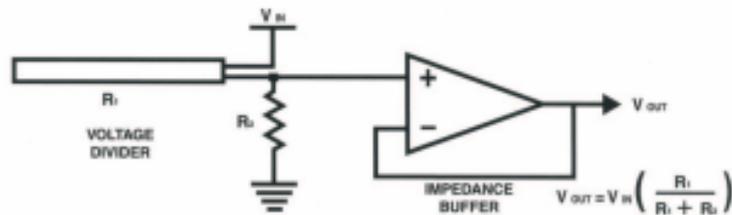
How to Order - Stock Flex Sensor



How It Works



BASIC FLEX SENSOR CIRCUIT:

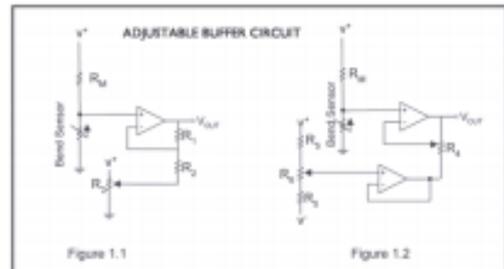


Following are notes from the ITP Flex Sensor Workshop

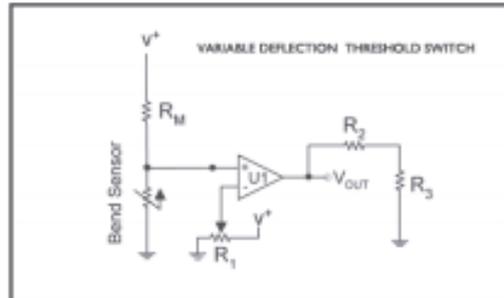
"The impedance buffer in the [Basic Flex Sensor Circuit] (above) is a single sided operational amplifier, used with these sensors because the low bias current of the op amp reduces error due to source impedance of the flex sensor as voltage divider. Suggested op amps are the LM358 or LM324."

"You can also test your flex sensor using the simplest circuit, and skip the op amp."

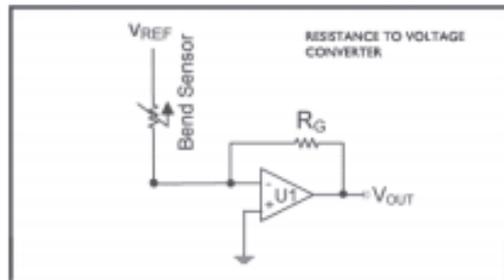
"Adjustable Buffer - a potentiometer can be added to the circuit to adjust the sensitivity range."



"Variable Deflection Threshold Switch - an op amp is used and outputs either high or low depending on the voltage of the inverting input. In this way you can use the flex sensor as a switch without going through a microcontroller."



"Resistance to Voltage Converter - use the sensor as the input of a resistance to voltage converter using a dual sided supply op-amp. A negative reference voltage will give a positive output. Should be used in situations when you want output at a low degree of bending."



ANEXO 3. HOJA DE DATOS DEL MPU605

5.1 Gyroscope Features

The triple-axis MEMS gyroscope in the MPU-60X0 includes a wide range of features:

- Digital-output X-, Y-, and Z-Axis angular rate sensors (gyroscopes) with a user-programmable full-scale range of ± 250 , ± 500 , ± 1000 , and $\pm 2000^\circ/\text{sec}$
- External sync signal connected to the FSYNC pin supports image, video and GPS synchronization
- Integrated 16-bit ADCs enable simultaneous sampling of gyros
- Enhanced bias and sensitivity temperature stability reduces the need for user calibration
- Improved low-frequency noise performance
- Digitally-programmable low-pass filter
- Gyroscope operating current: 3.6mA
- Standby current: 5 μ A
- Factory calibrated sensitivity scale factor
- User self-test

5.2 Accelerometer Features

The triple-axis MEMS accelerometer in MPU-60X0 includes a wide range of features:

- Digital-output triple-axis accelerometer with a programmable full scale range of $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ and $\pm 16g$
- Integrated 16-bit ADCs enable simultaneous sampling of accelerometers while requiring no external multiplexer
- Accelerometer normal operating current: 500 μ A
- Low power accelerometer mode current: 10 μ A at 1.25Hz, 20 μ A at 5Hz, 60 μ A at 20Hz, 110 μ A at 40Hz
- Orientation detection and signaling
- Tap detection
- User-programmable interrupts
- High-G interrupt
- User self-test

5.3 Additional Features

The MPU-60X0 includes the following additional features:

- 9-Axis MotionFusion by the on-chip Digital Motion Processor (DMP)
- Auxiliary master I²C bus for reading data from external sensors (e.g., magnetometer)
- 3.9mA operating current when all 6 motion sensing axes and the DMP are enabled
- VDD supply voltage range of 2.375V-3.46V
- Flexible VLOGIC reference voltage supports multiple I²C interface voltages (MPU-6050 only)
- Smallest and thinnest QFN package for portable devices: 4x4x0.9mm
- Minimal cross-axis sensitivity between the accelerometer and gyroscope axes
- 1024 byte FIFO buffer reduces power consumption by allowing host processor to read the data in bursts and then go into a low-power mode as the MPU collects more data
- Digital-output temperature sensor
- User-programmable digital filters for gyroscope, accelerometer, and temp sensor
- 10,000 g shock tolerant
- 400kHz Fast Mode I²C for communicating with all registers
- 1MHz SPI serial interface for communicating with all registers (MPU-6000 only)
- 20MHz SPI serial interface for reading sensor and interrupt registers (MPU-6000 only)

ANEXO 4. HOJA DE DATOS DEL NRF24L01

6.1 Gyroscope Specifications

VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±5% or VDD, T_A = 25°C

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
GYROSCOPE SENSITIVITY						
Full-Scale Range	FS_SEL=0		±250		°/s	
	FS_SEL=1		±500		°/s	
	FS_SEL=2		±1000		°/s	
	FS_SEL=3		±2000		°/s	
Gyroscope ADC Word Length			16		bits	
Sensitivity Scale Factor	FS_SEL=0		131		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=1		65.5		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=2		32.8		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=3		16.4		LSB/(°/s)	
Sensitivity Scale Factor Tolerance	25°C	-3		+3	%	
Sensitivity Scale Factor Variation Over Temperature			±2		%	
Nonlinearity	Best fit straight line; 25°C		0.2		%	
Cross-Axis Sensitivity			±2		%	
GYROSCOPE ZERO-RATE OUTPUT (ZRO)						
Initial ZRO Tolerance	25°C		±20		°/s	
ZRO Variation Over Temperature	-40°C to +85°C		±20		°/s	
Power-Supply Sensitivity (1-10Hz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		0.2		°/s	
Power-Supply Sensitivity (10 - 250Hz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		0.2		°/s	
Power-Supply Sensitivity (250Hz - 100kHz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		4		°/s	
Linear Acceleration Sensitivity	Static		0.1		°/s/g	
SELF-TEST RESPONSE						
Relative	Change from factory trim	-14		14	%	1
GYROSCOPE NOISE PERFORMANCE	FS_SEL=0					
Total RMS Noise	DLPFCFG=2 (100Hz)		0.05		°/s-rms	
Low-frequency RMS noise	Bandwidth 1Hz to 10Hz		0.033		°/s-rms	
Rate Noise Spectral Density	At 10Hz		0.005		°/s/√Hz	
GYROSCOPE MECHANICAL FREQUENCIES						
X-Axis		30	33	36	kHz	
Y-Axis		27	30	33	kHz	
Z-Axis		24	27	30	kHz	
LOW PASS FILTER RESPONSE						
	Programmable Range	5		256	Hz	
OUTPUT DATA RATE						
	Programmable	4		8,000	Hz	
GYROSCOPE START-UP TIME						
ZRO Settling (from power-on)	DLPFCFG=0 to ±1% of Final		30		ms	

1. Please refer to the following document for further information on Self-Test: *MPU-6000/MPU-6050 Register Map and Descriptions*

6.1 Gyroscope Specifications

VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±5% or VDD, T_A = 25°C

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
GYROSCOPE SENSITIVITY						
Full-Scale Range	FS_SEL=0		±250		°/s	
	FS_SEL=1		±500		°/s	
	FS_SEL=2		±1000		°/s	
	FS_SEL=3		±2000		°/s	
Gyroscope ADC Word Length			16		bits	
Sensitivity Scale Factor	FS_SEL=0		131		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=1		65.5		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=2		32.8		LSB/(°/s)	
	FS_SEL=3		16.4		LSB/(°/s)	
Sensitivity Scale Factor Tolerance	25°C	-3		+3	%	
Sensitivity Scale Factor Variation Over Temperature			±2		%	
Nonlinearity	Best fit straight line; 25°C		0.2		%	
Cross-Axis Sensitivity			±2		%	
GYROSCOPE ZERO-RATE OUTPUT (ZRO)						
Initial ZRO Tolerance	25°C		±20		°/s	
ZRO Variation Over Temperature	-40°C to +85°C		±20		°/s	
Power-Supply Sensitivity (1-10Hz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		0.2		°/s	
Power-Supply Sensitivity (10 - 250Hz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		0.2		°/s	
Power-Supply Sensitivity (250Hz - 100kHz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		4		°/s	
Linear Acceleration Sensitivity	Static		0.1		°/s/g	
SELF-TEST RESPONSE						
Relative	Change from factory trim	-14		14	%	1
GYROSCOPE NOISE PERFORMANCE	FS_SEL=0					
Total RMS Noise	DLPFCFG=2 (100Hz)		0.05		°/s-rms	
Low-frequency RMS noise	Bandwidth 1Hz to 10Hz		0.033		°/s-rms	
Rate Noise Spectral Density	At 10Hz		0.005		°/s/√Hz	
GYROSCOPE MECHANICAL FREQUENCIES						
X-Axis		30	33	36	kHz	
Y-Axis		27	30	33	kHz	
Z-Axis		24	27	30	kHz	
LOW PASS FILTER RESPONSE						
	Programmable Range	5		256	Hz	
OUTPUT DATA RATE						
	Programmable	4		8,000	Hz	
GYROSCOPE START-UP TIME	DLPFCFG=0					
ZRO Settling (from power-on)	to ±1% of Final		30		ms	

1. Please refer to the following document for further information on Self-Test: *MPU-6000/MPU-6050 Register Map and Descriptions*



6.2 Accelerometer Specifications

VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±5% or VDD, T_A = 25°C

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
ACCELEROMETER SENSITIVITY						
Full-Scale Range	AFS_SEL=0 AFS_SEL=1 AFS_SEL=2 AFS_SEL=3		±2 ±4 ±8 ±16		g g g g	
ADC Word Length	Output in two's complement format		16		bits	
Sensitivity Scale Factor	AFS_SEL=0 AFS_SEL=1 AFS_SEL=2 AFS_SEL=3		16,384 8,192 4,096 2,048		LSB/g LSB/g LSB/g LSB/g	
Initial Calibration Tolerance			±3		%	
Sensitivity Change vs. Temperature	AFS_SEL=0, -40°C to +85°C		±0.02		%/°C	
Nonlinearity	Best Fit Straight Line		0.5		%	
Cross-Axis Sensitivity			±2		%	
ZERO-G OUTPUT						
Initial Calibration Tolerance	X and Y axes Z axis		±50 ±80		mg mg	1
Zero-G Level Change vs. Temperature	X and Y axes, 0°C to +70°C Z axis, 0°C to +70°C		±35 ±60		mg	
SELF TEST RESPONSE						
Relative	Change from factory trim	-14		14	%	2
NOISE PERFORMANCE						
Power Spectral Density	@10Hz, AFS_SEL=0 & ODR=1kHz		400		µg/√Hz	
LOW PASS FILTER RESPONSE						
Programmable Range		5		260	Hz	
OUTPUT DATA RATE						
Programmable Range		4		1,000	Hz	
INTELLIGENCE FUNCTION INCREMENT			32		mg/LSB	

1. Typical zero-g initial calibration tolerance value after MSL3 preconditioning
2. Please refer to the following document for further information on Self-Test: *MPU-6000/MPU-6050 Register Map and Descriptions*

ANEXO 5. ENCUESTA DE REQUERIMIENTOS Y TABULACIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE



FACULTAD DE INGENIERIA EN CIENCIAS APLICADAS

CIERCOM

GIMNASIO-UTN



ENCUESTA DIRIGIDA A LOS INTEGRANTES DEL CLUB DE FISICO CULTURISMO DE LA UTN Y A LAS PERSONAS QUE CONCURREN CON REGULARIDAD AL GIMNASIO-UTN.

Esta encuesta va dirigida a las personas que concurren con regularidad al gimnasio de la UTN con la finalidad de levantar información sobre los requerimientos del usuario.

1. ¿Estaría usted de acuerdo utilizar una rodillera con un dispositivo capaz de medir la posición de la rodilla con la finalidad de mejorar su técnica al realizar la sentadilla con barra libre?
 - a. Si
 - b. No

2. Le molestaría tomarse un pequeño tiempo mientras se coloca el prototipo antes de realizar el ejercicio
 - a. Si
 - b. No

3. ¿Qué tipo de sistema de alerta para prevención de posibles lesiones de rodilla le gustaría?
 - a. Sonoro
 - b. Visual
 - c. Vibratorio
 - d. Otros.

4. ¿Le gustaría que su técnica de realizar sentadillas sea replicada en una pantalla por computador?
 - a. Si
 - b. No

5. ¿La rodillera prefiere que sea normal o con hueco rotuliano?
 - a. Normal
 - b. Hueco rotuliano



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERIA EN CIENCIAS APLICADAS



CIERCOM
GIMNASIO-UTN

ENCUESTA DIRIGIDA A LOS INTEGRANTES DEL CLUB DE FISICO CULTURISMO DE LA UTN Y A LAS PARSONAS QUE CONCURREN CON REGULARIDAD AL GIMNASIO-UTN.

Esta encuesta va dirigida a las personas que concurren con regularidad al gimnasio de la UTN con la finalidad de levantar información sobre los requerimientos del usuario.

1. ¿Estaría usted de acuerdo utilizar una rodillera con un dispositivo capaz de medir la posición de la rodilla con la finalidad de mejorar su técnica al realizar la sentadilla con barra libre?
 - a. Si
 - b. No

2. Le molestaría tomarse un pequeño tiempo mientras se coloca el prototipo antes de realizar el ejercicio
 - a. Si
 - b. No

3. ¿Qué tipo de sistema de alerta para prevención de posibles lesiones de rodilla le gustaría?
 - a. Sonoro
 - b. Visual
 - c. Vibratorio
 - d. Otros.

4. ¿Le gustaría que su técnica de realizar sentadillas sea replicada en una pantalla por computador?
 - a. Si
 - b. No

5. ¿La rodillera prefiere que sea normal o con hueco rotuliano?
 - a. Normal
 - b. Hueco rotuliano



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERIA EN CIENCIAS APLICADAS



CIERCOM
GIMNASIO-UTN

ENCUESTA DIRIGIDA A LOS INTEGRANTES DEL CLUB DE FISICO CULTURISMO DE LA UTN Y A LAS PERSONAS QUE CONCURREN CON REGULARIDAD AL GIMNASIO-UTN.

Esta encuesta va dirigida a las personas que concurren con regularidad al gimnasio de la UTN con la finalidad de levantar información sobre los requerimientos del usuario.

1. ¿Estaría usted de acuerdo utilizar una rodillera con un dispositivo capaz de medir la posición de la rodilla con la finalidad de mejorar su técnica al realizar la sentadilla con barra libre?
 - a. Si
 - b. No

2. Le molestaría tomarse un pequeño tiempo mientras se coloca el prototipo antes de realizar el ejercicio
 - a. Si
 - b. No

3. ¿Qué tipo de sistema de alerta para prevención de posibles lesiones de rodilla le gustaría?
 - a. Sonoro
 - b. Visual
 - c. Vibratorio
 - d. Otros.

4. ¿Le gustaría que su técnica de realizar sentadillas sea replicada en una pantalla por computador?
 - a. Si
 - b. No



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERIA EN CIENCIAS APLICADAS



CIERCOM
GIMNASIO-UTN

ENCUESTA DIRIGIDA A LOS INTEGRANTES DEL CLUB DE FISICO CULTURISMO DE LA UTN Y A LAS PERSONAS QUE CONCURREN CON REGULARIDAD AL GIMNASIO-UTN.

Esta encuesta va dirigida a las personas que concurren con regularidad al gimnasio de la UTN con la finalidad de levantar información sobre los requerimientos del usuario.

1. ¿Estaría usted de acuerdo utilizar una rodillera con un dispositivo capaz de medir la posición de la rodilla con la finalidad de mejorar su técnica al realizar la sentadilla con barra libre?

a. Si
b. No

2. Le molestaría tomarse un pequeño tiempo mientras se coloca el prototipo antes de realizar el ejercicio

a. Si
b. No

3. ¿Qué tipo de sistema de alerta para prevención de posibles lesiones de rodilla le gustaría?

a. Sonoro
b. Visual
c. Vibratorio
d. Otros.

4. ¿Le gustaría que su técnica de realizar sentadillas sea replicada en una pantalla por computador?

a. Si
b. No

5. ¿La rodillera prefiere que sea normal o con hueco rotuliano?

a. Normal
b. Hueco rotuliano

Tabulación de la información

1. ¿Estaría usted de acuerdo utilizar una rodillera con un dispositivo capaz de medir la posición de la rodilla con la finalidad de mejorar su técnica al realizar la sentadilla con barra libre?

¿Estaría usted de acuerdo utilizar una rodillera con un dispositivo capaz de medir la posición de la rodilla, con la finalidad de mejorar su técnica al realizar sentadillas con barra libre?

45 respuestas

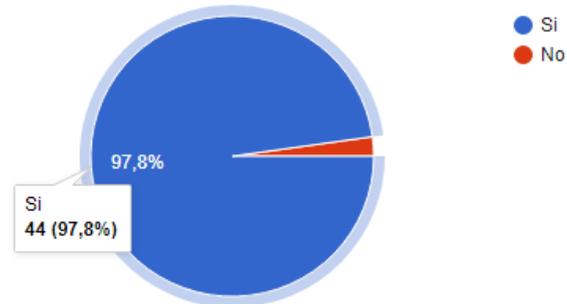


Figura 76. Tabulación (Pregunta 1)

Los deportistas mostraron clara aceptación en colocarse una rodillera que con tenga el sistema para evaluar la técnica de la sentadilla, dicha aceptación fue del 97.8% . Concluyendo que debería usarse una rodillera para implementar el sistema adecuadamente.

2. Le molestaría tomarse un pequeño tiempo mientras se coloca el prototipo antes de realizar el ejercicio

Le molestaría tomarse un pequeño tiempo mientras se coloca el prototipo antes de realizar la sentadilla

45 respuestas

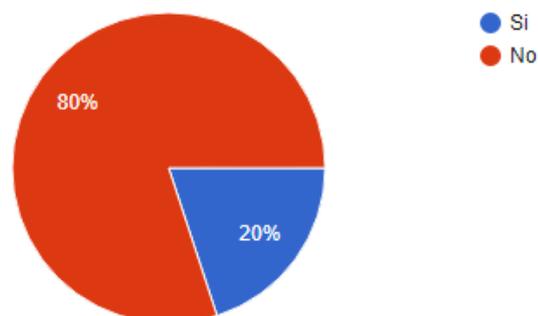


Figura 77. Tabulación (Pregunta 2)

El tiempo que se debe tomar cada deportista para colocarse el sistema antes de realizar el ejercicio de sentadilla tradicional con una aceptación del 80% de los encuestados. Para el diseño hay que considerar que el tiempo de espera para que inicie el sistema no sea muy prolongado.

3. ¿Qué tipo de sistema de alerta para prevención de posibles lesiones de rodilla le gustaría?

¿Qué tipo de sistema de alerta para prevención de posibles lesiones de rodilla le gustaría?

45 respuestas

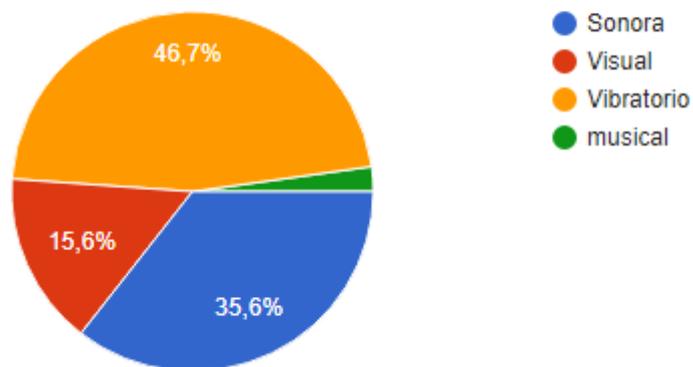


Figura 78. Tabulación (Pregunta 3)

El sistema de alarma para prevención de lesiones durante el ejercicio de sentadilla debe ser combinado tanto de forma sonora como vibratoria. El 46.7% de los deportistas prefirieron un sistema de alerta vibratoria, mientras que el 35.6% prefirieron una alerta con sistema de alarma sonoro.

4. ¿Le gustaría que su técnica de realizar sentadillas sea replicada en una pantalla por computador?

¿Le gustaría que su técnica de realizar sentadillas sea replicada en una pantalla por computador?

45 respuestas

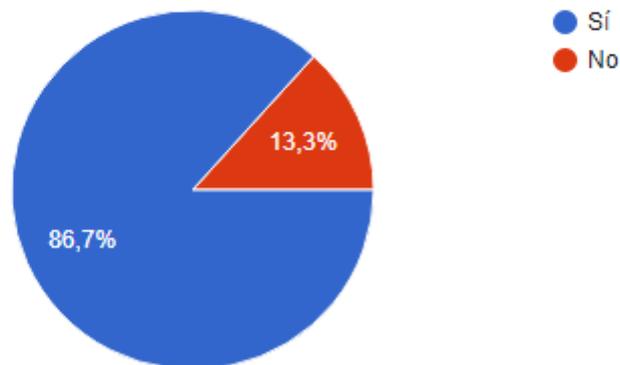


Figura 79. Tabulación (Pregunta 4)

La visualización de la técnica de realizar sentadillas es un punto clave ya que tuvo la aceptación del 86,7% de los deportistas y apenas el 13,3% se negaron a que se realice una réplica de sus movimientos durante el ejercicio.

5. ¿La rodillera prefiere que sea normal o con hueco rotuliano?

¿La rodillera prefiere que sea normal o con hueco rotuliano?

45 respuestas

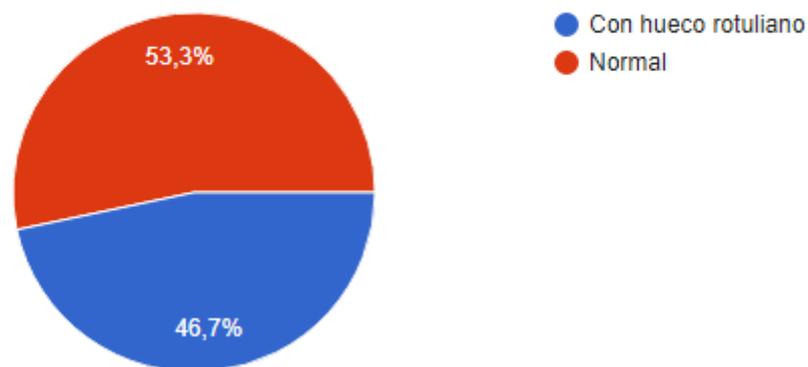


Figura 80.Tabulación (Pregunta 5)

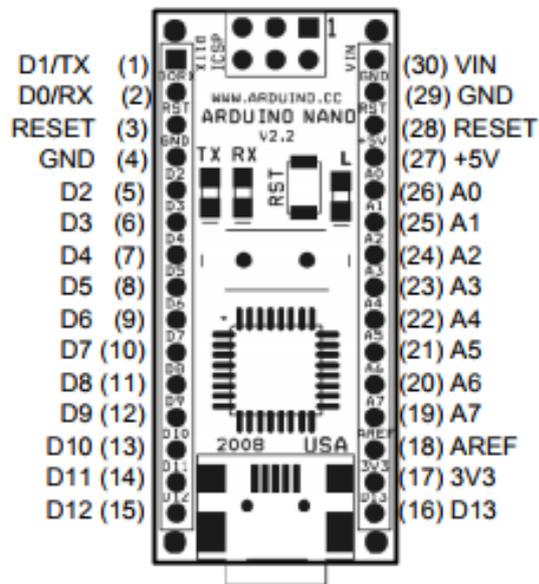
El tipo de rodillera donde se colocará el sistema debe ser Normal ya que tuvo una minuciosa superioridad 6,6% de diferencia con respecto a la rodillera con hueco rotuliano, sin embargo, hay que utilizar una rodillera que mejor se acople para colocar los dispositivos electrónicos adecuadamente y generar el mínimo error permitido por mediciones.

ANEXO 6. HOJA DE DATOS DE SISTEMAS EMBEBIDOS

Anexo 6.1 Arduino Nano

(<https://www.arduino.cc/en/uploads/Main/ArduinoNanoManual23.pdf>)

Arduino Nano Pin Layout



Pin No.	Name	Type	Description
1-2, 5-16	D0-D13	I/O	Digital input/output port 0 to 13
3, 28	RESET	Input	Reset (active low)
4, 29	GND	PWR	Supply ground
17	3V3	Output	+3.3V output (from FTDI)
18	AREF	Input	ADC reference
19-26	A7-A0	Input	Analog input channel 0 to 7
27	+5V	Output or Input	+5V output (from on-board regulator) or +5V (input from external power supply)
30	VIN	PWR	Supply voltage

Arduino Nano Bill of Material

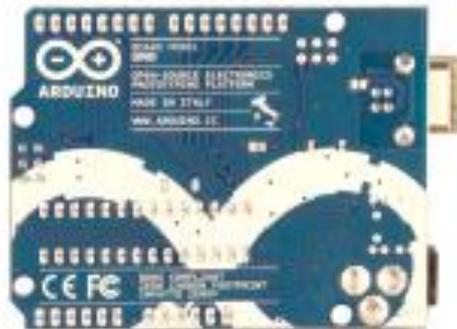
Item Number	Qty.	Ref. Dest.	Description	Mfg. P/N	MFG	Vendor P/N	Vendor
1	5	C1,C3,C4,C7,C9	Capacitor, 0.1uF 50V 10% Ceramic X7R 0805	C0805C104K5RACTU	Kemet	80-C0805C104K5R	Mouser
2	3	C2,C8,C10	Capacitor, 4.7uF 10V 10% Tantalum Case A	T491A475K010AT	Kemet	80-T491A475K010	Mouser
3	2	C5,C6	Capacitor, 18pF 50V 5% Ceramic NOP/COG 0805	C0805C180J5GACTU	Kemet	80-C0805C180J5G	Mouser
4	1	D1	Diode, Schottky 0.5A 20V	MBR0520LT1G	ONsemi	863-MBR0520LT1G	Mouser
5	1	J1,J2	Headers, 36PS 1 Row	68000-136HLF	FCI	649-68000-136HLF	Mouser
6	1	J4	Connector, Mini-B Recept Rt. Angle	67503-1020	Molex	538-67503-1020	Mouser
7	1	J5	Headers, 72PS 2 Rows	67996-272HLF	FCI	649-67996-272HLF	Mouser
8	1	LD1	LED, Super Bright RED 100mcd 640nm 120degree 0805	APT2012SRCPRV	Kingbright	604-APT2012SRCPRV	Mouser
9	1	LD2	LED, Super Bright GREEN 50mcd 570nm 110degree 0805	APHCM2012CGCK-F01	Kingbright	604-APHCM2012CGCK	Mouser
10	1	LD3	LED, Super Bright ORANGE 160mcd 601nm 110degree 0805	APHCM2012SECK-F01	Kingbright	04-APHCM2012SECK	Mouser
11	1	LD4	LED, Super Bright BLUE 80mcd 470nm 110degree 0805	LTST-C170TBKT	Lite-On Inc	160-1579-1-ND	Digikey
12	1	R1	Resistor Pack, 1K +/-5% 62.5mW 4RES SMD	YC164-JR-071KL	Yageo	YC164J-1.0KCT-ND	Digikey
13	1	R2	Resistor Pack, 680 +/-5% 62.5mW 4RES SMD	YC164-JR-07680RL	Yageo	YC164J-680CT-ND	Digikey
14	1	SW1	Switch, Momentary Tact SPST 150gf 3.0x2.5mm	B3U-1000P	Omron	SW1020CT-ND	Digikey
15	1	U1	IC, Microcontroller RISC 16kB Flash, 0.5kB EEPROM, 23 I/O Pins	ATmega168-20AU	Atmel	556-ATMEGA168-20AU	Mouser
16	1	U2	IC, USB to SERIAL UART 28 Pins SSOP	FT232RL	FTDI	895-FT232RL	Mouser
17	1	U3	IC, Voltage regulator 5V, 500mA SOT-223	UA78M05CDCYRG3	TI	595-UA78M05CDCYRG3	Mouser
18	1	Y1	Crystal, 16MHz +/-20ppm HC-49/US Low Profile	ABL-16.000MHZ-B2	Abracon	815-ABL-16-B2	Mouser

Anexo 6.2 Arduino Uno (<https://www.rapidonline.com/pdf/73-4440.pdf>)



[Buy](#) [Download](#) [Getting Started](#) [Learning](#) [Reference](#) [Hardware](#) [FAQ](#)

Arduino Uno



Overview

The Arduino Uno is a microcontroller board based on the ATmega328P ([datasheet](#)). It has 14 digital input/output pins (of which 6 can be used as PWM outputs), 6 analog inputs, a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started.

The Uno differs from all preceding boards in that it does not use the FT232RL USB-to-serial driver chip. Instead, it features the ATmega328P programmed as a USB-to-serial converter. Revision 2 of the Uno board has a resistor pulling the BUZ

HWB line to ground, making it easier to put into **DFU mode**.

"Uno" means one in Italian and is named to mark the upcoming release of Arduino 1.0. The Uno and version 1.0 will be the reference versions of Arduino, moving forward. The Uno is the latest in a series of USB Arduino boards, and the reference model for the Arduino platform; for a comparison with previous versions, see the [index of Arduino boards](#).

S u m m a r y

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega328) of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	1 KB (ATmega328)
Clock Speed	16 MHz

S c h e m a t i c & R e f e r e n c e D e s i g n

EAGLE files: [arduino-uno-reference-design.zip](#)

Schematic: [arduino-uno-schematic.pdf](#)

P o w e r

The Arduino Uno can be powered via the USB connection or with an external power supply. The power source is selected automatically.

External (non-USB) power can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. The adapter can be connected by plugging a 2.1mm center-positive plug into the board's power jack. Leads from a battery can be inserted in the Gnd and Vin pin headers of the POWER connector.

The board can operate on an external supply of 6 to 20 volts. If supplied with less than 7V, however, the 5V pin may supply less than five volts and the board may be unstable. If using more than 12V, the voltage regulator may overheat and damage the board. The recommended range is 7 to 12 volts.

The power pins are as follows:

- ⚡ VIN. The input voltage to the Arduino board when it's using an external power source (as opposed to 5 volts from the USB connection or other regulated power source). You can supply voltage through this pin, or, if supplying voltage via the power jack, access it through this pin.
- ⚡ 5V. The regulated power supply used to power the microcontroller and other components on the board. This can come either from VIN via an on-board regulator, or be supplied by USB or another regulated 5V supply.

ANEXO 7. FOTOGRAFÍAS DEL TRABAJO REALIZADO

La encuesta realizada en el gimnasio de la Universidad Técnica del Norte se aprecia en la figura 81.



Figura 81. Encuesta a usuarios del UTN-GYM

Fuente: Autoría

Pruebas iniciales de funcionamiento de los sensores y calibración

- La calibración del Sensor de Flexión se puede apreciar en la figura 82,83. Los ángulos y la resistividad generada por el sensor respectivamente



Figura 82. Calibración del sensor de flexión(Ángulos)

Fuente: Autoría



Figura 83. Medida de resistividad de sensor de flexión

Fuente: Autoría

- Comunicación inalámbrica del sistema

La comunicación inalámbrica entre el Arduino nano y el Arduino uno se puede apreciar en la figura 84.

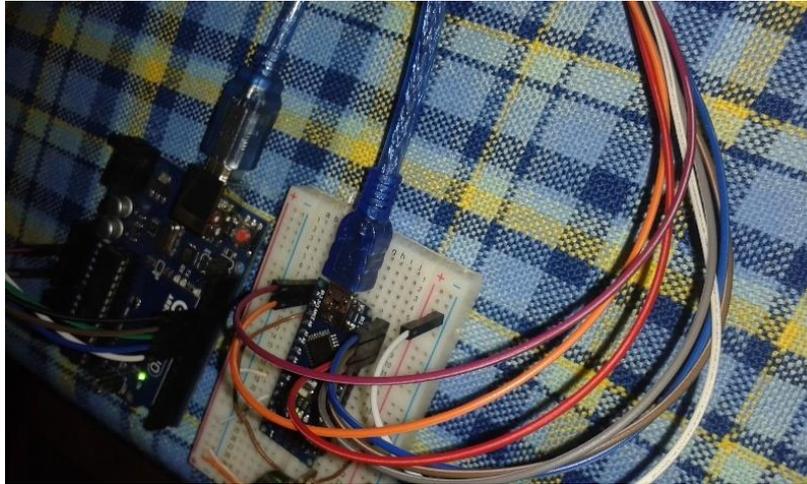


Figura 84. Comunicación inalámbrica entre módulos

Fuente: Autoría

-Datos adquiridos por los sensores: Los datos adquiridos se aprecian en la figura 85.

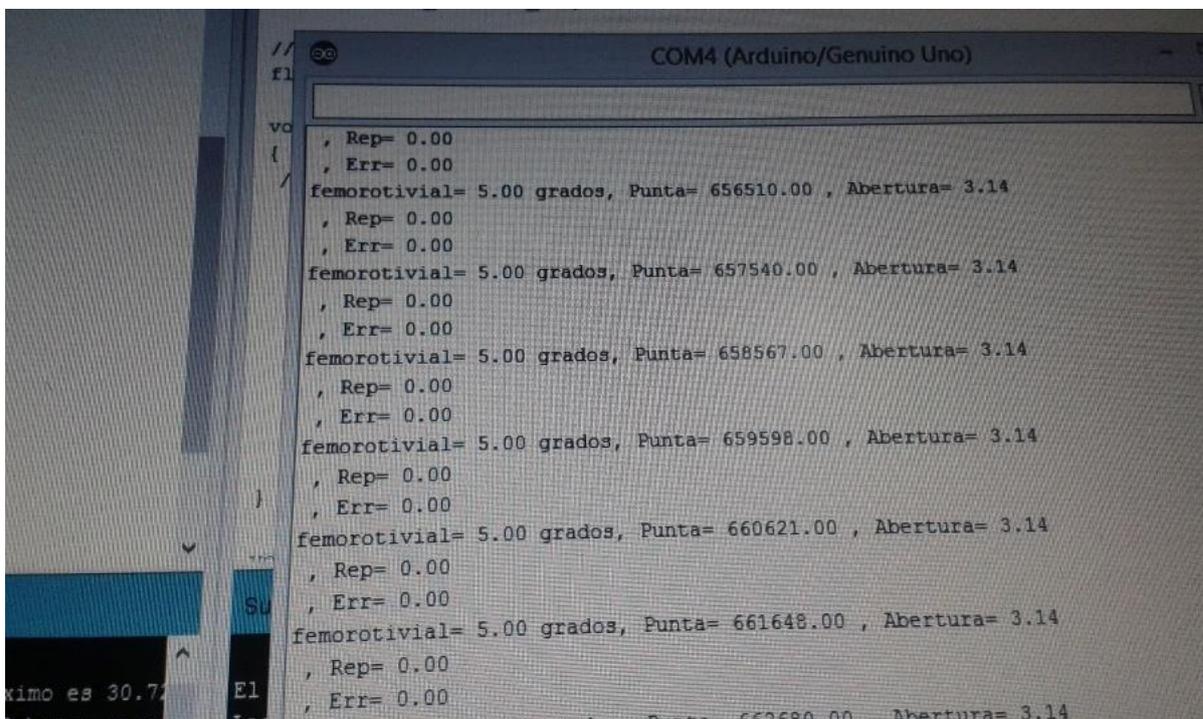


Figura 85. Datos adquiridos por el sensor

Fuente: Autoría

Integración del sistema

- Diseño de placa para la rodillera: En la figura 86 se aprecia diseño de la placa en baquelita.



Figura 86. Diseño del circuito impreso

Fuente: Autoría

- Costura de sensor se flexión: La costura de los sensores se observan en la figura 87.



Figura 87. Costura de sensores ala rodillera

Fuente: Autoría

-Armado de placa con sistema embebido y parámetros iniciales de funcionamiento. Este armado de observa en la figura 88.

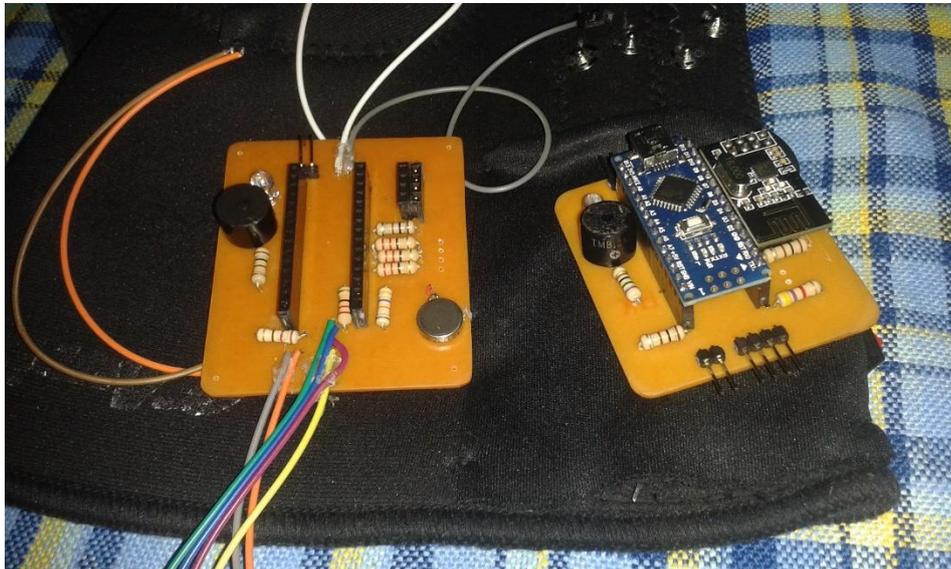


Figura 88. Incorporación de placa a la rodillera

Fuente. Autoría

-Prototipo versión 1: El prototipo inicial se encuentra en la figura 89.



Figura 89. Prototipo Inicial (Versión 1)

Fuente: Autoría

-KNNETION (Prototipo Final)

El sistema completo se puede observar en la figura 90.



Figura 90. Prototipo Final

Fuente: Autoría

ANEXO 8. PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

- Pruebas iniciales del sistema

Las pruebas iniciales del sistema básicamente se tratan de la evaluación del ángulo femorotibial y de la abertura entre las piernas obsérvese la figura 91 y 92 respectivamente.

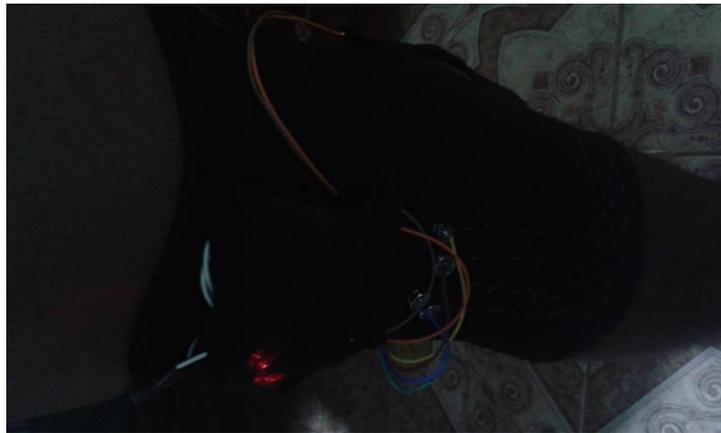


Figura 91. Ángulo femorotibial

Fuente: Autoría



Figura 92. Abertura de las piernas

Fuente: Autoria

- Parametros de evaluacionel sistema juntamente con las alertas se pueden visualizar en la figura 93.

```
Angulo: 2.00 grados
Punta X: -55.63 Abertura Y: 18.88
Punta X: -55.86 Abertura Y: 18.58
Angulo: 41.00 grados
Punta X: -55.66 Abertura Y: 19.22
Punta X: -55.67 Abertura Y: 18.66
!!!!NO SEPRE LAS RODILLAS!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#
!!!!NO SOBREPASE LA PUNTA DE LOS PIES!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#

Angulo: 36.00 grados
Punta X: -55.80 Abertura Y: 18.64
Punta X: -56.15 Abertura Y: 18.61
!!!!NO SEPRE LAS RODILLAS!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#
!!!!NO SOBREPASE LA PUNTA DE LOS PIES!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#
```

Figura 93.Alertas

Fuente: Autoría

- Pruebas con el prototipo Final implementado el algoritmo de aprendizaje autónomo K-NN, observe figura 94.

```
>> Clase: 2 Tipo de Repeticion Mala
-----
27.00 , -25.19 , 55.36
KNN_1: 29.68cms TipoRep:1
KNN_2: 32.24cms TipoRep:2
KNN_3: 33.78cms TipoRep:2
5
>> Clase: 2 Tipo de Repeticion Mala
-----
!!!Datos no enviados !!!
!!!!NO JUNTE LAS RODILLAS!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#
!!!!NO SOBREPASE LA PUNTA DE LOS PIES!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#

27.00 , -11.92 , 67.08
KNN_1: 12.42cms TipoRep:1
KNN_2: 16.31cms TipoRep:2
KNN_3: 24.69cms TipoRep:2
5
>> Clase: 2 Tipo de Repeticion Mala
-----
27.00 , -11.92 , 67.08
KNN_1: 12.42cms TipoRep:1
KNN_2: 16.31cms TipoRep:2
KNN_3: 24.69cms TipoRep:2
5
>> Clase: 2 Tipo de Repeticion Mala
-----
!!!Datos no enviados !!!
!!!!NO JUNTE LAS RODILLAS!!! #CORRIJA LA POSTURA DE LAS PIERNAS#

25.00 , -38.17 , 51.98
KNN_1: 41.42cms TipoRep:1
KNN_2: 43.82cms TipoRep:2
KNN_3: 45.10cms TipoRep:2
5
>> Clase: 2 Tipo de Repeticion Mala
-----
```

Figura 94. Pruebas con KNN

Fuente: Autoría

-Deportistas del Club de Fisicoculturismo utilizando el prototipo, observe figura 95.



Figura 95. Deportistas utilizando el prototipo

Fuente: Autoría

ANEXO 9. BASE DE DATOS DE ENTRENAMIENTO

Tabla 34. Base de datos de entrenamiento

Flex	MPU6050_X	MPU6050_Y	Tipo_Rep
32	-8,02	67,24	1
90	-8,52	70,4	1
35	-16,6	70,52	1
90	-9,74	73,57	1
85	10,05	79,4	1
32	-8,25	73,13	1
96	-4,85	72,93	1
96	-9,48	70,56	1
85	-12,2	57,32	1
22	-9,73	73,06	1
96	-9,28	73,82	1
107	-6,68	69,42	1
104	-9,25	77,57	1
101	-6,82	69,99	1
30	-10,6	79,11	1
101	-6,11	72,15	1
40	-4,05	71,33	1
109	-7,49	68,58	1
90	-6,72	76,99	1
27	-6,41	78,7	1
107	-4,58	76,72	1
98	-8,56	69,33	1
25	-1,9	83,5	1
107	-5,38	73,12	1
98	-11,2	65,36	1
35	-4,25	79,15	1
27	-9,79	80,78	1
104	-1,44	64,93	1
98	-9,98	67,61	1
32	-8,09	69,18	1
27	-8,97	80,76	1
107	-2,18	75,02	1
101	-3,38	68,44	1
40	-7,38	71,58	1
25	-7,28	78,29	1
107	-8,92	65,5	1
101	-7,74	73,86	1
22	-10,5	72,84	1
104	-2,92	67,55	1
101	-7,59	75,3	1

27	-10,1	73,79	1
96	-2,91	78,91	1
109	-9,73	72,55	1
32	-6,09	77,61	1
107	-8,68	74,41	1
32	-10,9	78,75	1
104	-12,5	68,6	1
101	-16,2	69,12	1
35	-9,62	69,92	1
25	-6,12	84,16	1
101	-3,11	68,58	1
98	-9,54	63,85	1
27	-2,58	78,4	1
25	-6	82,99	1
98	-7,89	65,46	1
22	-2,62	74,94	1
37	-6,75	86,3	1
107	-5,59	62,68	1
93	-10,5	64,97	1
30	-6,52	78,51	1
27	-1,52	83,3	1
104	-15,1	67,04	1
96	-8,18	57,6	1
Flex	MPU6050_X	MPU6050_Y	Tipo_Rep
101	8,39	74,8	2
101	2,83	75,8	2
40	-8,91	81,15	2
96	-4,12	76,34	2
35	-9,04	81,09	2
37	-5,47	76,88	2
101	4,54	70,78	2
98	5,92	71,96	2
96	-1,83	77,98	2
90	-9,47	74,33	2
37	11,94	80,22	2
98	1,88	75,64	2
93	1,91	80,31	2
Flex	MPU6050_X	MPU6050_Y	Tipo_Rep
37	-8,97	81,29	3
30	-7,11	82,78	3
25	-5,78	78,07	3
98	-4,47	71,75	3
88	-12,4	52,74	3
27	-8,37	78,55	3
35	-7,2	83,13	3

96	-18,1	66,79	3
22	-8	84,51	3
93	-15,2	67,42	3
37	-8,36	79,27	3
98	-16,9	59,71	3
96	-16,3	65,94	3
77	-9,9	58,09	3
Flex	MPU6050_X	MPU6050_Y	Tipo_Rep
85	-6	58,66	4
93	-11	55,55	4
25	-7,1	82,45	4
88	-13,6	56,84	4
27	-4	82,58	4
40	-1	85,7	4
88	-5,9	57,51	4
30	-12,7	76,12	4
35	-6,2	80,79	4
88	-10,4	61,59	4
93	-10,3	56,07	4
74	-16,3	54,5	4
25	-2,4	86,01	4
88	-6,5	72,36	4
96	-11,5	62,48	4
25	-8,4	78,55	4
Flex	MPU6050_X	MPU6050_Y	Tipo_Rep
20	-7,3	82,64	5
126	-19,5	69,01	5
123	-12,7	70,29	5
25	-2,32	87,8	5
129	-4,98	63,72	5
120	-2,66	39,82	5
120	-6,25	72,82	5
27	-1,41	82,04	5
118	-5,23	56,94	5
118	-12	59,11	5

Fuente: Autoría

ANEXO 10. HOJAS DE PRUEBAS (Test de Pruebas)

A. Pruebas Iniciales, observe la tabla 35.

Tabla 35. Hoja de ruta de Pruebas Iniciales

Test Inicial (Performance)	Funcionalidad	Prueba
	¿Prueba de despliegue?	Si/No

Descripción:

Prueba inicial del KNEETION

Prerrequisitos

1. Haber concluido el diseño de Hardware de KENNETION
2. Sensores calibrados (Sensor Flex y MPU6050)
3. Prototipo del sistema implementado en la rodillera

Pasos:

- ✓ Medición de ángulo femorotibial a través del sensor de flexión (Sensor Flex 4.5")
- ✓ Medición de abertura de las piernas con el sensor giroscopio MPU6050
- ✓ Encendido de alerta sonora de acuerdo con parámetros establecidos
 - Activar alarma si las piernas se juntan demasiado
 - Activar alarma si las piernas se separan demasiado
 - Activar alarma si el ángulo de flexión femorotibial sobrepasa los 90° de flexión
- ✓ Transmitir los datos a la computadora

Resultado esperado:

Se espera que los sensores tomen los datos de forma correcta de acuerdo con el movimiento del deportista en la sentadilla, que la alerta se genere cuando los datos adquiridos por los sensores sobrepasan umbrales establecidos.

Resultado obtenido:

Se pudo constatar que el sensor Flex 4.5" extraídos los datos del movimiento de la articulación de la rodilla mientras que el MPU6050 hizo la toma adecuado de los datos cuando se abre o se cierra las piernas. En el sistema de alarma se determinó que existía un leve retraso de activación. Los datos se transmitieron sin retraso.

Fuente: Autoría

B. Pruebas de Diseño y Funcionalidad, observe tabla 36.

Tabla 36. Hoja de ruta de Pruebas de Diseño y Funcionalidad

Test de Diseño y Funcionalidad	Subsistema prueba	Hardware
	¿Prueba de despliegue?	Si/No

Descripción:

Pruebas de diseño y Funcionalidad de KNEETION

Prerrequisitos

1. Haber pasado las pruebas iniciales de performance
2. Sistema configurado con ML

Pasos:

1. Verificación de encendido de la rodillera
2. Colocación de sistema en la rodillera derecha
3. Apreciación de los valores extraídos por los sensores (ángulo femorotibial, aducción de rodilla y abducción de rodillas)
4. Análisis de datos con el algoritmo K-NN de ML
5. Activación de alerta de acuerdo con el análisis de los nuevos datos ingresados.

Resultado esperado:

Tras el análisis completo del test de diseño y funcionalidad se espera que el sistema de la rodillera esté listo para enviar los datos al sistema de visualización sin ningún percance

Resultado obtenido:

Tras la culminación de esta prueba se pudo determinar que la activación de la alerta sonora se activa adecuadamente con el funcionamiento del algoritmo de aprendizaje autónomo K-NN y que los datos quedan listos para representarse en el sistema de visualización.

Fuente: Autoría

C. Pruebas de Software (Aplicación visual), observe la tabla 37.

Tabla 37. Hoja de ruta de Pruebas de Software (Aplicación)

Test de software (aplicación)	Subsistema prueba	Aplicación
	¿Prueba de despliegue?	Si/No

Descripción:

Prueba de acoplamiento del sistema de la rodillera y el sistema de visualización de los datos

Prerrequisitos

1. Evaluar el diseño completo de hardware
2. Evaluar el software del sistema de rodillera

Pasos:

1. Conexión del sistema de rodillera de forma inalámbrica
2. Visualizar los datos que se están receptando
3. Interpretación de los datos adquiridos
4. Representación de los datos a través de movimiento de imagen
5. Alerta visual de errores

Resultado esperado:

Se estima que con esta prueba el sistema esté listo para ser utilizado de forma completa con el usuario, interpretándose los datos adecuadamente y relacionados con el movimiento de imágenes.

Resultado obtenido:

Al finalizar esta prueba se determinó que el acople del sistema de visualización y el sistema de rodillera es idóneo para que el intercambio de datos se realice de forma adecuada y estos son interpretados a través de un movimiento de imagen que indica el movimiento del deportista.

Fuente: Autoría

D. Pruebas de Usuario, observe la tabla 38.

Tabla 38. Hoja de ruta de Pruebas con Usuarios

Test de Usuario	Prueba de:	Usuario
	¿Prueba de despliegue?	Si/No

Descripción:

Prueba de Usuario del sistema KNEETION con activación correcta de alarmas visuales y sonoras.

Prerrequisitos

1. Haber pasado el test de diseño de hardware y funcionalidad
2. Haber pasado el test de Software (Visualización de datos)
3. Prototipo funcionando al 98 %
4. Prototipo implementado en la rodillera.

Pasos:

- ✓ Verificar facilidad de encendido del sistema
- ✓ Colocación de la rodillera
- ✓ Verificar comodidad
- ✓ Funcionalidad
- ✓ Verificar sistema de alerta visual de la aplicación sea entendible
- ✓ Error Femorotibial
- ✓ Error aducción
- ✓ Error de Abducción
- ✓ Error se posición de la rodilla con respecto a la punta del pie

Resultado esperado:

Se espera que el usuario ponga en funcionamiento el prototipo sin ningún percance con ayudada del manual de usuario y el sistema de visualización interprete todos los errores cometidos durante el ejercicio de la sentadilla.

Resultado obtenido:

El usuario utilizo el sistema KNEETION sin inconvenientes y el sistema de visualización interpreto el movimiento del deportista de forma adecuada con su respectiva activación de alertas.

ANEXO 11. MANUALES DE USUARIO

2018

“KNEETION” MANUAL DE USUARIO



Lizandro Maldonado

KNNETION

MANUAL DE USUARIO

KNEETION es un sistema de monitoreo de las piernas durante el ejercicio de la sentadilla



tradicional dentro de los gimnasios especialmente en su primera versión es enfocado para el gimnasio de la Universidad Técnica del Norte.

La idea se ha plasmado en KNNETION, una rodillera

inteligente con sensores, desarrollado de acuerdo con las necesidades de los fisicoculturistas de UTN-GYM. Su funcionamiento no puede ser más sencillo con el fin de que el usuario pueda utilizarlo sin ningún inconveniente. Proporciona una alarma (Alerta temprana), en tiempo real cuyo significado es que está realizando mal el ejercicio de la sentadilla enfocándose estrictamente en los errores comunes al realizar la sentadilla, la información de los sensores es interpretada en un sistema de visualización de los datos que genera el deportista, generando alertas visuales del error que se cometa.

Manual de Encendido del sistema de la rodillera(SC-KNEETION)

1) Tener lista la rodillera

Hay que verificar que toda la rodillera esté conectada, obsérvese la Ilustración 1. En caso de no encontrarse conectada no utilice el sistema y diríjase al manual de conexión del sistema



Ilustración 1. Rodillera Conectada

2) Colocarse la rodillera de la rodilla derecha como en la ilustración 2.



Ilustración 2. Colocarse rodillera

3) Encender el sistema

Suba hacia arriba el interruptor que se encuentra bajo la letra “a” de Adidas. El foco led de color rojo indicara que el sistema se encendió con normalidad. Obsérvese la ilustración 3.



Ilustración 3. Encendido del sistema

4) Iniciar el sistema

Para iniciar el sistema y empezar hacer el ejercicio de sentadilla pulse el botón que se encuentra bajo la letra “s” de Adidas. Ponga atención a la alerta de inicio del sistema que se generaran dos pitidos. Observe el botón de inicio en la ilustración 4.



Ilustración 4. Inicio del sistema

Manual de Funcionamiento del sistema de visualización

Requisitos tener instalado java para 64 bits, caso de no tenerlo siga el manual de instalación de java.

1) Conecte el nodo central (Receptor del sistema). Observe la ilustración 5.



Ilustración 5. Nodo central

2) Verifique que el sistema esté conectado en el puerto “COM 4”

a) Clic derecho en equipo y seleccionar propiedades. Observe la ilustración 6.

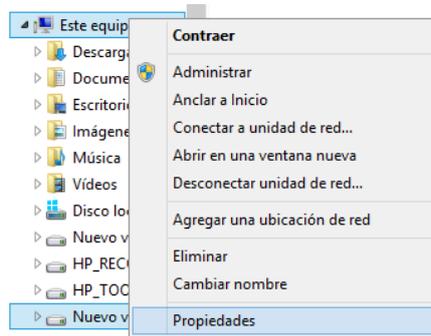


Ilustración 6. Propiedades de equipo

b) Seleccionar administrador de dispositivos. Observe la ilustración 7.

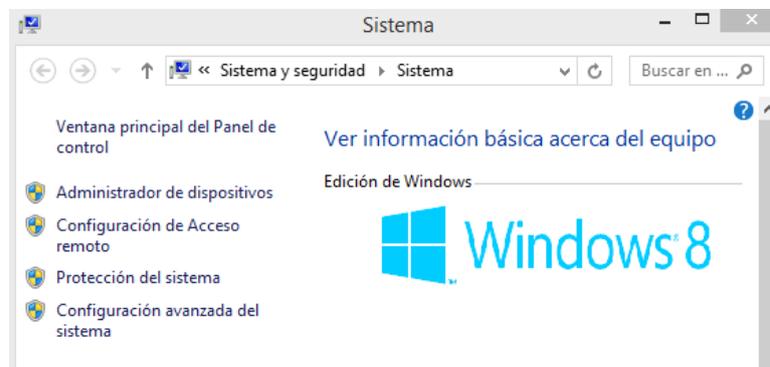


Ilustración 7. Administrador de dispositivos

c) Desplegar la sección puertos (COM y LPT) y verificar que se reconozca el puerto “Arduino Uno (COM4)”

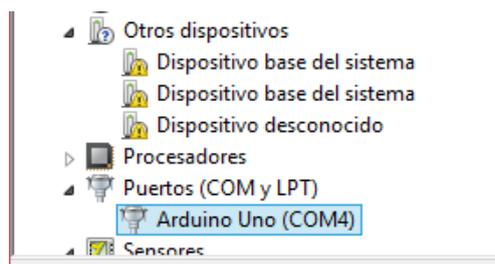


Ilustración 8. Puertos COM y LPT

3) Iniciamos la aplicación damos doble clic en el icono de la aplicación y se abrirá dicha aplicación como en la ilustración 9.

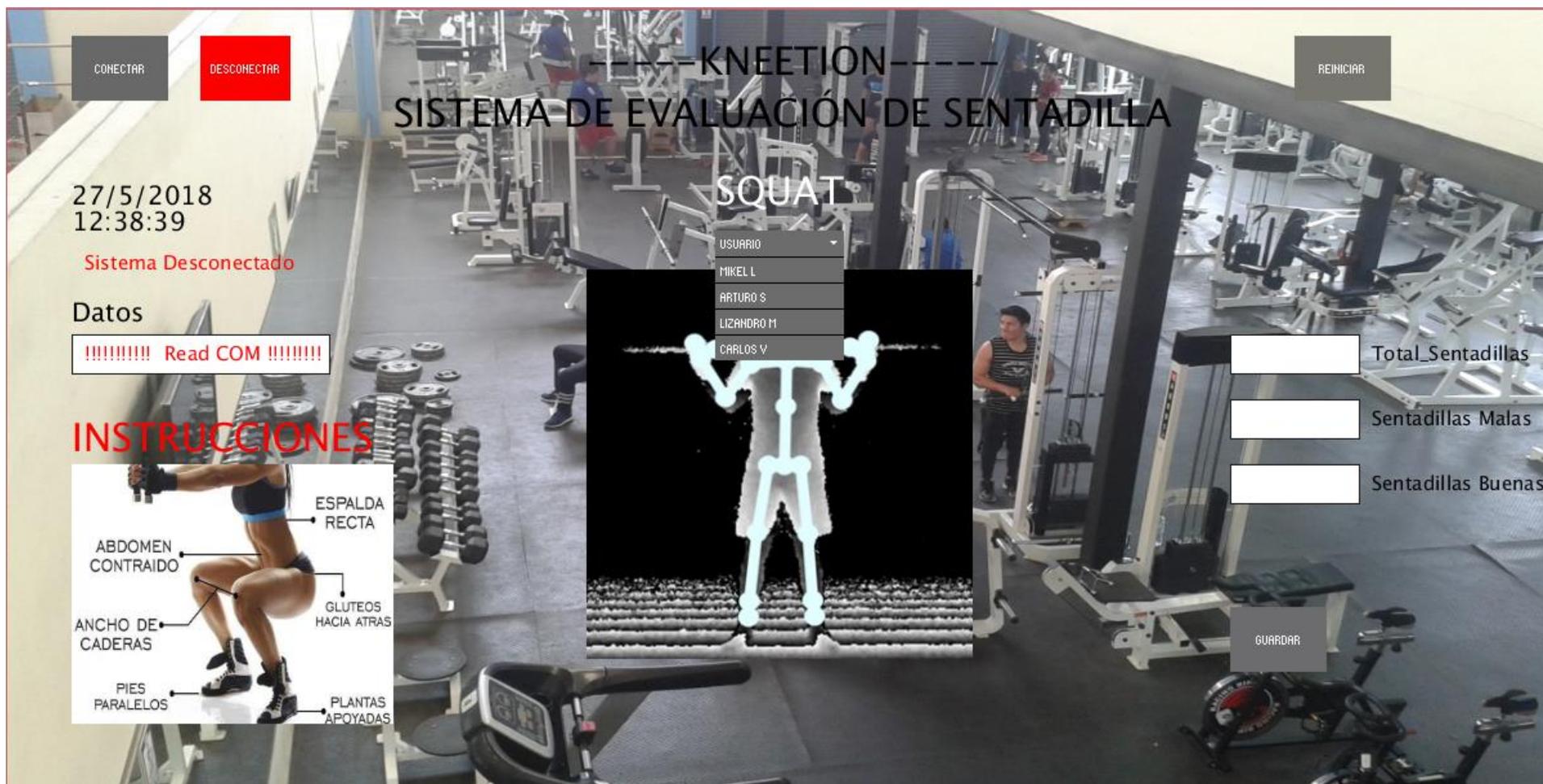


Ilustración 9.Sistema de Visualización

- 4) Seleccionar el usuario antes de empezar a realizar el ejercicio como se muestra en la ilustración 10.



Ilustración 10. Selección de Usuario

- 5) Conectar el sistema

- a) Para conectar el sistema seleccione botón conectar y verifique que le aparezca la etiqueta de Sistema Conectado. Observe la ilustración 11.



Ilustración 11. Botón de conexión

- 6) Empiece a realizar el ejercicio con normalidad y una vez terminada su rutina de sentadillas guarde el registro de entrenamiento haciendo clic en el botón guardar.

Aquí observara el número total de sentadillas, numero de sentadillas malas, numero de sentadilla buenas. Observe los resultados del numero de sentadillas realizadas en la ilustración 12.



Ilustración 12. Contador de sentadillas y registro

- 7) Abrir registro de entrenamiento
- a) Ir a la carpeta de entrenamiento y abrir el documento registro.csv. mostrado en la ilustración 13.

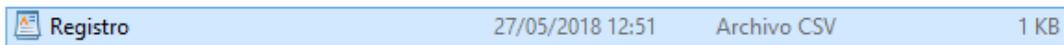
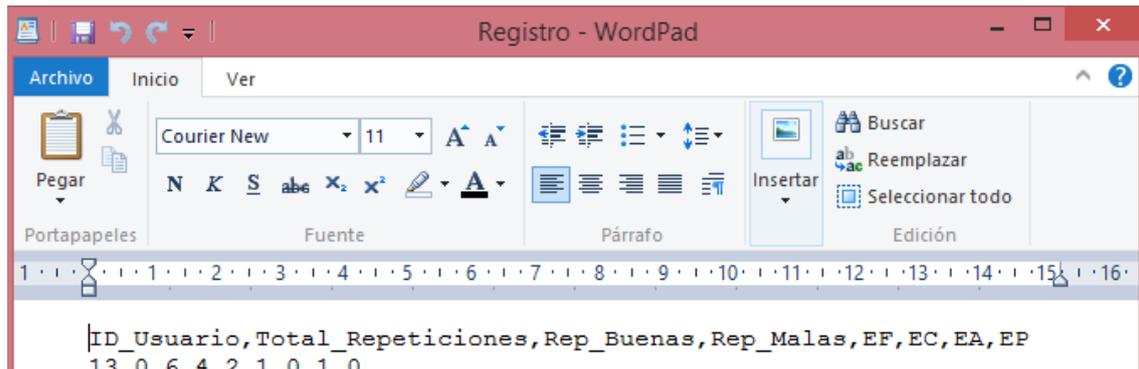


Ilustración 13.Registro de sentadillas

- b) Observe que el registro es mostrado con separación de comas. Para entender con facilidad el registro vaya a la siguiente sección donde se explica cada inicial que aquí aparece. Observe la ilustración 14.



- c) Interpretación de Registro del sistema y errores. Observe Ilustración 15

Registro del Sistema		
Siglas	Significado	Explicación
ID_Usuario	Número de identificación del deportista	Cada deportista posee un único número de identificación
Total_Repeticiones	Número total de sentadillas realizadas	Se almacena el número total de repeticiones contando entre buenas y malas
Rep_Buenas	Número total de sentadillas buenas	Se almacena el número total de sentadillas buenas
Rep_Malas	Número total de sentadillas malas	Se almacena número total de sentadillas malas
EF	Error de ángulo femorotibial	Error cuando la dorilla sobrepasa los 90° de flexión
EC	Error de aducción	Error cuando las dorillas de juntan
EA	Error de abducción	Error cuando las rodillas están demasiado separadas
EP	Error de rodilla punta del pie	Error cuando la rodilla sobrepasa la punta del pie

Ilustración 14. Interpretación de Registro

Manual de Instalacion de JAVA 8

- 1.) Clic derecho en el archivo de java .exc y luego seleccionar “ejecutar como administrador”.
Observe imag 1.



Imag 1. Archivo de instalación de java

- 2.) Hacer clic en l boton Instalar. Observe la Imag 2.



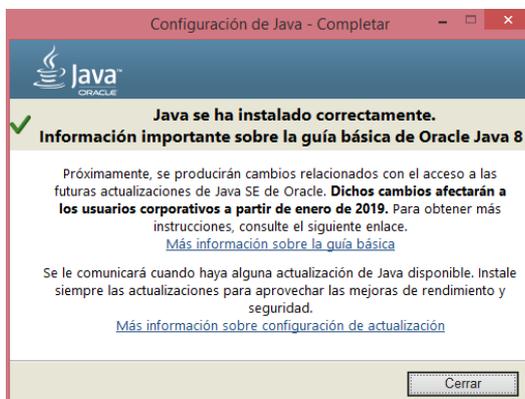
Imag 2.Instalacion de java

- 1.) Esperar que se instale termine la instalación, Observe la Imag 3.



Imag 3.Proceso de instalación

- 1.) 3) Seleccionar el botón cerrar para finalizar con la instalación, Observe la Imag 4.



Imag 4.Finalizar instalación

Plan de Contingencia y Fallos de KNEETION

El plan de contingencia y fallos de KENETION es indispensable para solventar fallos del sistema de una forma correcta y rápida. Con este plan el usuario podrá asegurarse que su rodillera este en óptimas condiciones para poder utilizarse.

Casos de Fallos

Rodillera (SC-KNEETION)

- Cuando no encienda el led de inicio de la rodillera: la rodillera cuenta con una señal visual (led rojo) que indica que el sistema de alimentación esta funcionando correctamente. En caso de no visualizar esta alerta asegúrese que la fuente de alimentación este conectada correctamente y este cargado. Use el manual de conexión.
- Alarma inactiva: Cuando el sistema de alarma no suene y ud. está seguro de que realiza mal la sentadilla contáctese con el diseñador (Lizandro Maldonado) del prototipo.
- Cuando se desconecte el sensor Flex: cuando el sistema de flexión este desconectado y la alarma empieza a sonar apague el sistema inmediatamente y realice las conexiones necesarias con el manual de conexiones.
- Cuando no se desconecte el MPU6050: Cuando se identifique que alguna conexión este zafado del MPU6050 no use el prototipo y haga uso del manual de conexión para solventar el percance.
- Cuando se moje el circuito: El circuito este protegido con tela impermeable para impedir que el prototipo se moje de forma accidentalmente, en caso de que esto suceda desconecte toda la rodillera y ponga a secar en el sol aproximadamente 25 minutos. Si se desea limpiar la rodillera asegúrese que todo el sistema este desconectado y limpie con un trapo húmedo y póngalo a secar.

Visualización (SV-KNEETION)

- Falla de conexión del sistema de visualización (SV-KNEETION): el sistema de visualización recepta los datos a través de su sistema de recepción y si no se conecta el sistema asegúrese de seguir el manual de usuario.

Los casos mas graves de fallo son considerados aquellos en que fallen los sensores y la placa del microprocesador. Por motivo de priorizar la seguridad del deportista si se detecta este caso no utilice KNEETION y opte por otra alternativa para realizar el ejercicio bajo supervisión de un profesional sea el instructor o algún compañero de entrenamiento para prevenir posibles lesiones.

Manual de conexión de SC-KNNETION (rodillera)

El manual de conexión de SC-KNEETION (rodillera), tiene por objetivo indicar claramente al deportista la forma correcta de hacer las conexiones en la rodillera para su correcto funcionamiento. Previo a realizar el ejercicio de sentadilla de debe seguir este manual.

1. Conexión de la batería

La batería posee dos cables uno de color morado que es el positivo y el de color amarillo que es el negativo. Conecte la batería como se muestra en la imagen 1.



Imagen 1. Conexión de batería

2. Conexión del MPU6050

Las conexiones del MPU6050 se encuentran numeradas e identificadas por color. Como se muestra en la imagen 2 la conexión se realiza cada color con cada número que identifica ese color.

- Rojo-----1
- Negro-----2
- Amarillo---- 3
- Verde -----4



Imagen 2. Conexión del MPU (Usuario)

3. Conexión del Sensor Flex 4.5”

Para la conexión del sensor de flexión se realiza a partir de los números del 5 al 8. Los números 5 y 6 se conectan en la parte superior con el color correspondiente y en la parte inferior los números 7 y 8 con su conexión al color correspondiente. Observe la conexión en la imagen 3 y en la imagen 4 el sistema conectado correctamente.

- Anaranjado-----5
- Café-----6
- Anaranjado-----7
- Café-----8



Conexión del sensor de flexión



Imagen 3. Conexión del sensor de flexión



Imagen 4. Conexión total de la rodillera

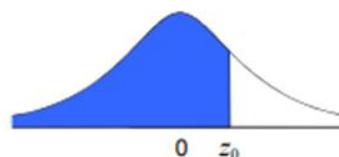
ANEXO 12. TABLA DE NIVEL DE CONFINZA DE ENCUESTA (DISTRIBUCIÓN NORMAL)

μ = Media

σ = Desviación típica

Tipificación: $z_0 = \frac{x - \mu}{\sigma}$

$$P(z \leq z_0) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{z_0} e^{-\frac{z^2}{2}} dz$$



z_0	0,00	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05	0,06	0,07	0,08	0,09	z_0
0,0	0,5000	0,5040	0,5080	0,5120	0,5160	0,5199	0,5239	0,5279	0,5319	0,5359	0,0
0,1	0,5398	0,5438	0,5478	0,5517	0,5557	0,5596	0,5636	0,5675	0,5714	0,5753	0,1
0,2	0,5793	0,5832	0,5871	0,5910	0,5948	0,5987	0,6026	0,6064	0,6103	0,6141	0,2
0,3	0,6179	0,6217	0,6255	0,6293	0,6331	0,6368	0,6406	0,6443	0,6480	0,6517	0,3
0,4	0,6554	0,6591	0,6628	0,6664	0,6700	0,6736	0,6772	0,6808	0,6844	0,6879	0,4
0,5	0,6915	0,6950	0,6985	0,7019	0,7054	0,7088	0,7123	0,7157	0,7190	0,7224	0,5
0,6	0,7257	0,7291	0,7324	0,7357	0,7389	0,7422	0,7454	0,7486	0,7517	0,7549	0,6
0,7	0,7580	0,7611	0,7642	0,7673	0,7704	0,7734	0,7764	0,7794	0,7823	0,7852	0,7
0,8	0,7881	0,7910	0,7939	0,7967	0,7995	0,8023	0,8051	0,8078	0,8106	0,8133	0,8
0,9	0,8159	0,8186	0,8212	0,8238	0,8264	0,8289	0,8315	0,8340	0,8365	0,8389	0,9
1,0	0,8413	0,8438	0,8461	0,8485	0,8508	0,8531	0,8554	0,8577	0,8599	0,8621	1,0
1,1	0,8643	0,8665	0,8686	0,8708	0,8729	0,8749	0,8770	0,8790	0,8810	0,8830	1,1
1,2	0,8849	0,8869	0,8888	0,8907	0,8925	0,8944	0,8962	0,8980	0,8997	0,9015	1,2
1,3	0,9032	0,9049	0,9066	0,9082	0,9099	0,9115	0,9131	0,9147	0,9162	0,9177	1,3
1,4	0,9192	0,9207	0,9222	0,9236	0,9251	0,9265	0,9279	0,9292	0,9306	0,9319	1,4
1,5	0,9332	0,9345	0,9357	0,9370	0,9382	0,9394	0,9406	0,9418	0,9429	0,9441	1,5
1,6	0,9452	0,9463	0,9474	0,9484	0,9495	0,9505	0,9515	0,9525	0,9535	0,9545	1,6
1,7	0,9554	0,9564	0,9573	0,9582	0,9591	0,9599	0,9608	0,9616	0,9625	0,9633	1,7
1,8	0,9641	0,9649	0,9656	0,9664	0,9671	0,9678	0,9686	0,9693	0,9699	0,9706	1,8
1,9	0,9713	0,9719	0,9726	0,9732	0,9738	0,9744	0,9750	0,9756	0,9761	0,9767	1,9
2,0	0,9772	0,9778	0,9783	0,9788	0,9793	0,9798	0,9803	0,9808	0,9812	0,9817	2,0
2,1	0,9821	0,9826	0,9830	0,9834	0,9838	0,9842	0,9846	0,9850	0,9854	0,9857	2,1
2,2	0,9861	0,9864	0,9868	0,9871	0,9875	0,9878	0,9881	0,9884	0,9887	0,9890	2,2
2,3	0,9893	0,9896	0,9898	0,9901	0,9904	0,9906	0,9909	0,9911	0,9913	0,9916	2,3
2,4	0,9918	0,9920	0,9922	0,9925	0,9927	0,9929	0,9931	0,9932	0,9934	0,9936	2,4
2,5	0,9938	0,9940	0,9941	0,9943	0,9945	0,9946	0,9948	0,9949	0,9951	0,9952	2,5
2,6	0,9953	0,9955	0,9956	0,9957	0,9959	0,9960	0,9961	0,9962	0,9963	0,9964	2,6
2,7	0,9965	0,9966	0,9967	0,9968	0,9969	0,9970	0,9971	0,9972	0,9973	0,9974	2,7
2,8	0,9974	0,9975	0,9976	0,9977	0,9977	0,9978	0,9979	0,9979	0,9980	0,9981	2,8
2,9	0,9981	0,9982	0,9982	0,9983	0,9984	0,9984	0,9985	0,9985	0,9986	0,9986	2,9
3,0	0,99865	0,99869	0,99874	0,99878	0,99882	0,99886	0,99889	0,99893	0,99896	0,99900	3,0
3,1	0,99903	0,99906	0,99910	0,99913	0,99916	0,99918	0,99921	0,99924	0,99926	0,99929	3,1
3,2	0,99931	0,99934	0,99936	0,99938	0,99940	0,99942	0,99944	0,99946	0,99948	0,99950	3,2
3,3	0,99952	0,99953	0,99955	0,99957	0,99958	0,99960	0,99961	0,99962	0,99964	0,99965	3,3
3,4	0,99966	0,99968	0,99969	0,99970	0,99971	0,99972	0,99973	0,99974	0,99975	0,99976	3,4
3,5	0,99977	0,99978	0,99978	0,99979	0,99980	0,99981	0,99981	0,99982	0,99983	0,99983	3,5
3,6	0,99984	0,99985	0,99985	0,99986	0,99986	0,99987	0,99987	0,99988	0,99988	0,99989	3,6
3,7	0,99989	0,99990	0,99990	0,99990	0,99991	0,99991	0,99992	0,99992	0,99992	0,99992	3,7
3,8	0,99993	0,99993	0,99993	0,99994	0,99994	0,99994	0,99994	0,99995	0,99995	0,99995	3,8
3,9	0,99995	0,99995	0,99996	0,99996	0,99996	0,99996	0,99996	0,99996	0,99997	0,99997	3,9

$1-\alpha$	90%	92%	94%	95%	96%	97%	98%	99%
α	10%	8%	6%	5%	4%	3%	2%	1%
$z_{\alpha/2}$	1,645	1,751	1,881	1,960	2,054	2,170	2,326	2,576
z_{α}	1,282	1,405	1,555	1,645	1,751	1,881	2,054	2,326

Siendo:

$1-\alpha$ = Nivel de confianza
 α = Nivel de significación

**ANEXO 13. AUTORIZACIÓN PARA TRABAJAR DENTRO DEL GIMNASIO DE
LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE



FICA-CIERCOM

Ibarra, 19 de Enero del 2018

Asunto: Autorización para desarrollar proyecto de titulación en el Gimnasio UTN

Lic. Juan Vásquez

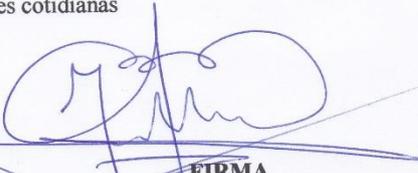
Coordinador del Gimnasio de la "Universidad Técnica del Norte"

PRESENTE

Por medio del presente, le reiteramos un cordial saludo. Como estudiantes de la carrera de Electrónica y Redes de Comunicación (**Lizandro Maldonado, Brayan Calderón y Anderson Dibujes**). Estamos realizando el trabajo de titulación basado en un prototipo electrónico que mejore las condiciones de entrenamiento de los deportistas dentro del Gimnasio-UTN, por lo que necesitamos se nos otorgue los permisos correspondientes para realizar encuestas, entrevistas y pruebas de funcionamiento de prototipo dentro del gimnasio.

Razón por la cual se espera contar con su **autorización** para llevar a cabo las actividades mencionadas con anterioridad.

Éxitos en sus actividades cotidianas


FIRMA

Lic. Juan Vásquez

Coordinador del Gimnasio de la Universidad Técnica del Norte (UTN)