

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

Escuela de Posgrado



**DISEÑO, IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DE UN GONIÓMETRO
ELECTRÓNICO MODULAR ADAPTABLE AL EJE DE ROTACIÓN
PARA LA MEDICIÓN DEL RANGO ARTICULAR EN LA RODILLA**

Tesis para obtener el grado académico de Maestro en Ingeniería Mecatrónica
que presenta:

Guillermo Manuel Angulo Niquén

Asesor:

Dr. Dante Angel Elías Giordano


Lima, 2025

Informe de Similitud

Yo, Dante Angel Elias Giordano, docente de la Escuela de Posgrado de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor de la tesis titulada DISEÑO, IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DE UN GONIÓMETRO ELECTRÓNICO MODULAR ADAPTABLE AL EJE DE ROTACIÓN PARA LA MEDICIÓN DEL RANGO ARTICULAR EN LA RODILLA, del autor Guillermo Manuel Angulo Niquén, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 18%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 03/02/2025.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de investigación, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha: Lima, 03 de febrero de 2025

Apellidos y nombres del asesor: Elias Giordano, Dante Angel	
DNI: 10142907	Firma 
ORCID: https://orcid.org/0000-0001-5920-9608	

DEDICATORIA



Con gratitud y cariño, dedico este trabajo a mis padres Graciela, Lorenzo y mis hermanos Ruddy, Carlos y Jackeline, por su apoyo y afecto incondicional a lo largo de mi vida .

AGRADECIMIENTOS

En este momento de culminación de mi tesis de maestría, deseo expresar mi sincero agradecimiento a aquellos que han colaborado de manera significativa en la elaboración de este trabajo que son:

A mi familia, cuyo apoyo incondicional y amor constante han sido mi mayor inspiración. Su aliento y comprensión han sido fundamentales en mi viaje académico y en la realización de esta tesis.

A mis respetados profesores y asesores, les agradezco profundamente por su valiosa orientación, conocimientos compartidos y apoyo constante a lo largo de este proceso. Sus sabias sugerencias y comentarios han enriquecido enormemente mi trabajo.

Quisiera expresar mi más sincero agradecimiento a Jhanelly, Paco, Giancarlo y Sebastián del Grupo de Laboratorio Libra por su ayuda en la implementación del banco de pruebas para emular la rodilla. Su dedicación y experiencia fueron fundamentales para el éxito de mi investigación.

Este logro no hubiera sido posible sin la contribución y colaboración de todas las personas que, de diversas maneras, han aportado su tiempo, consejos y apoyo. A cada uno de ustedes, mi más sincero agradecimiento.

Con gratitud,

Guillermo Angulo Niquen

RESUMEN

La investigación se centró en el desarrollo de un electrogoniómetro adaptable al eje de rotación de la rodilla, diseñado para medir los ángulos de flexión/extensión y las desviaciones laterales (genu varo/valgo). El prototipo consistió en una estructura rígida trapezoidal impresa en 3D, ajustada al muslo y la pantorrilla mediante sujetadores de velcro, con un mecanismo central de dos grados de libertad para alojar los sensores. En la parte superior, se integró una caja con componentes electrónicos encargada de la adquisición, procesamiento y visualización de los datos angulares. Además, se desarrolló una interfaz de usuario que permitió tanto la operación manual para almacenar las mediciones en una tarjeta microSD como la conectividad Bluetooth para transmitir de forma continua el rango articular a una computadora. La validación del dispositivo se llevó a cabo en un banco de pruebas que replicó las condiciones biomecánicas de la rodilla humana, desarrollado en el Laboratorio LIBRA de la PUCP. Al compararlo con un goniómetro convencional, el electrogoniómetro mostró un error promedio de $\pm 0.41^\circ$ en la flexión/extensión y $\pm 0.22^\circ$ en las desviaciones laterales, con coeficientes de determinación de $R^2 = 0.9997$ y $R^2 = 0.9958$, respectivamente, lo que garantiza su fiabilidad.

Palabras clave: electrogoniómetro, flexión/extensión, genu varo/valgo, validación, interfaz de usuario, banco de pruebas

ÍNDICE DE CONTENIDO

DEDICATORIA	i
AGRADECIMIENTOS	ii
RESUMEN	iii
ÍNDICE DE CONTENIDO	iv
ÍNDICE DE TABLAS	viii
ÍNDICE DE FIGURAS	x
INTRODUCCIÓN	1
CAPITULO 1 MARCO TEORICO Y ESTADO DEL ARTE	3
1.1 ANATOMÍA FUNCIONAL DE LA RODILLA.....	3
1.2 BIOMECÁNICA DE LA RODILLA.....	4
1.2.1 Movimiento natural de la rodilla	5
1.2.2 Evaluación de la flexión y extensión de la rodilla	6
1.3 LESIONES COMUNES DE LA RODILLA.....	8
1.4 MÉTODOS DE MEDICIÓN	11
1.5 PRODUCTOS COMERCIALES EXISTENTES	13
1.6 INVESTIGACIONES Y DESARROLLOS	15
1.7 SENSORES PARA MEDIR ÁNGULO	19
1.7.1 Potenciómetros rotativos	19
1.7.2 Sensor de efecto Hall.....	19
1.7.3 Sensores Inerciales	21
1.7.4 Encoder rotatorio	23
1.8 CONTROLADORES LÓGICOS PROGRAMABLES	26
1.9 AVANCES EN COMUNICACIÓN INALÁMBRICA.....	28
1.10 SISTEMAS DE ALMACENAMIENTO DE ENERGÍA.....	29
CAPITULO 2 DISEÑO CONCEPTUAL	31
2.1 REQUERIMIENTOS.....	31
2.1.1 Necesidad del usuario.....	31
2.1.2 Requerimientos del dispositivo.....	32
2.2 CAJA NEGRA ELECTRO-GONIÓMETRO	35
2.3 ESTRUCTURA DE FUNCIONES	37
2.3.1 Dominio de energía eléctrica.....	39
2.3.2 Dominio de interfaz	39
2.3.3 Dominio de control.....	40
2.3.4 Dominio de sensado	41

2.3.5	Dominio mecánico.....	41
2.4	MATRICES MORFOLÓGICAS.....	41
2.4.1	Matriz del dominio de Energía:.....	42
2.4.2	Matriz del dominio mecánico.....	43
2.4.3	Matriz del dominio de sensores.....	43
2.4.4	Matriz del dominio interfaz.....	44
2.4.5	Matriz del dominio control.....	45
2.5	CONCEPTO DE SOLUCIÓN INTEGRADO.....	45
2.5.1	Concepto Solución A.....	45
2.5.2	Concepto Solución B.....	46
2.5.3	Concepto Solución C.....	47
2.5.4	Concepto solución D.....	48
2.5.5	Concepto Solución E.....	48
2.6	EVALUACIÓN TÉCNICO-ECONÓMICA.....	49
2.6.1	Evaluación técnica.....	49
2.6.2	Evaluación económica.....	51
2.6.3	Diagrama de Operaciones:.....	52
CAPITULO 3 DISEÑO MECÁNICO.....		54
3.1	CONSIDERACIONES PRELIMINARES:.....	54
3.2	MODELAMIENTO GEOMÉTRICO DEL SISTEMA MECÁNICO.....	62
3.3	SELECCIÓN DE MATERIALES.....	64
3.4	VALIDACIÓN MECÁNICA POR ORDENADOR.....	65
3.5	DISEÑO DEFINITIVO DEL DOMINIO MECÁNICO DEL DISPOSITIVO.....	67
CAPITULO 4 DISEÑO ELECTRÓNICO.....		70
4.1	LÓGICA DE FUNCIONAMIENTO.....	70
4.2	SELECCIÓN DE COMPONENTES PRINCIPALES.....	71
4.2.1	Sensor de efecto hall.....	71
4.2.2	Pantalla OLED.....	74
4.2.3	Cargador de batería.....	76
4.3	SELECCIÓN DE COMPONENTES SECUNDARIOS.....	77
4.3.1	Modulo lector de memoria SD.....	77
4.3.2	Elevador de voltaje.....	78
4.3.3	Pulsadores e interruptor.....	79
4.3.4	Sensor de batería.....	80
4.4	SELECCIÓN DE COMPONENTES CENTRALES.....	81
4.4.1	Controlador.....	81

4.4.2 Batería.....	84
4.5 PROTOCOLOS DE COMUNICACIÓN	85
4.6 DISEÑO DE CIRCUITO IMPRESO Y ESQUEMÁTICOS ELECTRÓNICOS.....	86
4.7 BOCETO DE LOS COMPONENTES INTEGRADOS	91
CAPITULO 5 DESARROLLO DEL ALGORITMO E INTERFAZ DE USUARIO	92
5.1 CONSIDERACIONES PREVIAS	92
5.2 DIAGRAMAS DE FLUJO DE LA MODALIDAD DE OPERACIÓN DEL DISPOSITIVO	93
5.2.1 Diagrama de flujo para el modo manual	93
5.2.2 Diagrama de Flujo del interfaz de usuario	95
5.3 INTERFAZ GRÁFICA DEL MODO MANUAL.....	96
5.4 INTERFAZ GRÁFICA DEL MODO INALÁMBRICO	98
CAPITULO 6 INTEGRACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ELECTROGONIOMETRO ..	103
6.1 INTEGRACIÓN DIGITAL DEL DISEÑO MECÁNICO Y ELECTRÓNICO.....	103
6.2 IMPRESIÓN 3D DE LOS COMPONENTES MECÁNICOS:.....	105
6.3 MANUFACTURA DE BOCINAS DE BRONCE.....	107
6.4 VALIDACIÓN DE CIRCUITOS ELECTRÓNICOS Y CALIBRACIÓN DE SENSORES	108
6.5 VALIDACIÓN SOFTWARE DE INTERFAZ DE USUARIO.....	112
6.6 ELABORACIÓN DE CIRCUITOS IMPRESOS.	113
6.7 ENSAMBLE MECÁNICO Y ELECTRÓNICO	114
6.7.1 Ensamble mecánico	114
6.7.2 Ensamble electrónico.....	115
6.7.3 Integración del ensamble mecánico y electrónico:.....	117
6.8 PLANOS	118
6.9 BANCO DE PRUEBAS Y PROCEDIMIENTO DE VALIDACIÓN DEL DISPOSITIVO	119
6.9.1 Banco de pruebas.....	120
6.9.2 Procedimiento para la validación del electrogoniómetro	120
6.10 VALIDACIÓN DEL ELECTROGONIÓMETRO	121
6.10.1 Preparación del banco de pruebas	121
6.10.2 Montaje del electrogoniómetro y pruebas de movilidad	122
6.10.3 Toma de datos en modo manual.....	122
6.10.4 Toma de datos en modo inalámbrico.....	124
6.10.5 Análisis de resultados	125
CAPITULO 7 ESTIMACIÓN DE COSTOS	129
7.1 COSTO DE DISEÑO	129
7.2 COSTO DE FABRICACIÓN	130
7.2.1 Costo de componentes electrónico y servicios.....	130

7.3 COSTO TOTAL DE FABRICACIÓN.....	131
CONCLUSIONES.....	132
BIBLIOGRAFÍA.....	135
ANEXO A - HOJA DE DATOS DEL SENSOR.....	137
ANEXO B - HOJA DE DATOS DE LA CINTA DE VELCRO.....	140
ANEXO C - HOJA DE DATOS DEL PLA.....	141
ANEXO D - IDEA INICIAL DEL PROTOTIPO.....	143
ANEXO E - BOLETA COMPRA DE SENSOR Y PCB.....	144
ANEXO F - CODIGO DEL MODO MANUAL – ARDUINO PARA SOC SP32.....	146
ANEXO G - CODIGO DE LA INTERFAZ DE USUARIO – MATHLAB.....	154
ANEXO H - CÓDIGO PARA EL ANÁLISIS ANGULAR EN MATLAB.....	158
ANEXO I - CÓDIGO PARA ANÁLISIS ANGULAR EN MODO INALÁMBRICOS EN MATLAB.....	159
ANEXO J - PLANOS.....	161



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 - Características del <i>encoder</i> incremental.....	24
Tabla 2.1 - Posicionamiento de los brazos del goniómetro.....	32
Tabla 2.2 - Resumen de los requerimientos del equipo.....	34
Tabla 2.3-Matriz del dominio de Energía.....	42
Tabla 2.4-Dominio mecánico	43
Tabla 2.5-matriz del dominio de sensores	44
Tabla 2.6-Matriz del dominio interfaz.....	44
Tabla 2.7- Matriz del dominio control.....	45
Tabla 2.8 - Evaluación técnica de conceptos solución (valor técnico Xi).....	50
Tabla 2.9 - Evaluación económica de conceptos solución (valor técnico Yi).....	51
Tabla 2.10 - Resumen los valores obtenidos de la evaluación técnica – económica	52
Tabla 3.1-Medidas antropométricas de la extremidad inferior (Chaurand, 2015)	55
Tabla 3.2 - Valores de las fuerzas que actúan sobre el electrogoniómetro	59
Tabla 3.3 - Tabla de resultados de los diagramas de fuerza cortante y flector.....	60
Tabla 3.4 - Cálculo de Sección del soporte del electrogoniómetro	61
Tabla 3.5 - Comparativa de propiedades de materiales: PLA vs ABS vs Duraluminio.....	65
Tabla 4.1 - Cuadro comparativo entre sensores de Efecto Hall	72
Tabla 4.2 - Tabla de datos del sensor de efecto hall serie 6120 extraído de la hoja de especificaciones técnicas.	73
Tabla 4.3 - Cuadro comparativo entre pantallas OLED comerciales	74
Tabla 4.4 - Características de la pantalla OLED	75
Tabla 4.5 - Cuadro comparativo entre 3 cargadores de batería.	76
Tabla 4.6 - Características de la Micro SD Card.....	77
Tabla 4.7 - Características del convertidor DC-DC Boost60	79
Tabla 4.8 - Cuadro comparativo entre sistemas on chip (SoC).....	81
Tabla 4.9 - Cantidad de pines requeridos	82
Tabla 4.10 - Características del microprocesador DevKitC v4 SP32.....	82
Tabla 4.11 - Pines del microprocesador DevKitC v4 SP32	83
Tabla 4.12 - Cuadro de consumo del dispositivo	84
Tabla 4.13 - Cuadro comparativo entre baterías de ion-litio 3.7V Compactas.	84

Tabla 6.1 - Voltajes de entrada obtenidos del sensor de efecto Hall Serie 6120 mediante el puerto serial y de forma manual mediante multímetro.....	110
Tabla 6.2 - Error entre el ángulo teórico y el medido.....	111
Tabla 6.3- Tabla de componentes electrónicos	117
Tabla 6.4 - Planos del electrogoniómetro.....	119
Tabla 6.5 - Pasos del Procedimiento de Validación del Electrogoniómetro	120
Tabla 6.6 - Medidas angulares de flexión/extensión entre goniómetro convencional y electrogoniómetro en tres series por cada ciclo de movimiento del banco de pruebas.	123
Tabla 6.7 - Medidas angulares de Genu varo/valgo entre goniómetro convencional y electrogoniómetro en tres series del movimiento del banco de pruebas.	124
Tabla 6.8 - Resumen de medidas angulares del promedio flexión/extensión	125
Tabla 6.9 - Resumen de medidas angulares del promedio Genu varo/valgo	126
Tabla 6.10 - Resumen de ángulos articulares medidos en las tres condiciones de la rodilla	127
Tabla 7.1 - Resumen de los costos asociados al diseño:	129
Tabla 7.2 – Costos de Componentes electrónicos del electrogoniómetro.....	130
Tabla 7.3 – Costo de servicios de manufactura.....	131
Tabla 7.4-Resumen de costo totales	131

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 - Componentes de la rodilla	4
Figura 1.2 - Esquema de la Articulación de la Rodilla (Díaz, 2020)	5
Figura 1.3 - Esquema del LCA y sus haces AM y PL (Díaz, 2020).	6
Figura 1.4 - Flexión-extensión de rodilla: a) posición neutra de rodilla; b) en la extensión de rodilla, la pierna se dirige hacia delante, y c) en la flexión, hacia atrás (Taboadela, 2017)..	7
Figura 1.5 - Goniómetro universal ubicado en la rodilla toma como referencia tres puntos óseos: proximal (x), distal (z) y el eje de la articulación (y) (Taboadela, 2017).....	8
Figura 1.6 - Gonartrosis.....	9
Figura 1.7 - Daños en las rodillas debido a la artritis y la artrosis (Vergara, 2004).....	10
Figura 1.8 - En el lado izquierdo, se observa una lesión en el ligamento cruzado anterior (LCA), mientras que en el lado derecho se evidencia una lesión en el ligamento cruzado posterior (LCP) (Vergara, 2004).	10
Figura 1.9 - Morfología de la extremidad (Sánchez,2019).....	11
Figura 1.10 - Coeficientes de repetibilidad entre evaluadores (Bruton, 1999).....	12
Figura 1.11 - Comparativos para goniómetro universal y digital (Henao, 2022).....	13
Figura 1.12 - Goniómetro comercial	14
Figura 1.13 - Sensor de movimiento de articulaciones comerciales.	14
Figura 1.14 - Sensor de movimiento Mobee Med.....	15
Figura 1.15 - Tarjeta electrónica con sensores e interfaz de usuario (Henao, 2013).....	15
Figura 1.16 - Fiabilidad y validez concurrente de la app Goniometer Pro vs goniómetro universal en la determinación de la flexión pasiva de rodilla. (Melián-Ortiz, 2019).....	16
Figura 1.17 - Fiabilidad intra e interevaluador de un sensor inercial para el rango de movimiento de la rodilla en sujetos asintomáticos. (Beltran-Alacreu, 2019).	16
Figura 1.18 - Sensores de ropa adherible para medir ángulos de la articulación de la rodilla (Bergmann, 2013).....	17
Figura 1.19 - Mecanismo adaptable a la articulación de la rodilla (Rivera, 2022)	18
Figura 1.20 - Potenciómetro	19
Figura 1.21 - Esquema del efecto Hall	20
Figura 1.22 - Sensor de Efecto Hall según portador de carga (a) negativa; (b) positiva....	20
Figura 1.23 - Orientación de los Ejes de Sensibilidad y Polaridad de Rotación	21
Figura 1.24 - Funcionamiento interno de un sensor giroscópico MEMS.....	22

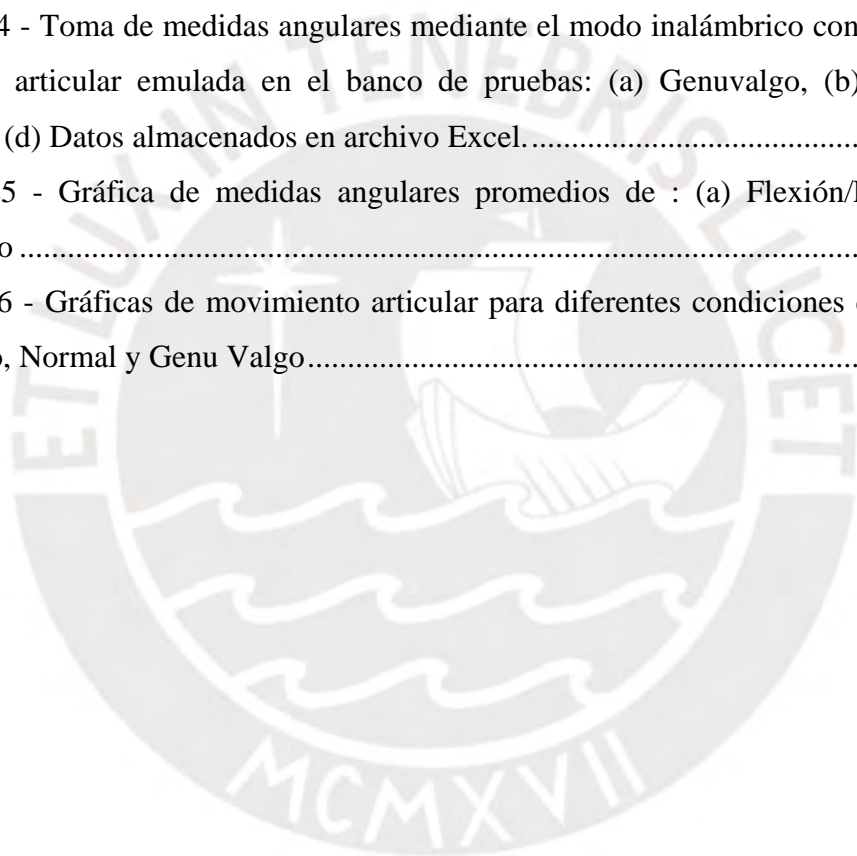
Figura 1.25 - <i>Encoder</i> incremental.....	23
Figura 1.26 - señales incrementales A, B y Z en disco óptico	24
Figura 1.27 - <i>Encoder</i> Absoluto	25
Figura 1.28 - Encoder efector hall de cuadratura.	25
Figura 1.29 - Procesador ESP32.....	26
Figura 1.30 - Arduino Nano pines	27
Figura 1.31 - Microcontrolador PIC.....	27
Figura 1.32 - Módulo Serial WIFI.....	28
Figura 1.33 - Modulo Bluetooth	28
Figura 1.34 - Módulos Zigbee	29
Figura 1.35 - Batería de litio.....	29
Figura 1.36 - Batería alcalina recargable.....	30
Figura 2.1 - Caja negra del dispositivo de medición de ángulos.....	35
Figura 2.2 - Estructura de funciones del electrogoniómetro de rodilla	38
Figura 2.3 - Bloques del dominio eléctrico	39
Figura 2.4 - Dominio de interfaz	40
Figura 2.5 - Bloques del dominio de control.....	40
Figura 2.6 - Bloques del dominio mecánico y de sensado.....	41
Figura 2.7 - (a) Boceto del concepto solución A. (b) Especialista de salud utilizando una tablet.	46
Figura 2.8 – (a) Concepto Solución B, (b) Especialista de salud utilizando una celular. ...	47
Figura 2.9 - (a) Concepto Solución C, (b) Especialista de salud utilizando reloj smart.....	47
Figura 2.10 - Concepto Solución D: Vista del dispositivo en diferentes posiciones, mostrando: (a) Flexión, (b) Extensión, (c) Genu Varo, (d) Posición neutral, y (e) Genu Valgo.	48
Figura 2.11 – (a) Concepto Solución E, (b) Especialista de salud utilizando la conectividad inalámbrica con una laptop.....	49
Figura 2.12- Evaluación grafica técnica-económica de los conceptos de solución	52
Figura 2.13 - Diagrama de operaciones.....	53
Figura 3.1 - Posición del centro de gravedad en la extremidad inferior (Vaughan, 1999)..	56
Figura 3.2- Posición del centro de gravedad del muslo y la pantorrilla.....	56
Figura 3.3 - Boceto inicial de la estructura soporte del electrogoniómetro.....	57
Figura 3.4 - Fuerzas sobre el electrogoniómetro	57

Figura 3.5 - Representación de fuerzas sobre la estructura del electrogoniómetro.....	58
Figura 3.6 - Diagrama de cuerpo libre con las fuerzas que actúan sobre el electrogoniómetro	59
Figura 3.7–Diagrama del fuerzas cortantes máxima	60
Figura 3.8 - Diagrama del Momento flector.....	60
Figura 3.9 - Boceto de la estructura del electrogoniómetro propuesto.....	61
Figura 3.10 - Estructura ajustable al muslo modelo 3D.	62
Figura 3.11 - La estructura ajustable a la pantorrilla modelo 3D.....	63
Figura 3.12 - Junta universal como mecanismo de 2 grados de libertad para medir el rango articular de la rodilla.....	64
Figura 3.13– Junta universal como mecanismo de 2 grados de libertad para medir rango articular de la rodilla.....	66
Figura 3.14 - Análisis de desplazamiento por elementos finitos.....	66
Figura 3.15 - Detalle de cruceta con sensores	67
Figura 3.16 - Diseño 3D de la estructura principal sobre extremidad inferior.....	68
Figura 3.17 - Simulación con el dispositivo del electrogoniómetro (a) extensión de rodilla 90° hasta 180° y (b) flexión 90° y 140°.....	68
Figura 3.18 - Flexión de rodilla con el dispositivo del electrogoniómetro.....	69
Figura 4.1 - Diagrama de la integración e interacción de los componentes del electrogoniómetro.....	71
Figura 4.2 - Sensor de posición de efecto Hall de giro único sin contacto, Serie 6120	73
Figura 4.3 - Pantalla OLED 1.5” ⁵⁴	75
Figura 4.4 - TP4056 Cargador de Baterías Micro-USB 5V 1 ^a	77
Figura 4.5 - Modulo Micro SD Card	78
Figura 4.6 - Convertidor DC-DC Boost XL6009	78
Figura 4.7 - Configuración pull down	79
Figura 4.8 - Mini interruptor basculante.....	80
Figura 4.9 - Esquema de un divisor de tensión.	81
Figura 4.10 - Vista de los pines de SP32.....	83
Figura 4.11 - batería litio SKT 603450	85
Figura 4.12 - Protocolo de comunicación.....	86
Figura 4.13 - Placa de Circuito Impreso Principal (Placa Principal).....	86
Figura 4.14 - Placa de Circuito Impreso para pulsadores.....	87

Figura 4.15 - Diagrama esquemático del ESP32 con etiquetas de asignación de pines.....	87
Figura 4.16 - Diagrama esquemático de la pantalla OLED con etiquetas de asignación de pines.....	88
Figura 4.17- Diagrama esquemático de los sensores de efecto Hall con asignación de pines y filtro pasa bajo. Los pines asignados se muestran a la izquierda, mientras que a la derecha se detallan los filtros pasa bajo.	88
Figura 4.18 - Conectores JST XH	88
Figura 4.19 - Diagrama esquemático del divisor de tensión	90
Figura 4.20 - Diagrama esquemático de los pulsadores.	90
Figura 4.21 - Esquema de conexión de componentes electrónicos con la placa de circuito impreso.	91
Figura 5.1- Diagrama de flujo del modo manual.....	94
Figura 5.2– Diagrama de flujo de la interfaz de usuario.	95
Figura 5.3 - Diagrama de secuencia de operación en la pantalla del electrogoniómetro. ...	96
Figura 5.4 - Signo +/- para cada condición articular.	97
Figura 5.5 - Primera etapa de desarrollo de la interfaz gráfica para la comunicación entre el electrogoniómetro y la computadora: (a) vista frontal de una representación gráfica de la pantorrilla, (b) vista lateral de una representación gráfica del muslo de color azul y pantorrilla de color rojo, y (c) medidas articulares registradas.	98
Figura 5.6-Representación vectorial de los ángulos de rotación de flexión/extensión (a) y genu valgo/varo (b).....	99
Figura 5.7 - Aplicativo para la Interfaz gráfica para la comunicación entre el electrogoniómetro y la computadora.....	101
Figura 5.8 - Presentación de los datos almacenados en un archivo excel.	101
Figura 5.9 - Creación del aplicativo	102
Figura 5.10 - Secuencia de ejecución de la interfaz (a) icono del programa, (b) Icono de inicio; (c) Interfaz de usuario.	102
Figura 6.1 - Integración mecánico electrónico del electrogoniómetro.....	104
Figura 6.2 - Ubicación de los componentes electrónicos en la base del electrogoniómetro	104
Figura 6.3 - Diseño de los soportes internos para componentes electrónicos - (a) Vista de la tapa de la caja y (b) Vista de la base de la caja	105

Figura 6.4 - Impresión 3D de (a) la parte inferior, (b) la parte superior del electrogoniómetro, y (c) la cruceta.	106
Figura 6.5 - Vista de los partes superior e inferior de los soportes terminados impresos en 3D.	106
Figura 6.6 - Tapas posteriores de los sensores	106
Figura 6.7 - Bocinas de sensores y pernos de fijación: (a) Vista de corte transversal de la articulación de dos grados de libertad, (b) Vista en explosión de los componentes de la articulación.	107
Figura 6.8 - Proceso de manufactura para la fabricación de bocinas de apoyo “bocinas”: (a) punto de centro, (b) cilindrado exterior, (c) refrentado, (d) acabado, y (e) presentación en soporte de fijación.	108
Figura 6.9 - Banco de pruebas del circuito electrónico y sensores.....	109
Figura 6.10 - Gráfica relación del voltaje medido de salida del sensor versus el ángulo..	110
Figura 6.11 - Ejecución del programa principal en el dispositivo: (a) Logo de inicio, (b) Menú de inicio, (c) Menú del modo manual, (d) Ventana de datos almacenados en la memoria SD, (f) Conexión Bluetooth (e) Reinicio.	112
Figura 6.12 - Validación de la conexión bluetooth del electrogoniómetro con el aplicativo desarrollado en MATLAB en la laptop.	113
Figura 6.13 - Almacenamiento de los datos del modo manual en memoria micro SD.	113
Figura 6.14 - Placas electrónicas fabricadas según diseño electrónico.	114
Figura 6.15 - (a) Vista de explosión del eje de la junta de 2 grados de libertad, (b) Ensamblado de un eje, (c) Estructura completa con sensores integrados	115
Figura 6.16 - Estructura mecánica ensamblada del electrogoniómetro con junta de 2 grados de libertad	115
Figura 6.17 - Tarjeta de componentes electrónicos del electrogoniómetro con microcontrolador ESP32 y conexiones de señal	116
Figura 6.18 - Integración de los componentes electrónicos en la caja del electrogoniómetro	117
Figura 6.19 - Ensamble integral de los componentes mecánicos y electrónicos del electrogoniómetro.....	118
Figura 6.20 - (a) Flexión, (b) Extensión, (c) Sin Condición Articular, (d) Genu Valgo, (e) Genu Varo, (f) Detalle Frontal, (g) Vista Isométrica de la Articulación de la Rodilla Emulada (Castillo, 2024).	119

Figura 6.21 - Preparación del banco de pruebas: (a) Control y suministro de energía, (b, c, d) Pruebas de flexión y extensión, (e) Prueba de desviación articular (valgo y varo)	121
Figura 6.22 - Montaje y pruebas de movilidad del electrogoniómetro: (a) y (c) Alineación del electrogoniómetro con los ejes de movimiento del simulador, (d) Pruebas de flexión y extensión, (e) Pruebas de desviación articular (valgo y varo).....	122
Figura 6.23 - Comparación de mediciones entre goniómetro convencional y electrogoniómetro en cada ciclo de movimiento del banco de pruebas: (a) Medición inicial, (b) Medición durante el movimiento, (c) Posición final, (d) Medición en genu valgo, (e) Medición en posición neutra, (f) Medición en genu varo.....	123
Figura 6.24 - Toma de medidas angulares mediante el modo inalámbrico con condición de desviación articular emulada en el banco de pruebas: (a) Genuvalgo, (b) Normal, (c) Genuvaro, (d) Datos almacenados en archivo Excel.....	124
Figura 6.25 - Gráfica de medidas angulares promedios de : (a) Flexión/Extensión (b) Valgo/Varo	126
Figura 6.26 - Gráficas de movimiento articular para diferentes condiciones de la Rodilla: Genu Varo, Normal y Genu Valgo.....	128



INTRODUCCIÓN

La evaluación del rango de movimiento articular es esencial para el seguimiento y recuperación de pacientes con afecciones articulares, pero los métodos convencionales presentan limitaciones en exactitud y objetividad. Según Bruton (1999), el goniómetro proporciona mediciones más confiables que la estimación visual. El enfoque del presente trabajo de tesis radica en el diseño de un dispositivo innovador para medir el rango de movimiento de la rodilla, utilizando un dispositivo adaptable al eje de rotación, para obtener mediciones continuas y objetivas.

La medición del rango de movimiento de la rodilla es esencial en la evaluación y seguimiento de la función articular y la rehabilitación. El ángulo de la rodilla se ha vuelto fundamental en diagnósticos y tratamientos, permitiendo establecer objetivos terapéuticos y evaluar con precisión los resultados de las intervenciones (Peña Ayala, 2018). En rehabilitación, la medición del rango articular es esencial para evaluar y monitorear el progreso a lo largo del tiempo. Según Vergara Hernández, períodos más breves contribuyen a una recuperación funcional rápida, enfatizando la importancia de la terapia y el control temprano del rango articular.

La confiabilidad del goniómetro sobre la estimación visual, indicando que un coeficiente de repetibilidad más bajo en la goniometría proporciona mediciones más consistentes. La medición objetiva del rango articular destaca como herramienta esencial en el ámbito médico y de rehabilitación. En medicina y rehabilitación medir el rango articular en la rodilla es fundamental, pero métodos tradicionales pueden ser propensos a errores por subjetividad y variabilidad en la fuerza aplicada. En consonancia con esta preocupación, Arlet (2020) subraya la importancia de la actividad física en la actualidad, respaldada por sus innegables beneficios. No obstante, se observa un aumento en las lesiones intraarticulares en la rodilla, especialmente aquellas vinculadas a los ligamentos. Estas lesiones pueden surgir en contextos laborales, deportivos (tanto en aficionados como en profesionales) o incluso en actividades domésticas. La continua exposición de la rodilla a traumas también contribuye a este panorama. Como resultado, los pacientes con problemas en ligamentos buscan atención médica en los servicios de urgencias y consultas externas hospitalarias (Arlet, 2020).

Los instrumentos convencionales pueden resultar incómodos, afectando la precisión y cooperación. La falta de una metodología estandarizada para evaluar el rango articular en la rodilla podría llevar a diagnósticos erróneos y decisiones terapéuticas inadecuadas. En ese contexto, Taboadela (2017) señala que el uso adecuado del goniómetro requiere una correcta

alineación del dispositivo en la superficie corporal, logrado mediante la identificación de puntos anatómicos. Sostener el goniómetro con ambas manos puede dificultar la estabilidad al evaluar la parte proximal de la articulación, causando problemas durante la medición. La medición del rango de movimiento en la rodilla es primordial en medicina y rehabilitación, pero se enfrentan desafíos debido al aumento de lesiones. Las herramientas tradicionales, como el goniómetro, pueden ser incómodas y propensas a errores. La necesidad de una medición más objetiva y accesible es evidente, especialmente en un mundo donde la actividad física desempeña un papel en la salud, beneficiando a los pacientes y facilitando la toma de decisiones médicas informadas.

Por lo tanto, se propone diseñar, implementar y validar un goniómetro electrónico modular que posea un mecanismo adaptable al eje de rotación de la rodilla para la medición del rango articular, el cual pueda ser usado en adultos y adultos mayores que habiten en el territorio nacional. Para el logro de este propósito, primero se elaborará el estado del arte con énfasis en la biomecánica de la rodilla, en métodos de medición del rango articular, y en productos comerciales. Luego se establecerán los requerimientos de diseño con los que se propondrá el diseño conceptual de un electrogoniómetro con un mecanismo adaptable al eje de rotación de la rodilla, siguiendo la metodología de diseño VDI 2206 (Graessler, 2020). Seguidamente se realizará el cálculo y selección de los componentes del diseño conceptual propuesto, con los cuales se implementará un prototipo. Finalmente, El prototipo será validado en laboratorio con un banco de pruebas que simula el movimiento de la rodilla, evaluando flexión, extensión, genu valgo y varo¹. Este desarrollo se llevó a cabo en el Laboratorio de Investigación Biomecánica y Robótica Aplicada (LIBRA) de la Pontificia Universidad Católica del Perú (PUCP).

Con los resultados de este trabajo, se espera proporcionar a los profesionales de la salud una herramienta confiable para medir el rango articular de la rodilla, lo que contribuirá al diagnóstico, tratamiento y seguimiento de los pacientes. Además, estos últimos experimentarán una atención mejorada gracias a la adaptabilidad y personalización del dispositivo.

¹ **Genu valgo y varo:** Condiciones ortopédicas que afectan la alineación de las piernas. El genu valgo se caracteriza por una desviación hacia adentro, donde las rodillas se acercan mientras los tobillos permanecen separados. Por otro lado, el genu varo implica una desviación hacia afuera, en la cual las rodillas se separan y los tobillos tienden a acercarse (Sánchez, 2019).

CAPITULO 1

MARCO TEORICO Y ESTADO DEL ARTE

El presente capítulo aborda aspectos clave como la anatomía funcional, los avances tecnológicos y las lesiones comunes. Este análisis también se adentra en la biomecánica, los métodos de evaluación y los desarrollos más recientes, así como en la disponibilidad de productos comerciales. En conjunto, este enfoque proporciona una visión integral de la situación actual y las tendencias futuras en el tratamiento y la tecnología relacionada con las afecciones de la rodilla.

1.1 Anatomía funcional de la rodilla

La anatomía de la rodilla se define como la composición de la articulación central de los miembros inferiores en humanos, compuesta por el fémur en su porción distal, la tibia en la porción proximal y la rótula, lo que permite principalmente movimientos de flexión y extensión (Camde, 2019). Esta articulación está rodeada por una cápsula articular y varios ligamentos que proporcionan estabilidad, mientras que los músculos circundantes facilitan el movimiento de la extremidad como se aprecia en la Figura 1.1. Además, Almeida (2020) describe la rodilla como la articulación más grande y complicada del cuerpo humano, formada por la acción conjunta de los huesos fémur, tibia, rótula y los dos meniscos fibrocartilaginosos. Esta articulación se considera una articulación condílea² típica debido a su capacidad para realizar movimientos de flexión, extensión y rotación.

² Condílea: se refiere a la forma cóndilo (protuberancia redondeada en un hueso) en las articulaciones.



Figura 1.1 - Componentes de la rodilla³

Por su parte, Saldivia (2018) menciona que la rodilla, también conocida como articulación femoro-tibio-patelar, es una articulación diartroidea² o sinovial que permite movimientos de flexión y extensión. Está formada por la unión de diversas estructuras óseas, cartilaginosas, ligamentosas, vasculares y musculares, que le confieren una funcionalidad específica en términos de extensión, flexión y ligera rotación.

La anatomía de la rodilla, como articulación central de los miembros inferiores, es importante para la estabilidad y movilidad humana, destacando la interacción entre huesos, ligamentos y músculos.

1.2 Biomecánica de la rodilla

La biomecánica de la rodilla es un campo de estudio que aborda el comportamiento mecánico y funcional de esta articulación compleja, implicando la transmisión de grandes cargas en un amplio rango de movilidad (Pena, 2006). Se utiliza en diversas disciplinas como la fisioterapia, medicina deportiva, ingeniería y educación física (Panesso, 2008). Su enfoque se basa en los principios mecánicos de la física para describir los movimientos y fuerzas que actúan sobre la rodilla (Díaz Cuadro, 2020).

³ Diartroidea: Articulaciones sinoviales, también conocidas como diartrosis, se caracterizan por su alta movilidad y están compuestas por una cápsula articular protectora.

1.2.1 Movimiento natural de la rodilla

En referencia a la amplitud normal de la flexión y extensión de la rodilla, que generalmente oscila entre 130° y 140° y se ejecuta en el plano sagital, además se han identificado movimientos que abarcan rotación, balanceo y deslizamiento, junto con variados grados de libertad tanto en la osteocinématica⁴ como en la artrocinématica⁵ (Panesso, 2008).

El ligamento cruzado anterior (LCA) que se muestra en la Figura 1.2 desempeña un papel fundamental en la prevención de la traslación excesiva de la tibia hacia adelante en relación con el fémur en la rodilla. Además, se ha investigado su papel en la restricción de otros movimientos, como las rotaciones tibiales. Estudios recientes, como el de Díaz Cuadro (2020), han profundizado en esta función del LCA, lo que ayuda a comprender mejor la biomecánica de la rodilla y a desarrollar estrategias para la prevención y tratamiento de lesiones ligamentosas.

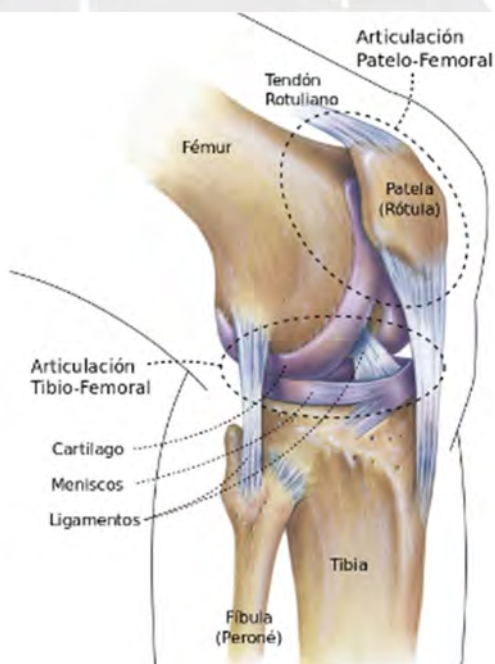


Figura 1.2 - Esquema de la Articulación de la Rodilla (Díaz, 2020)

En cuanto a la anatomía del ligamento cruzado anterior, se localiza en la fosa intercondílea y está compuesto por dos haces bien diferenciados: uno Haz Antero-Medial (AM) y otro Haz Postero-Lateral (PL), como se detalla en la Figura 1.3 (Díaz, 2020). Además, otras estructuras y músculos contribuyen a la estabilidad de la rodilla, según Panesso (2008),

⁴ La osteocinématica estudia el movimiento de los huesos en relación con el eje anatómico de la articulación (Panesso, 2008).

⁵ La artrocinématica se enfoca en los movimientos específicos entre las superficies articulares dentro de una articulación (Panesso, 2008).

actuando como restricciones secundarias y estabilizadores. En esta línea, Díaz Cuadro (2020) plantea la discusión sobre si el ligamento cruzado anterior (LCA) actúa como estabilizador en las rotaciones tibiales, resaltando que su función en este aspecto es secundaria y sujeta a debate.



Figura 1.3 - Esquema del LCA y sus haces AM y PL (Díaz, 2020).

En cuanto a la anatomía del LCA, se localiza en la fosa intercondileal y está compuesto por dos haces bien diferenciados: uno Haz Antero-Medial (AM) y otro Haz Postero-Lateral (PL), como se detalla en la Figura 1.3 (Díaz, 2020). Además, otras estructuras y músculos contribuyen a la estabilidad de la rodilla, según Panesso (2008), actuando como restricciones secundarias y estabilizadores. En esta línea, Díaz Cuadro (2020) plantea la discusión sobre si el ligamento cruzado anterior (LCA) actúa como estabilizador en las rotaciones tibiales, resaltando que su función en este aspecto es secundaria y sujeta a debate.

En ese sentido, las lesiones ligamentosas pueden comprometer la estabilidad de la rodilla, resultando en angulaciones anómalas y afectando la funcionalidad de la articulación (Pena, 2006). Por ello la importancia de mantener un equilibrio entre permitir el movimiento articular normal y restringir ciertas acciones para evitar mal funcionamiento o inestabilidades en la articulación de la rodilla (Díaz Cuadro, 2020).

1.2.2 Evaluación de la flexión y extensión de la rodilla

El rango de movimiento normal de la rodilla va desde la extensión completa hasta la máxima flexión, resultando fundamental para evaluar la función y movilidad de la rodilla en

diferentes contextos médicos, de rehabilitación o deportivos. Se reconoce que las variaciones en estas medidas pueden ser inherentes a la diversidad individual y pueden estar influenciadas por factores como la edad y la salud general. Según Taboadela (2017), la extensión se define como el movimiento que desplaza la pierna hacia adelante desde la posición neutra, mientras que la flexión implica el movimiento que lleva la pierna hacia atrás. Por otro lado, Panesso (2008) destaca la importancia de este rango de movimiento en la evaluación de la función articular y señala su relevancia en distintos ámbitos médicos y deportivos. En la Figura 1.4 se muestra los movimientos de flexión y extensión de la rodilla

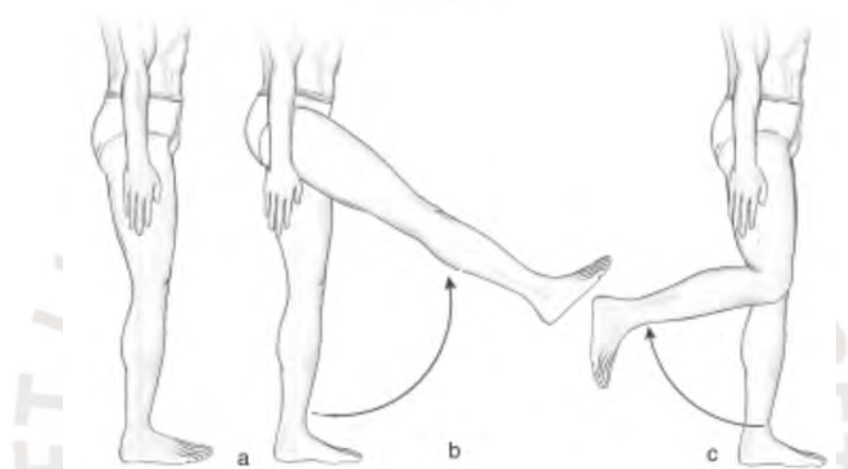


Figura 1.4 - Flexión-extensión de rodilla: a) posición neutra de rodilla; b) en la extensión de rodilla, la pierna se dirige hacia delante, y c) en la flexión, hacia atrás (Taboadela, 2017).

La precisión en la medición del rango de movimiento en pacientes con problemas musculoesqueléticos es de suma importancia, ya que estas mediciones son fundamentales para evaluar la efectividad de los tratamientos y seguir de cerca el progreso de la recuperación. La exactitud en las mediciones articulares permite garantizar diagnósticos precisos y tomar decisiones clínicas fundamentadas. En este contexto, se dispone de diversas técnicas y herramientas, como los goniómetros, para llevar a cabo estas mediciones de manera efectiva (Taboadela, 2017) como se puede observar en la Figura 1.5.

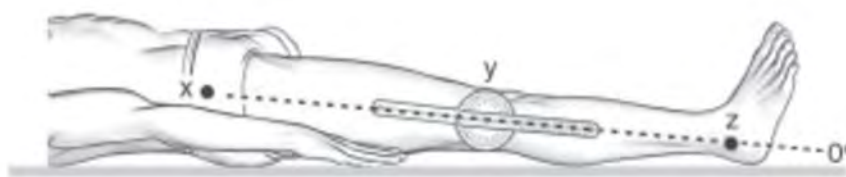


Figura 1.5 - Goniómetro universal ubicado en la rodilla toma como referencia tres puntos óseos: proximal (x), distal (z) y el eje de la articulación (y) (Taboadela, 2017)

La evaluación del rango de movimiento de la rodilla resulta esencial para diagnosticar y tratar afecciones musculoesqueléticas. Este análisis, fundamentado en la comprensión de la biomecánica y cinemática de la articulación, permite diseñar intervenciones eficaces orientadas a la rehabilitación y prevención de lesiones.

1.3 Lesiones comunes de la rodilla

Las lesiones comunes de la rodilla abarcan una amplia gama de afecciones, tanto traumáticas como inflamatorias, que son una causa frecuente de consulta médica, que pueden generar importantes limitaciones funcionales, afectando la marcha y la movilidad de los pacientes como la artritis y la artrosis (Vergara, 2004).

Entre estas lesiones como se aprecia en la Figura 1.6, la gonartrosis⁶ ha sido objeto de estudio para determinar sus factores asociados. Un estudio realizado por Báez Ayala (2020) encontró que la lumbalgia y el sexo femenino mostraron una asociación significativa con esta enfermedad en pacientes mayores de 40 años atendidos en el Hospital Santa Rosa en 2018. Se analizaron varios factores, incluyendo antecedentes de traumatismo de rodilla y tabaquismo, concluyendo que el sexo femenino y la lumbalgia están implicados en la aparición y progresión de la gonartrosis.

⁶ Gonartrosis: degeneración progresiva del cartilago en la articulación de la rodilla.



Figura 1.6 - Gonartrosis⁷

Por otro lado, la importancia del rango de movimiento (ROM) de la rodilla, medido después de la artroplastia total de rodilla (TKA), ha sido objeto de investigación (Miner, 2003). Se ha encontrado una correlación modesta entre el ROM de la rodilla y las puntuaciones de función WOMAC⁸, sugiriendo que el ROM solo puede ser un predictor confiable de los resultados funcionales. Además, se destacó que la función WOMAC a los 12 meses fue un determinante más fuerte de la satisfacción del paciente y la mejora percibida en la calidad de vida que el ROM de la rodilla.

En el contexto de las afectaciones en la anatomía de la rodilla, específicamente en las lesiones más comunes como la artritis y la artrosis, haciendo referencia a la Figura 1.7, se enfatiza la importancia crítica de cada uno de sus componentes para garantizar la estabilidad y la movilidad adecuadas (Cruz-Pérez, 2022). Dentro de este panorama, la ruptura del ligamento cruzado anterior (LCA) tal y como se puede observar Figura 1.8 en la emerge como una de las lesiones más prevalentes, con posibles implicaciones significativas en la función articular y la calidad de vida, particularmente en individuos jóvenes y deportistas (Vergara, 2004).

⁷ Tomado de <https://www.ortoweb.com/blogortopedia/la-gonartrosis/> fecha de consulta 31-03-2024.

⁸ WOMAC (Western Ontario McMaster Universities Osteoarthritis Index) es un instrumento utilizado para evaluar la osteoartritis de cadera o rodilla, que son comunes causas de dolor y limitación funcional (Escobar, 2011).

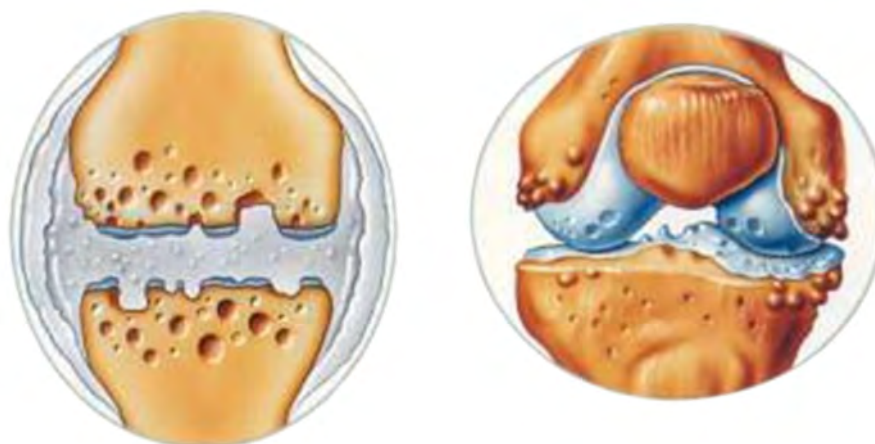


Figura 1.7 - Daños en las rodillas debido a la artritis y la artrosis (Vergara, 2004)

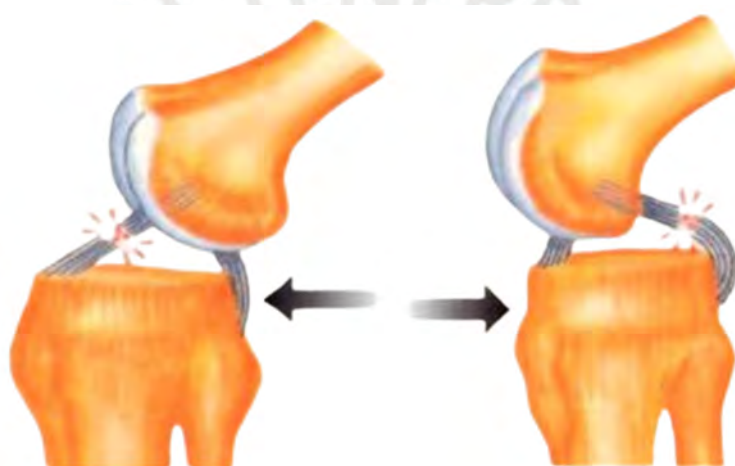


Figura 1.8 - En el lado izquierdo, se observa una lesión en el ligamento cruzado anterior (LCA), mientras que en el lado derecho se evidencia una lesión en el ligamento cruzado posterior (LCP) (Vergara, 2004).

Por otro lado, es relevante señalar que el Momento de Aducción de la Rodilla (Madd) puede conceptualizarse como la fuerza ejercida hacia el interior del compartimiento medial durante el ciclo de la marcha. Un incremento en el Madd durante la carga biomecánica de la rodilla puede desempeñar un papel en el desarrollo y progresión de patologías relacionadas con la articulación. En rodillas que se encuentran en un estado saludable, se observa que la mayor parte de la carga biomecánica se distribuye a través del compartimiento medial, lo que la hace particularmente susceptible a influencias que aumenten esta carga. Adicionalmente, el impacto de la alineación en varo en el aumento del Madd y la carga sobre el compartimiento medial, lo cual resulta en un desgaste asimétrico de la articulación de la rodilla y una desviación del ángulo que describe el rango articular fuera del plano normal (Sánchez,2019)

En ese sentido, como se puede observar en la Figura 1.9, la alineación normal de la rodilla se determina por el eje anatómico que se forma a partir de los ejes del fémur y la tibia. En condiciones normales, el ángulo complementario de este eje oscila entre 170 y 175 grados, lo que implica un ligero valgo fisiológico de alrededor de 10 grados. Cuando este ángulo es menor a 170 grados o mayor a 180 grados, se considera anormal y se denomina Genu Varo o Genu Valgo respectivamente. Estas desviaciones pueden tener impacto en la distribución de la carga en la rodilla al alterar el eje mecánico, que se sitúa en el centro de la cadera, rodilla y tobillo. En consecuencia, las alteraciones en el eje anatómico pueden tener consecuencias significativas la salud (Sánchez,2019).

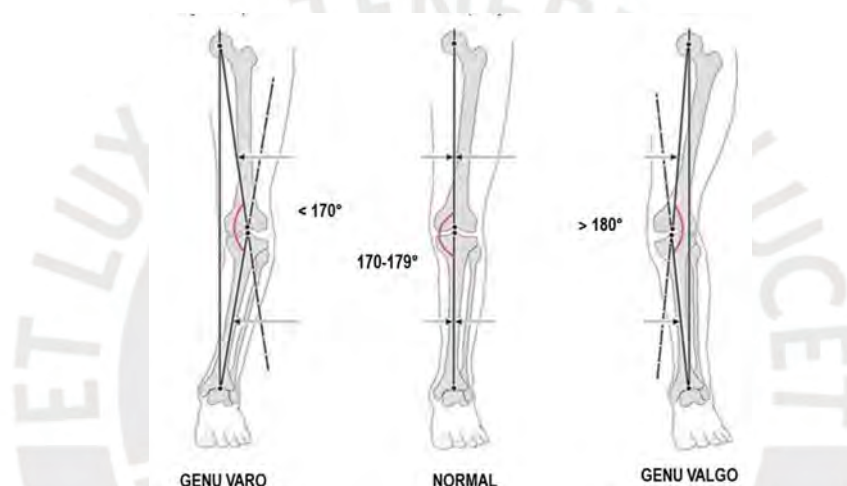


Figura 1.9 - Morfología de la extremidad (Sánchez,2019).

1.4 Métodos de medición

Según Bruton (1999), el estudio realizado por la Universidad de Southampton, en el campo de la fisioterapia y terapia ocupacional, tuvo como objetivo principal examinar la confiabilidad interevaluador de la estimación visual y las medidas goniométricas de la articulación metacarpofalángica (MCP) como se muestra en la Figura 1.10. Para ello, se reclutaron 40 terapeutas de nueve sitios diferentes, incluyendo cuatro especializados en terapia de mano. Se determinó que la goniometría demostró una mayor confiabilidad que la estimación visual para la evaluación de la MCP⁹. Además, se concluyó que la goniometría y la estimación visual no deben usarse de manera intercambiable, y que la goniometría es más

⁹ La abreviatura "MCP" se refiere a la "articulación metacarpofalángica", esencial para la flexión y extensión de los dedos de la mano.

confiable para la evaluación de articulaciones más pequeñas como la MCP. En ese sentido, a medida que el coeficiente de repetibilidad disminuye, la confiabilidad aumenta.

<i>Method of measurement</i>	<i>Inter-rater RC</i>	
	<i>Position 1</i>	<i>Position 2</i>
VE	44.5	51.0
GM	4.4	5.9

VE = Visual estimation
GM = Goniometry

Figura 1.10 - Coeficientes de repetibilidad entre evaluadores (Bruton, 1999)

Por otro lado, Rothstein (1983) llevó a cabo un estudio centrado en evaluar la confiabilidad de la goniometría en un entorno clínico para mediciones de flexión y extensión pasiva de codos y rodillas. Se utilizó un grupo de pacientes como sujetos de estudio, en lugar de sujetos sanos bajo condiciones estandarizadas.

Se examinó tanto la confiabilidad intraevaluador¹⁰ como la interevaluador¹⁰, así como el efecto del uso de la media de mediciones repetidas y la confiabilidad entre tres goniómetros comunes. Los resultados mostraron una alta confiabilidad intraevaluador para la flexión y extensión de codos y rodillas, así como una confiabilidad interevaluador también alta para la mayoría de las mediciones. Sin embargo, se observó una menor confiabilidad interevaluador para la extensión de rodilla en comparación con otras mediciones. Se concluyó que, para mediciones de codos y rodillas, la goniometría realizada en un entorno clínico puede ser altamente confiable.

Finalmente, el estudio de Henao (2022) examinó la concordancia entre dos sistemas de medición de movilidad articular de la rodilla en sujetos jóvenes sanos. Se encontró una alta concordancia entre los dos sistemas de medición, el goniómetro universal y el goniómetro digital, para medir los movimientos de flexión y extensión de la rodilla de manera bilateral.

Se concluyó que tanto el goniómetro universal como el goniómetro digital pueden ser utilizados de manera efectiva en la evaluación de la movilidad articular de la rodilla, lo que

¹⁰ La evaluación intraevaluador se realiza por el individuo evaluado sobre su propio desempeño, mientras que la evaluación interevaluador involucra a múltiples personas evaluando a un individuo, ofreciendo una perspectiva más amplia y objetiva.

proporciona opciones flexibles para realizar mediciones y confiables en diferentes contextos clínicos tal como se muestra en la Figura 1.11.

Movimiento de la rodilla	Correlación intraclase	Intervalo de confianza del 95%	
		Goniómetro universal	Goniómetro digital
Flexión de la rodilla derecha	0,956	0,94	0,97
Flexión de la rodilla izquierda	0,933	0,91	0,95
Extensión de la rodilla derecha	0,936	0,92	0,95
Extensión de la rodilla izquierda	0,953	0,94	0,96

Figura 1.11 - Comparativos para goniómetro universal y digital (Henao, 2022)

1.5 Productos comerciales existentes

El mercado de instrumentación para evaluar el rango de movimiento y la articulación corporal presenta diversas opciones, desde goniómetros convencionales hasta soluciones digitales avanzadas, todas fundamentales para profesionales de la fisioterapia y la medicina deportiva. A continuación, se detallan tres de las opciones más destacadas:

a. El goniómetro convencional:

Es una herramienta accesible y versátil para la medición del rango de movimiento y ángulos corporales. Fabricado con materiales de alta calidad, resistentes al desgaste e impermeables. Según se observa en la Figura 1.12, su graduación multiescala proporciona una cobertura de 360 grados para medir ángulos según los estándares internacionales de medición (ISOM)¹¹.

¹¹ Tomado de (<https://www.amazon.es/BLMHTWO-goniómetro>) Fecha de revisión: 31-03-2024.

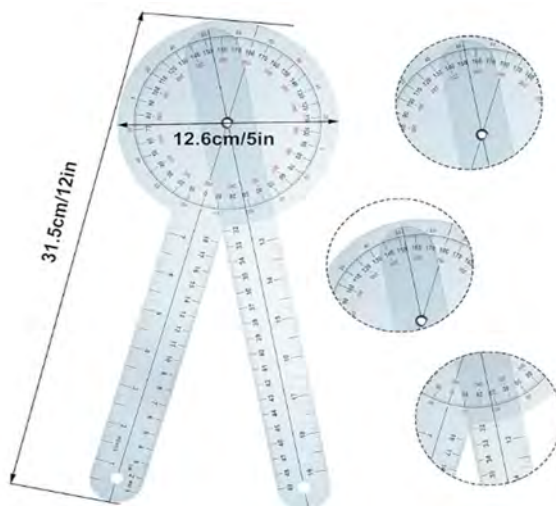


Figura 1.12 - Goniómetro comercial¹¹

b. El goniómetro digital Pro Motion Capture de Werium:

Es una herramienta digital para fisioterapeutas, ofreciendo mediciones objetivas del rango articular en varias articulaciones del cuerpo humano, incluyendo cervical, hombro, lumbar, cadera, codo, muñeca, rodilla y tobillo, como se aprecia en la Figura 1.13. su precio ronda de 3.073,40 € su funcionalidad avanzada lo convierte en una herramienta indispensable para evaluar y tratar el rango articular en el cuerpo humano¹².



Figura 1.13 - Sensor de movimiento de articulaciones comerciales¹³.

c. Mobe Med

Es un sistema avanzado que ofrece 142 pruebas de rango de movimiento. Este dispositivo permite la medición remota con fines de animación de ángulos cubiertos como se aprecia en

¹² Tomado de <https://www.physiobox.com> Fecha de revisión 31-03-2024.

¹³ Tomado de <https://www.alvasolution.com> fecha de revisión 31-03-2024

la Figura 1.14. Ofrece modos de análisis activos y pasivos, con movimientos guiados o no guiados, y permite distinguir entre lado derecho e izquierdo, así como entre diferentes posiciones (sentado, de pie, acostado).su precio ronda los 4.490.00 €⁴.



Figura 1.14 - Sensor de movimiento Mobee Med¹⁴

1.6 Investigaciones y Desarrollos

En los estudios revisados, se emplearon distintos métodos para medir el rango de movimiento de la rodilla mediante la utilización de tecnologías innovadoras:

En ese sentido, Henao adoptó un enfoque innovador al diseñar e implementar un goniómetro digital basado en sensores de movimiento, que incorpora tanto un acelerómetro como un giroscopio haciendo referencia a la Figura 1.15. Estos sensores capturan la señal y la transmiten de manera inalámbrica a su teléfono inteligente, aprovechando la tecnología inalámbrica para permitir el acceso a los datos en tiempo real (Henao, 2013).

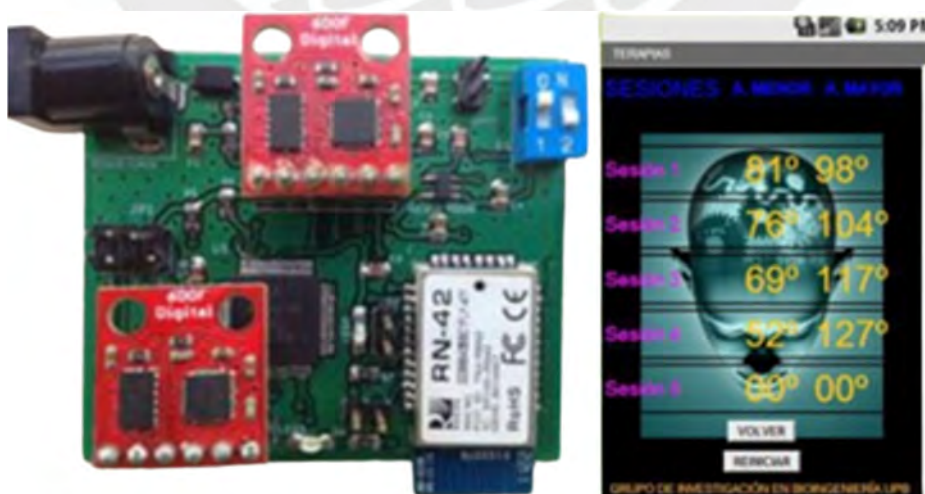


Figura 1.15 - Tarjeta electrónica con sensores e interfaz de usuario (Henao, 2013).

¹⁴ Tomado de <https://www.mobee.de/en/products/mobee-med/> Fecha de revisión: 31-03-2024.

En este contexto, Melián evaluó la confiabilidad y validez de la aplicación móvil Goniometer-Pro en comparación con métodos convencionales para medir el ángulo de flexión de la rodilla en el Hospital FREMAP (Majadahonda), Madrid, España. El estudio incluyó a veintiún sujetos y realizó cuatro mediciones utilizando ambos métodos, con radiografías como referencia tal como se ilustra en la Figura 1.16. Los resultados indicaron que la aplicación Goniometer-Pro demostró ser fiable y objetiva en sus mediciones, con desviaciones ligeramente mayores que los goniómetros tradicionales, con coeficientes de confiabilidad de 0.993 y 0.990 respectivamente. Estos hallazgos sugieren la validez de las aplicaciones móviles en la evaluación clínica de la flexión de la rodilla (Melián-Ortiz, 2019).



Figura 1.16 - Fiabilidad y validez concurrente de la app Goniometer Pro vs goniómetro universal en la determinación de la flexión pasiva de rodilla. (Melián-Ortiz, 2019)

Por otro lado, Beltran (2019) evaluó la fiabilidad de un protocolo para medir el rango de movimiento de la rodilla mediante sensores inerciales en sujetos sin síntomas. Los datos se envían a una laptop que grafica el movimiento en tiempo real donde se analizó la fiabilidad intra e interevaluador para establecer la consistencia de este enfoque tal como se muestra en la Figura 1.17.



Figura 1.17 - Fiabilidad intra e interevaluador de un sensor inercial para el rango de movimiento de la rodilla en sujetos asintomáticos. (Beltran-Alacreu, 2019).

Por otro lado, Bergmann diseñó sensores flexibles integrados en la ropa para medir los ángulos de la rodilla como se detalla en la Figura 1.18, El objetivo fue superar las limitaciones de los métodos convencionales, como los dispositivos voluminosos, al medir la deformación al doblar la rodilla. Se realizó un estudio piloto que sugiere un potencial prometedor para un monitoreo a largo plazo y no intrusivo (Bergmann, 2013).



Figura 1.18 - Sensores de ropa adherible para medir ángulos de la articulación de la rodilla (Bergmann, 2013)

El estudio sobre la confiabilidad del protocolo con sensores inerciales destaca el avance hacia la monitorización no invasiva del movimiento de rodilla. La propuesta de integrar sensores flexibles en la ropa muestra un potencial innovador para mejorar la calidad de vida y superar limitaciones de equipos voluminosos en salud y rehabilitación, evidenciando la transformación tecnológica en esta área.

Por otro lado, los sistemas de fijación al eje de rotación de la rodilla desempeñan un papel fundamental en la medición del rango articular, ya que facilita el posicionamiento del sensor y su alineación con dicho eje. Por ejemplo, los sensores inerciales suelen sujetarse mediante correas de velcro en la tibia y el fémur, pero estos sistemas tienden a sufrir errores de deriva relacionados con el giroscopio y pueden desplazarse durante los movimientos de flexión y extensión.

En este contexto, Rivera (2022) desarrolló un mecanismo de un solo grado de libertad que incorpora un sistema de liberación sencillo mediante correas de velcro. Este mecanismo permite fijar de manera estable un sensor codificador rotatorio de efecto Hall mediante dos brazos impresos en 3D con material ABS como se aprecia en la Figura 1.19, lo que reduce el peso y se ajusta a la pierna del usuario mediante correas de velcro, permitiendo así una alineación y una adaptación a diferentes morfologías de usuarios para medir la flexión y extensión de la rodilla.



Figura 1.19 - Mecanismo adaptable a la articulación de la rodilla (Rivera, 2022)

Sin embargo, una restricción que se presenta al utilizar un magnetómetro como sensor es que la precisión de las mediciones puede disminuir debido a la interferencia en el campo magnético ocasionada por objetos ferromagnéticos y dispositivos que generan campos electromagnéticos en el entorno (Faisal, 2019). Además, este método no resulta fiable para determinar las posiciones de las articulaciones en un entorno tridimensional, ya que el sistema adaptable utilizado tiene solamente un grado de libertad.

En esta perspectiva, la fijación de los sensores mediante un sistema adaptable es importante para garantizar el buen posicionamiento y la inmovilidad de los sensores para la adquisición de datos. Sin embargo, un sistema de fijación textil presenta ciertas desventajas, ya que requiere un sistema de fijación estable que evite el desplazamiento de los sensores durante la flexión-extensión de la rodilla puesto que esto podría resultar en la recopilación de datos incorrectos. Un conjunto de sensores, como acelerómetros y un goniómetro flexible, instalados en compartimentos dentro de un textil ajustado a la extremidad, es vulnerable a perturbaciones como golpe del pie al piso o el desplazamiento del tejido al recopilar datos (Tognetti, 2015).

Estos avances en la medición del rango articular subrayan el enorme potencial de la tecnología IoT para transformar la evaluación clínica y mejorar los resultados en el tratamiento y recuperación de los pacientes.

1.7 Sensores para medir ángulo

En esta sección se presentan y describen varios tipos de sensores utilizados en diversos dispositivos para la medición de ángulos.

1.7.1 Potenciómetros rotativos

El potenciómetro rotativo como se muestra en la Figura 1.20 son componentes electrónicos que ajustan la resistencia en un circuito al girar su eje. Esto permite controlar la corriente eléctrica y, por lo tanto, su posición se puede utilizar para medir ángulos en dispositivos como mandos de volumen o perillas de control.



Figura 1.20 - Potenciómetro¹⁵

1.7.2 Sensor de efecto Hall

El efecto Hall es un fenómeno que ocurre cuando una corriente eléctrica fluye a través de un conductor en un campo magnético perpendicular a la corriente, como se puede apreciar en las Figura 1.21 y Figura 1.22. Los sensores de efecto Hall son dispositivos que utilizan este efecto, pues detectan la presencia de un campo magnético y producen una salida proporcional a la intensidad de este campo magnético, lo que los hace adecuados para medir ángulos en aplicaciones como sistemas de dirección asistida y sistemas de posicionamiento.

¹⁵ Tomado de <https://www.areatecnologia.com/electronica/potenciometro.html> Fecha de revisión: 02-04-2024.

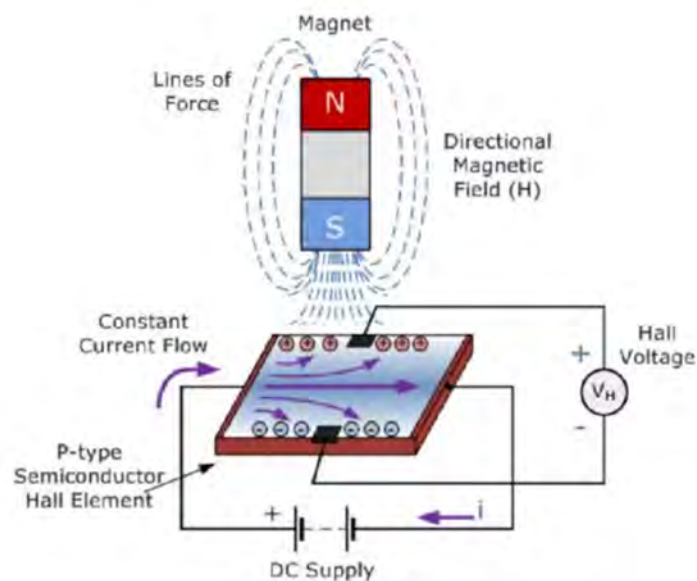


Figura 1.21 - Esquema del efecto Hall¹⁶

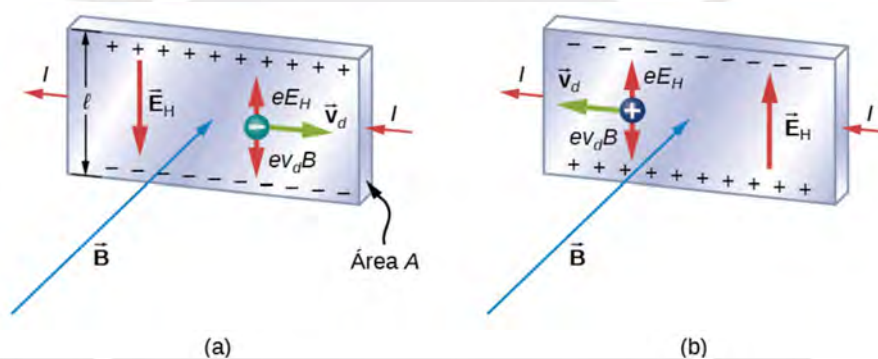


Figura 1.22 - Sensor de Efecto Hall según portador de carga (a) negativa; (b) positiva¹⁷.

La Ecuación 1.1¹⁸ describe las relaciones entre las variables del efecto Hall, donde V es el potencial Hall (V), l es la longitud del conductor (m), I es la corriente eléctrica (A), B es la intensidad del campo magnético (T), n es la densidad de portadores de carga (m^{-3}), e es la carga elemental (C), A es el área transversal del conductor (m^2), t es el grosor del conductor (m).

$$V = \left(\frac{IBl}{neA} \right) \quad (1.1)$$

¹⁶ Tomado de <https://www.arrow.com/es-mx/research-and-events/articles> Fecha de revisión: 02-04-2024.

¹⁷ Tomado de <https://openstax.org/books/fisica-universitaria-volumen-2> Fecha de revisión: 02-04-2024.

¹⁸ Tomado de <https://openstax.org/books/fisica-universitaria-volumen-2/pages/11-6-el-efecto-hall#:~:text=E1%20valor%20del%20voltaje%20Hall,BlneA>. Fecha de consulta 04/05/2024

1.7.3 Sensores Inerciales

Los sensores inerciales, como los acelerómetros y giroscopios, son dispositivos utilizados para medir la aceleración lineal y la velocidad angular, respectivamente, en un objeto o sistema. Estos sensores son fundamentales en aplicaciones como la navegación, estabilización de vehículos, realidad virtual, entre otros. La información proporcionada por estos sensores puede utilizarse para calcular ángulos de inclinación, rotación y orientación.

a. Acelerómetro

Un acelerómetro es un dispositivo que mide la aceleración, ya sea estática o dinámica, y se expresa en metros por segundo al cuadrado (m/s^2) o en fuerzas G (g). Su funcionamiento se basa en detectar las fuerzas de aceleración mediante componentes internos como placas capacitivas o materiales piezoeléctricos. Puede medir la aceleración en uno, dos o tres ejes, siendo los de tres ejes los más comunes. como se aprecia en la Figura 1.23. Para calcular el ángulo de inclinación del sensor con respecto al vector de la gravedad, se utilizan las lecturas de los ejes X, Y y Z. Por ejemplo, para un acelerómetro analógico, se puede usar la fórmula y de la Ecuación 1.2¹⁹:

$$\theta = k x (\tan^{-1} \left(\frac{-\theta y}{-\theta z} \right) + \pi) \quad (1.2)$$

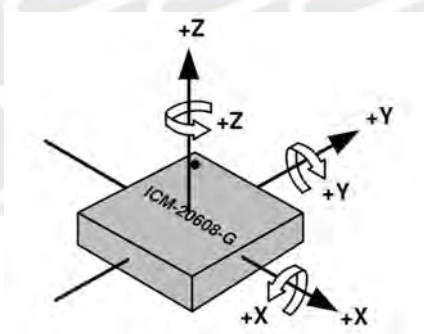


Figura 1.23 - Orientación de los Ejes de Sensibilidad y Polaridad de Rotación²⁰

La Ecuación 1.2 se utiliza para calcular el ángulo de inclinación del sensor en grados, usando las lecturas de los ejes Y y Z del acelerómetro analógico. La función \tan^{-1} devuelve el ángulo cuya

¹⁹ Tomado de https://www.5hertz.com/index.php?route=tutoriales/tutorial&tutorial_id=2 Fecha de revisión: 02-04-2024

²⁰ Tomado de <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/1137950/TDK/ICM-20608-G.html> Fecha de revisión: 02-04-2024.

tangente es el cociente de dos números, k es una constante para convertir el resultado de radianes a grados. La suma con π ajusta el ángulo para asegurarse de que esté en el rango correcto.

b. Giroscopio

Un giroscopio, también conocido como girómetro, es un dispositivo que mide y mantiene el movimiento de rotación. Funciona midiendo la velocidad angular, que es la velocidad de rotación de un objeto alrededor de un eje específico. Esta velocidad se puede medir en grados por segundo ($^{\circ}/s$) o revoluciones por segundo (RPS). En el caso de los giroscopios MEMS (sistemas micro electromecánicos), como se muestra en la Figura 1.24 que son sensores pequeños y de bajo costo, se detecta la velocidad angular mediante el desplazamiento de una pequeña masa de resonancia dentro del sensor.

Esta masa se mueve con los cambios de velocidad angular (θ) y genera señales eléctricas que se amplifican y leen mediante un microcontrolador, como se detalla en la Ecuación 1.3

$$\theta = \frac{\text{Salida del sensor} - \text{Valor repòso}}{\text{sensibilidad}} \quad (1.3)$$

Donde la "Salida del sensor" es el valor de salida del giroscopio cuando está en movimiento, el "Valor de reposo" es el valor de salida del giroscopio cuando está en reposo, es decir, sin rotación, y la "Sensibilidad" es la sensibilidad del giroscopio, medida en la unidad de voltaje correspondiente por unidad de velocidad angular (por ejemplo, $mV/^{\circ}/s$ o mV/RPS).

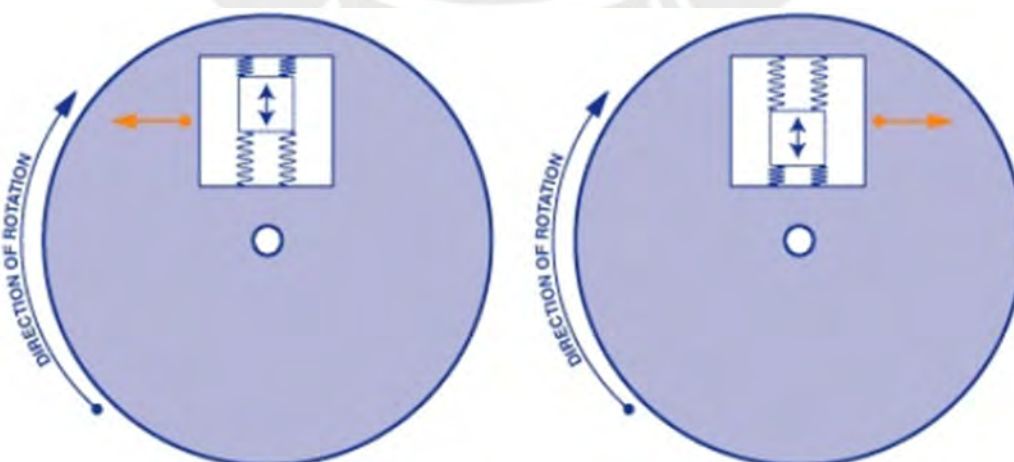


Figura 1.24 - Funcionamiento interno de un sensor giroscópico MEMS.

1.7.4 Encoder rotatorio

Es un dispositivo electromecánico que convierte la posición angular de un eje en una señal eléctrica, analógica o digital. Existen dos tipos principales de *encoders* rotatorios que son los incrementales y absolutos que se detallan a continuación:

a. Encoder incremental

Los sensores incrementales proveen datos sobre la posición, ángulo y revoluciones mediante la transferencia de un número específico de impulsos por vuelta al controlador. Este último calcula la posición actual al contar dichos impulsos. Gracias a su amplia variedad, los *encoders* incrementales pueden adaptarse a diversas aplicaciones, además de proporcionar información sobre la dirección y velocidad. Estos *encoders* pueden instalarse directamente en el motor, en un eje o en una rueda rotativa tal como se muestra en la Figura 1.25.

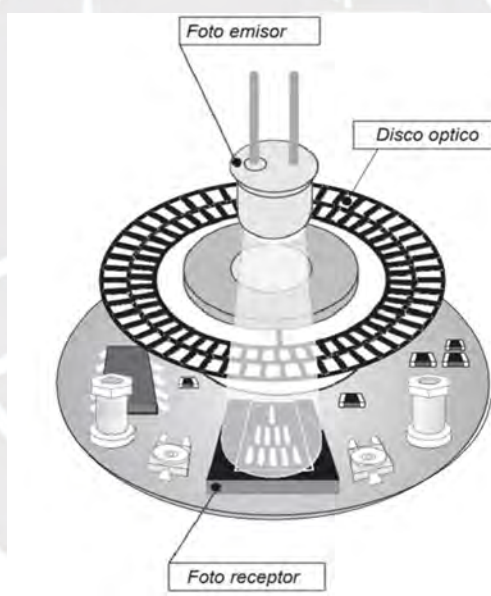


Figura 1.25 - Encoder incremental²¹

Los *encoders* incrementales generan pulsos que indican el movimiento relativo del eje, con salidas de uno o dos canales en cuadratura para determinar la dirección del movimiento. La posición se calcula acumulando los pulsos generados. Sus principales ventajas son el bajo costo, la facilidad de uso, buena resolución y resistencia al ruido. No obstante, sus desventajas incluyen la pérdida de la posición al perder energía y la necesidad de una referencia inicial para operar correctamente.

²¹ Tomado de <https://www.guemisa.com/sicod/docus/ENCODER-TEC.pdf> Fecha de revisión: 02-04-2024.

En la Tabla 1.1 se presenta un resumen de los aspectos fundamentales de los *encoders* incrementales, destacando las señales que generan, las que se ilustran en la Figura 1.26. Las informaciones obtenidas de estas señales se caracterizan en la Ecuación 1.4.

Tabla 1.1 - Características del *encoder* incremental

Característica	Descripción
Señales	A (Canal A), B (Canal B) y Z (Canal Cero)
Información	A: Velocidad de rotación
Precisión	B: Sentido de rotación (junto con A)
	Z: Posición absoluta de cero del eje
	Depende de factores mecánicos y eléctricos
	Error de división del retículo: $\pm 25^\circ$ eléctricos máx.
	Desfase entre canales: $\pm 35^\circ$ eléctricos máx.

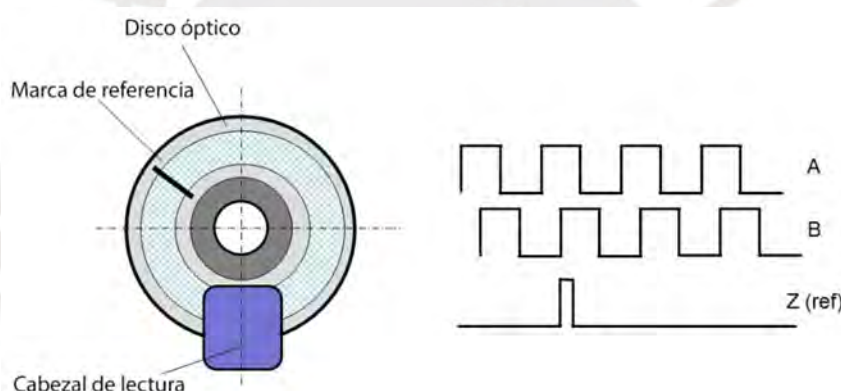


Figura 1.26 - señales incrementales A, B y Z en disco óptico²²

$$360^\circ \text{ eléctricos} = \frac{360^\circ \text{ mecánicos}}{N^\circ \text{ impulsos/giro}} \quad (1.4)$$

b. *Encoder absoluto*

El *encoder* absoluto mide la posición actual del eje en relación con un punto de referencia fijo. Proporciona la posición absoluta del eje en todo momento, incluso después de un corte de energía. Se utiliza en aplicaciones donde la posición absoluta es importante, como robots, máquinas herramienta y sistemas de control de precisión como se muestra en la Figura 1.27.

²² Tomado de Fecha <https://www.celeramotion.com/zettlex/es/asistencia/documentacion-tecnica/codificadores-absolutos-y-codificadores-incrementales/> Fecha de revisión: 02-04-2024.

Los *encoders* absolutos generan un código único para cada posición del eje, permitiendo conocer la posición exacta en todo momento, incluso tras un corte de energía. Su salida puede ser en formato binario, Gray, señales SinCos o mediante interfaz sincrónica en serie (SSI)²³. Entre sus ventajas destacan la alta precisión, la resistencia a errores y la no necesidad de una referencia inicial. Sin embargo, presentan desventajas como su complejidad y sensibilidad al ruido en señales SinCos.

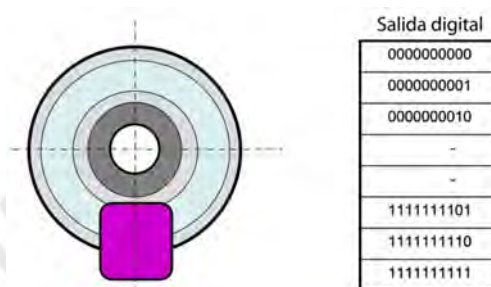


Figura 1.27 - Encoder Absoluto

c. Encoder de Efecto Hall

Es un dispositivo que utiliza el efecto Hall para detectar la posición angular de un eje. El efecto Hall se basa en la generación de una diferencia de potencial (voltaje) en un material semiconductor cuando se encuentra en un campo magnético perpendicular a la dirección de la corriente que lo atraviesa como se aprecia en la Figura 1.28 y detallado en la sección 1.7.2.

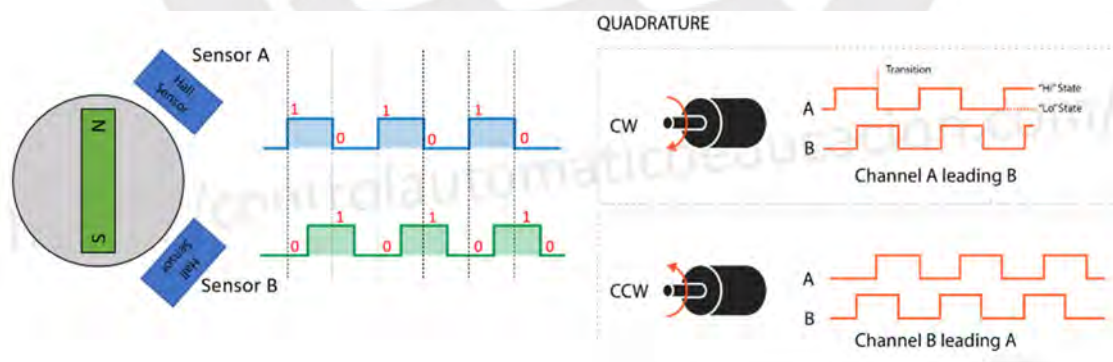


Figura 1.28 - Encoder efector hall de cuadratura²⁴.

Un tipo común de *encoder* de efecto Hall es el *encoder* de cuadratura, el cual tiene dos sensores Hall dispuestos en ángulo recto entre sí. Los sensores generan dos señales

²³ Tomado de <https://knowledge.ni.com/KnowledgeArticleDetails?id=kA00Z0000019MgLSAU&l=es-ES> Fecha de revisión: 02-04-2024.

²⁴ Tomado de <https://controlautomaticoeducacion.com/arduino/motor-dc-encoder/> Fecha de revisión: 02-04-2024.

cuadradas que están desfasadas 90 grados entre sí. Estas señales se pueden utilizar para determinar la dirección de rotación del eje, así como la velocidad angular.

1.8 Controladores lógicos programables

Los controladores lógicos programables son dispositivos que controlan y supervisan sistemas digitales. Incluyen microcontroladores como el ESP (*Electronic Stability Program*)²⁵, Arduino y el microcontrolador PIC. Estos microcontroladores pueden utilizarse para procesar la información de los sensores y realizar cálculos para una variedad de aplicaciones, desde sistemas de control de motores hasta sistemas de navegación.

a. Módulo ESP

Un sistema en un chip (SoC) como el ESP, es una herramienta versátil para proyectos de Internet de las cosas (IoT) y comunicaciones WiFi. Este chip ofrece una amplia gama de capacidades de conectividad, incluyendo WiFi integrado y Bluetooth 4.2. Con una arquitectura de procesador dual core de 32 bits, proporciona una potencia de procesamiento mejorada.

Además, cuenta con pines para conversión analógico-digital (ADC) de 12 bits, convertidores de digital-analógico (DAC) de 8 bits y soporte para canales de PWM. Con interfaces de comunicación UART, I2C y SPI, este chip ofrece una gran versatilidad. Además, cuenta con el soporte del IDE de Arduino, lo que facilita su programación y uso en una variedad de proyectos de IoT. Por sus características y potencia, el ESP es una opción emocionante para proyectos que requieren conectividad y procesamiento integrados en un solo dispositivo como se detalla en la Figura 1.29.



Figura 1.29 - Procesador ESP32²⁶

²⁵ ESP: Nombre comercial **Espressif Systems**. Espressif es la compañía que diseñó la línea de microcontroladores ESP, como el ESP8266 y el ESP32, que se utilizan ampliamente en aplicaciones de IoT y sistemas digitales. <https://www.espressif.com>

²⁶ Tomado de <https://www.prometec.net/instalando-esp32/> Fecha de revisión: 03-04-2024.

b. Placa de Desarrollo Arduino Nano

La placa de desarrollo Arduino Nano es una herramienta diseñada para facilitar la creación de prototipos de manera rápida y eficiente, con un enfoque en la minimización de dimensiones. En su núcleo integra el microcontrolador ATmega, que opera a una frecuencia de 16 MHz. Este microcontrolador (Figura 1.30) proporciona la capacidad de procesamiento necesaria para ejecutar diversas tareas y controlar dispositivos externos en aplicaciones embebidas.



Figura 1.30 - Arduino Nano pines²⁷

c. Microcontrolador PIC

El microcontrolador PIC de Microchip es una solución para una variedad de aplicaciones embebidas. Con una memoria de programa de 32 kilobytes y una frecuencia de operación de hasta 48 MHz, proporciona un amplio espacio de almacenamiento y un rendimiento rápido. Además, cuenta con múltiples puertos de entrada/salida que facilitan la conexión con dispositivos externos, como se muestra en la Figura 1.31. Su memoria interna EEPROM permite el almacenamiento de datos importantes de manera no volátil. El PIC18F incluye una amplia gama de características, como múltiples temporizadores, módulos de comunicación serial, conversión análoga/digital y un módulo USB incorporado. Estas características lo hacen adecuado para una variedad de aplicaciones en la electrónica embebida.



Figura 1.31 - Microcontrolador PIC²⁸

²⁷ Tomado de <https://store.arduino.cc/products/arduino-nano> Fecha de revisión: 03-04-2024.

²⁸ Tomado de <https://www.microchip.com/en-us/product/pic18f4550> Fecha de revisión: 03-04-2024.

1.9 Avances en comunicación inalámbrica

La comunicación inalámbrica ha revolucionado la forma en que los dispositivos interactúan entre sí, permitiendo la conectividad en una amplia variedad de aplicaciones. Desde el acceso a Internet hasta la comunicación entre sensores y controladores en sistemas domésticos inteligentes, los avances en tecnología inalámbrica han facilitado la creación de redes más eficientes y accesibles. A continuación, se detallan algunos de los módulos más destacados en esta área.

a. Módulos Wi-Fi

Estos módulos permiten la conexión inalámbrica a redes Wi-Fi, lo que proporciona acceso a Internet y la capacidad de comunicarse con otros dispositivos en la red. Ejemplos de módulos Wi-Fi populares que ya vienen incluidos en el ESP32 ver Figura 1.32.



Figura 1.32 - Módulo Serial WIFI

b. Módulos Bluetooth

Los módulos Bluetooth permiten la comunicación inalámbrica de corto alcance entre dispositivos, lo que los hace ideales para aplicaciones como control remoto, transferencia de archivos y transmisión de datos. En la Figura 1.33 se muestra un módulo Bluetooth.



Figura 1.33 - Modulo Bluetooth²⁹

²⁹ Tomado de <https://www.teslaelectronic.com.pe/producto/modulo-bluetooth-hc-05/> Fecha de revisión: 03-04-2024.

c. Módulos Zigbee:

Zigbee es un estándar de comunicación inalámbrica de baja energía y corto alcance, ideal para aplicaciones de domótica, monitoreo de sensores y redes de sensores inalámbricos. Utiliza el protocolo IEEE 802.15.4 y opera en diferentes frecuencias, como 2.4 GHz, 868 MHz y 915 MHz. Los módulos Zigbee, como los de Digi International mostrados en la Figura 1.34, integran un transceptor RF, un microcontrolador y software Zigbee para una fácil integración en diversos dispositivos y sistemas.



Figura 1.34 - Módulos Zigbee³⁰

1.10 Sistemas de almacenamiento de energía

Los sistemas de almacenamiento de energía ofrecen una variedad de opciones para satisfacer diversas necesidades. Dos de las más comunes son:

a. Batería de litio (LiPo)

Diseñada para una amplia gama de aplicaciones, desde juguetes hasta dispositivos electrónicos y herramientas eléctricas, la batería de polímero de litio (LiPo) Con una capacidad de 1500mAh y una operación a 3.7V, esta batería ofrece una fuente de energía confiable en un tamaño compacto como se aprecia en la Figura 1.35. Su diseño recargable la hace conveniente y eficiente para múltiples usos.



Figura 1.35 - Batería de litio³¹

³⁰ Tomado de <https://cl.rsdelivers.com/product/digi-international/xb24cz7pit-004/modulo-zigbee-digi-international-xb24cz7pit-004-21/1709082> Fecha de revisión: 03-04-2024.

³¹ Tomado de https://www.alibaba.com/product-detail/Rechargeable-Lipo-3-7V-Battery_Cell_62461255742.html?spm=a2700.pccps_detail.0.0.2d3b13a0MOB72u Fecha de revisión: 03-04-2024.

b. Baterías alcalinas recargables

Las baterías alcalinas recargables también conocidas como baterías de níquel-metal hidruro (NiMH), son una opción sostenible y económica para el almacenamiento de energía. Combinan componentes como hidruro metálico y óxido de níquel en un electrolito alcalino para generar corriente eléctrica. A diferencia de las baterías alcalinas estándar, estas son recargables y pueden ser reutilizadas cientos de veces, lo que reduce los residuos y el costo a largo plazo. Además, tienen una baja autodescarga, conservando su carga durante períodos más largos cuando no están en uso, lo que las hace ideales para dispositivos de bajo consumo de energía como se muestra en Figura 1.36 .

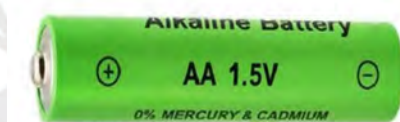


Figura 1.36 - Batería alcalina recargable

CAPITULO 2

DISEÑO CONCEPTUAL

En este capítulo se exponen las consideraciones necesarias para el diseño del dispositivo conforme a la norma VDI 2206. Por consiguiente, se establecerán los requerimientos del dispositivo, los cuales se derivarán de las necesidades de los usuarios y de la información proporcionada en el capítulo anterior. Asimismo, se identificará la función principal y las funciones específicas, así como los medios para llevar a cabo dichas funciones. Además, se plantearán soluciones y se elaborará una matriz morfológica para evaluar la idoneidad de cada solución en función de los requisitos establecidos previamente.

2.1 Requerimientos

En el proceso de diseño de cualquier dispositivo, es esencial definir los requerimientos que servirán como guía para su desarrollo. En esta sección, se establecen los criterios y necesidades tanto de los usuarios como del producto en sí mismo. A partir de la identificación de la función principal y las funciones específicas del dispositivo, se podrán proponer soluciones que cumplan con los estándares de calidad, precisión y facilidad de uso requeridos.

2.1.1 Necesidad del usuario

El dispositivo está destinado a personal médico y fisioterapeutas para evaluar el rango articular de la rodilla, como se detalla en la Sección 1.4. La necesidad fundamental es contar con un electrogoniómetro que se adapte a la rodilla de las personas, permitiendo un posicionamiento

ergonómico sobre la articulación para medir el rango articular y las desviaciones que se detalla en la Sección 1.3 y 1.4. Este dispositivo debe proporcionar mediciones consistentes del rango articular en pacientes con diferentes condiciones físicas, garantizando así una evaluación confiable de la movilidad de la rodilla.

2.1.2 Requerimientos del dispositivo

Habiendo definido el perfil del potencial usuario de este dispositivo, se procede a definir los criterios para evaluar la idoneidad en el diseño del producto. A continuación, se detallan estos criterios basados en la información sobre el método de medición (Sección 1.4), las necesidades del usuario (Sección 2.1.1) y el estado de la técnica, la tecnología y las normativas aplicables.

Cinemática: El dispositivo debe poder monitorear la flexión y extensión de la rodilla, y detectar desviaciones del Genu Valgo o Genu Varo en pacientes con afecciones en la rodilla, de acuerdo con la Figura 1.9 de la Sección 1.3, ya que estas desviaciones pueden afectar la medición del ángulo de la rodilla. Estas medidas deberán estar dentro de los rangos normales especificados en la Tabla 2.1. Además, es importante que los sensores estén posicionados de manera paralela al plano sagital del miembro inferior para garantizar la calidad de las mediciones.

Tabla 2.1 - Posicionamiento de los brazos del goniómetro³²

Movimiento	Rango de Movimiento (mínimo)	Brazo Fijo	Brazo Móvil
Flexión	0-140°	Parte lateral del muslo	Parte lateral de la tibia
Extensión	170° a 179°		
Valgo Fisiológico	10°		
Genu Varo	<170°		
Genu Valgo	>180°		

Confiabledad: El dispositivo de medición debe proporcionar mediciones con una exactitud de +/- 2°, para lo cual se deberá tomar en cuenta componentes de marcas reconocidas e implementación de un algoritmo de cálculo que incluya una calibración continua del dispositivo.

Interfaz usuario: El dispositivo debe tener una interfaz con pocas entradas y funcionalidades visibles al usuario, incluyendo opciones como encendido, medición, calibración,

³² Tomado de la Sección 1.2.2 y 1.3

establecimiento del cero³³, selección de modo de medición, almacenamiento y visualización del porcentaje de batería. Asimismo, debe contar con un medio de visualización para mostrar datos como el porcentaje de batería y los ángulos de la rodilla.

Materiales: Se usarán materiales de baja densidad para mantener un peso total del dispositivo debe ser liviano. Además, los materiales en contacto con la piel deben ser hipoalergénicos³⁴ y no tóxicos.

Geometría: El diseño mecánico del dispositivo debe basarse en una geometría que garantice confort y ergonomía para usuarios con estaturas entre 137.8 y 180 cm, abarcando el 98% de la población peruana³⁵.

Transferencia: Se debe diseñar un dispositivo que permita la fácil transferencia de datos, lo que posibilitará su uso con y sin necesidad de una computadora. Esto se logrará mediante la inclusión de un elemento de transmisión y un medio de almacenamiento de datos no volátil.

Ergonomía: El dispositivo debe ser no invasivo y no restringir el movimiento para garantizar comodidad tanto para el paciente como para el especialista.

Energía: Autonomía mínima de 8 horas³⁶ de funcionamiento continuo con una batería recargable, siguiendo estándares similares a dispositivos disponibles en el mercado.

Seguridad: Resistencia a condiciones normales de presión, temperatura y humedad, con protección contra entrada de polvo y agua según estándares IP 53³⁷. Asimismo, debe contar con sistemas de protección para evitar sobrecargas de la batería y un elemento de sensado para mostrar el porcentaje de carga.

Fabricación: La fabricación del dispositivo debe basarse en un diseño mecánico simple y utilizar piezas normalizadas para facilitar la producción y el mantenimiento localmente.

³³ Después de posicionar se deberá poner a cero los valores por defecto de los sensores para iniciar la toma de datos.

³⁴ Hipoalergénico: Significa que un producto está formulado para minimizar el riesgo de causar reacciones alérgicas.

³⁵ <https://www.infobae.com/peru/2024/02/10/por-que-peru-tiene-a-los-ciudadanos-mas-bajos-en-sudamerica-esto-dice-la-genetica-y-la-nutricion/#:~:text=Con%20una%20altura%20promedio%20de,y%201.61%20metros%20en%20mujeres>. Fecha de consulta 05/04/2024

³⁶ Jornada ordinaria de trabajo: Según el Artículo 25 de la Constitución del Perú, la jornada ordinaria de trabajo es de 8 horas diarias o 48 semanales.

³⁷ <https://www.tuexpertomovil.com/2021/03/10/ip53-vs-ip68-que-diferencias-hay-y-cual-protege-mas/> Fecha de consulta 5/04/2024

Mantenimiento: El dispositivo debe tener el menor número posible de piezas removibles para facilitar el proceso de mantenimiento.

La Tabla 2.2 resume los requerimientos del dispositivo indicados en la presente sección, desde la cinemática hasta la seguridad y la fabricación. Estos incluyen monitoreo de movimiento de rodilla, interfaz simple, materiales livianos y seguros, diseño ergonómico, transferencia, autonomía, resistencia ambiental y diseño mecánico simple para facilitar mantenimiento.

Tabla 2.2 - Resumen de los requerimientos del equipo

Requerimiento	Descripción	Detalles
Cinemática		
Monitoreo de flexión y extensión	Rango de movimiento: 0° a 179°	- Flexión: 0° a 140° - Extensión: 170° a 179°
Detección de desviaciones	Genu Valgo: $\alpha > 10^\circ$ y $180^\circ < \alpha$ Genu Varo: $\alpha < 170^\circ$	- Posicionamiento de sensores: plano sagital del miembro inferior
Confiabilidad		
Exactitud	+/- 2°	- Componentes de marcas reconocidas - Algoritmo de cálculo con calibración continua
Interfaz de usuario		
Entradas y funcionalidades	Encendido, medición, calibración, cero, selección de modo, almacenamiento.	- Interfaz simple e intuitiva
Medio de visualización	% batería y ángulos de rodilla	- Pantalla LCD o similar
Materiales		
Peso liviano	- Materiales de baja densidad	- Priorizar comodidad del usuario
Hipoalérgicos y no tóxicos	- Materiales en contacto con la piel	- Evitar reacciones alérgicas
Geometría		
Diseño ergonómico	Usuarios entre 137.8 cm y 180 cm (98% población peruana)	- Ajuste cómodo y adaptable
Transferencia de datos		
Fácil transferencia	- Elemento de transmisión- Almacenamiento de datos no volátil	- Uso con o sin computadora
Ergonomía		
No invasivo y sin restricción de movimiento	- Comodidad para paciente y especialista	- Diseño ligero y compacto
Energía		
Autonomía mínima de 8 horas aproximadamente.	Batería recargable	- Funcionamiento continuo durante jornada laboral
Seguridad		
Resistencia ambiental	Presión, temperatura y humedad normales	- Protección contra polvo y agua (IP 53)
Protección contra sobrecargas de batería	- Sistemas de protección	- Sensor de porcentaje de carga
Fabricación		
Diseño mecánico simple	- Piezas normalizadas	- Facilitar producción y mantenimiento local
Mantenimiento		
Número limitado de piezas removibles	- Simplificar proceso de mantenimiento	- Diseño modular y accesible

2.2 Caja negra electro-goniómetro

Se elaboró la caja negra que actúa como el centro de control y procesamiento de datos, encargada de recibir como entradas la medida de la articulación del paciente, la fuente de energía y las señales de control, y proporcionar salidas como los ángulos registrados, transmitir datos y el estado de la batería y finalmente un dispositivo que satisfaga las expectativas del especialista y el estado de la batería, entre otros como se detalla en Figura 2.1. En esta sección se explorará en detalle las entradas y salidas de la caja negra del electrogoniómetro.

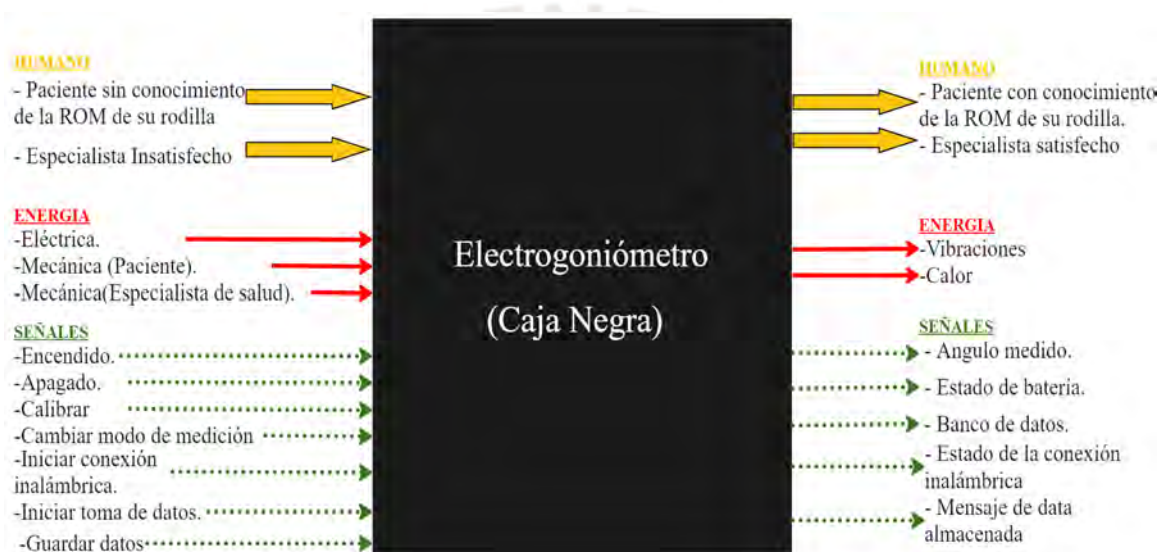


Figura 2.1 - Caja negra del dispositivo de medición de ángulos

Las entradas a la “Caja Negra” se dividen en las siguientes:

Contribución del humano

- Paciente sin conocimiento de la ROM de su rodilla: Estado inicial del paciente por comprender su rango de movimiento articular sin depender únicamente de percepciones subjetivas.
- Especialista Insatisfecho: Estado inicial del especialista que busca datos fiables sobre el rango articular para facilitar la toma de decisiones y el seguimiento del progreso del paciente.

Energía

- Eléctrica: Suministro de energía para alimentar el dispositivo.
- Mecánica (Paciente): Energía utilizada por el paciente para flexionar y extender la rodilla.

- Mecánica (Especialista de salud): Energía necesaria para instalar, calibrar y desmontar el dispositivo.

Señales

- Encendido: Esta señal indica el estado inicial del dispositivo.
- Apagado: Esta señal indica el cese de actividad del dispositivo, finalizando el proceso de medición y desconectándolo del paciente.
- Calibración: Esta señal inicia el proceso de calibración del dispositivo, asegurando que las mediciones sean confiables.
- Cambio de modo de medición: Esta señal cambia el modo del dispositivo para la adquisición de datos de forma manual o inalámbrica.
- Inicio de toma de datos: Da inicio al registro de datos, permitiendo al dispositivo capturar y almacenar información sobre el rango de movimiento articular del paciente.
- Inicio de conexión inalámbrica: Activa la función de conexión inalámbrica del dispositivo, facilitando la transferencia de datos a otros dispositivos o sistemas.
- Almacenamiento de datos: indica al dispositivo que guarde los datos registrados durante la medición para su posterior análisis o consulta

Similarmente, las salidas de la “Caja Negra” se dividen en:

Contribución al humano:

- Paciente con conocimiento de la ROM de su rodilla: Indica que el paciente ha sido informado sobre el rango de movimiento (ROM)³⁸ de su rodilla, lo que le permite comprender mejor su condición y participar de manera activa en su tratamiento y rehabilitación.
- Especialista satisfecho: Indica que el especialista de salud está satisfecho con los datos proporcionados por el dispositivo, lo que sugiere que las mediciones son útiles para evaluar la condición del paciente y planificar el tratamiento adecuado.

Energía

- Vibraciones: Indica la generación de vibraciones por parte del dispositivo como parte de su funcionamiento o como respuesta a movimientos musculares involuntarios por parte del

³⁸ Siglas en inglés Range of Motion (ROM).

usuario, las cuales pueden ser generadas tanto por el dispositivo como por la rodilla durante su movimiento.

- Calor: Indica la generación o liberación de calor por parte del dispositivo.

Señales

- Ángulo medido: Indica el valor del ángulo de flexión, extensión, genu valgo y genu varo de la rodilla que ha sido medido por el dispositivo durante la evaluación.
- Estado de batería: Proporciona información sobre el nivel de carga de la batería del dispositivo, indicando si es necesario recargarla.
- Banco de datos: Indica la disponibilidad de los datos almacenados en el dispositivo, lo que permite acceder a registros anteriores de mediciones o información relevante.
- Estado de la conexión inalámbrica: Informa sobre el estado de la conexión inalámbrica del dispositivo, indicando si está conectado o desconectado de otro dispositivo.
- Mensaje de data almacenada: Indica que los datos han sido almacenados con éxito en la memoria del dispositivo, confirmando que la información ha sido registrada y está lista para su posterior análisis o consulta.

2.3 Estructura de funciones

La estructura integrada del dispositivo, como se muestra en el diagrama de la Figura 2.2, es un esquema que permite visualizar la conexión entre los dominios de energía, interfaz de usuario, sensado y control, demostrando su interdependencia y colaboración. Además, proporciona una perspectiva completa de todas las entradas y salidas del dispositivo, concebidas originalmente durante la etapa de diseño conceptual y representadas simbólicamente como una "caja negra". Este enfoque facilita una comprensión clara de la interacción y complementación de los dominios para cumplir con las funciones del dispositivo.

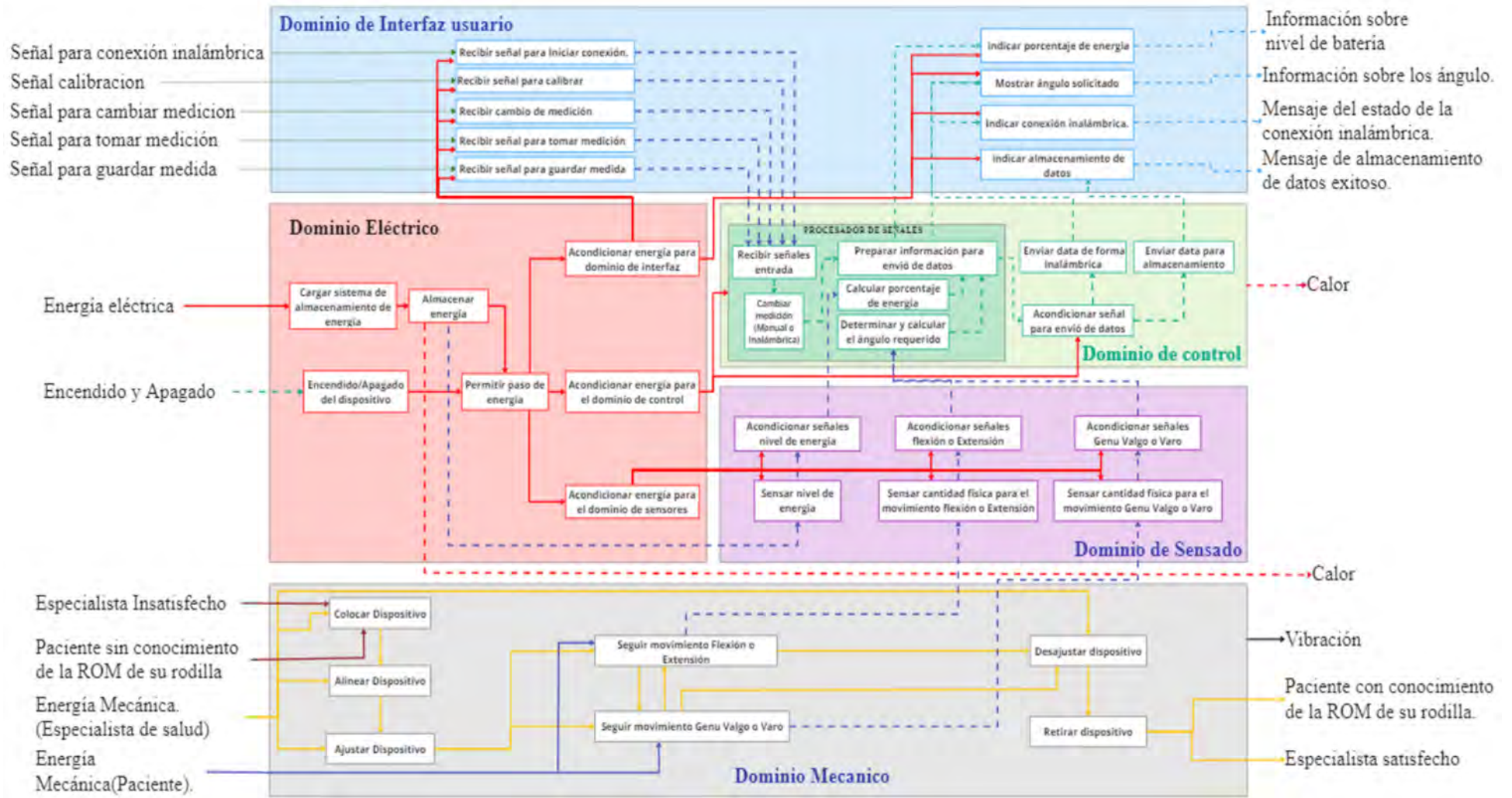


Figura 2.2 - Estructura de funciones del electrogoniómetro de rodilla

2.3.1 Dominio de energía eléctrica

El dominio de energía del dispositivo comprende varias funciones esenciales. Por ejemplo, como se muestra en la Figura 2.3 del bloque de color rojo, el dominio de energía eléctrica cuenta con dos funcionalidades principales. La primera se encarga de abastecer la fuente de energía del dispositivo, asegurando su disponibilidad operativa para cada dominio. La segunda función consiste en almacenar energía eléctrica, permitiendo conservar la energía proporcionada para su uso posterior sin depender de una fuente de alimentación externa. Además, el control del encendido y apagado del dispositivo sirve para gestionar la energía, permitiendo su activación o desactivación según las necesidades de operación.

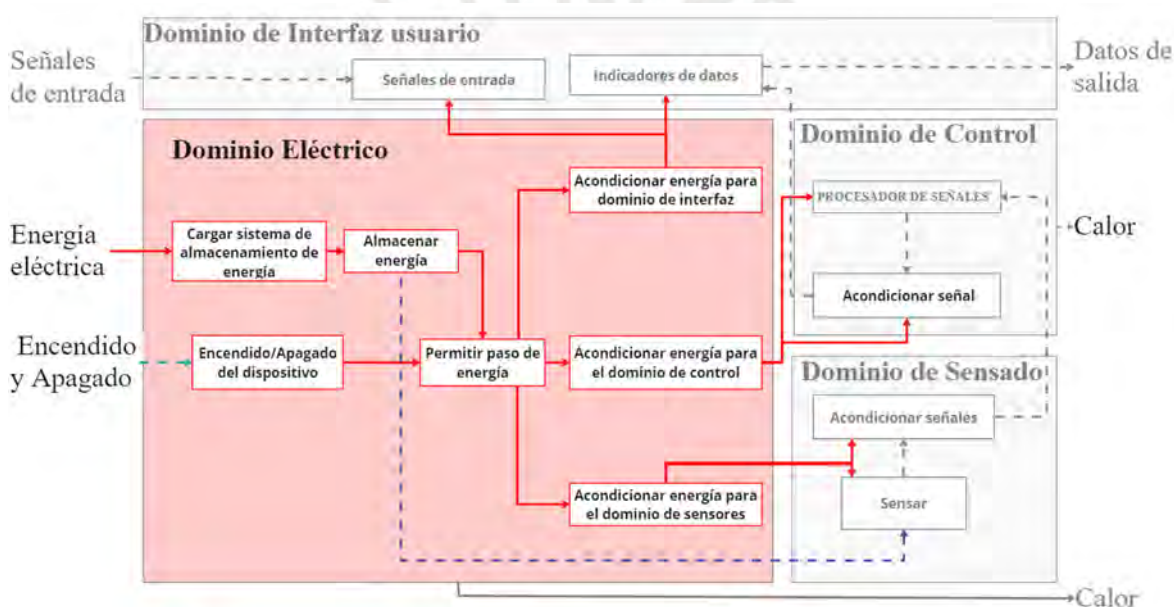


Figura 2.3 - Bloques del dominio eléctrico

2.3.2 Dominio de interfaz

El diseño de la interfaz es esencial para el dispositivo, como se evidencia en la Figura 2.4, donde se destacan cinco señales de entrada importantes: conexión inalámbrica, calibración, cambio de modo de medición, toma de mediciones y almacenamiento de datos. Estas señales permiten al usuario interactuar con el dispositivo, ajustar la configuración y capturar datos. Las salidas proporcionan retroalimentación y facilitan la interpretación de los datos. Mostrar el ángulo en una interfaz gráfica y el nivel de batería permite una gestión eficiente de la energía. Informar sobre el estado de la conexión inalámbrica brinda conocimiento sobre la

conexión sincrónica. Además, proporcionar información sobre el almacenamiento de datos asegura una gestión efectiva de la información recopilada.

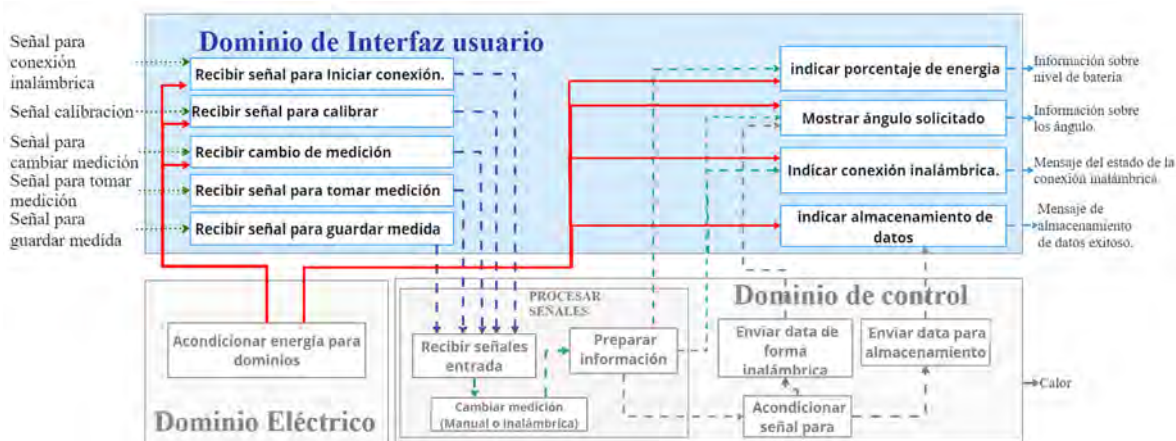


Figura 2.4 - Dominio de interfaz

2.3.3 Dominio de control

El dominio de control en un dispositivo lógico programable que recibe y procesa las señales de entrada mencionadas en la sección 2.3.2, también como se muestra en la Figura 2.5, procesa las señales de los sensores para medir el rango articular, acondiciona la información para almacenarla o para su transmisión a otro dispositivo inalámbrico, realiza operaciones matemáticas para calcular la energía, y convierte una señal eléctrica en datos interpretables para el ser humano, como la conversión de voltaje a ángulos en formato sexagesimal. Finalmente, tiene la capacidad de almacenar los datos y mostrarlos en la interfaz de salida.

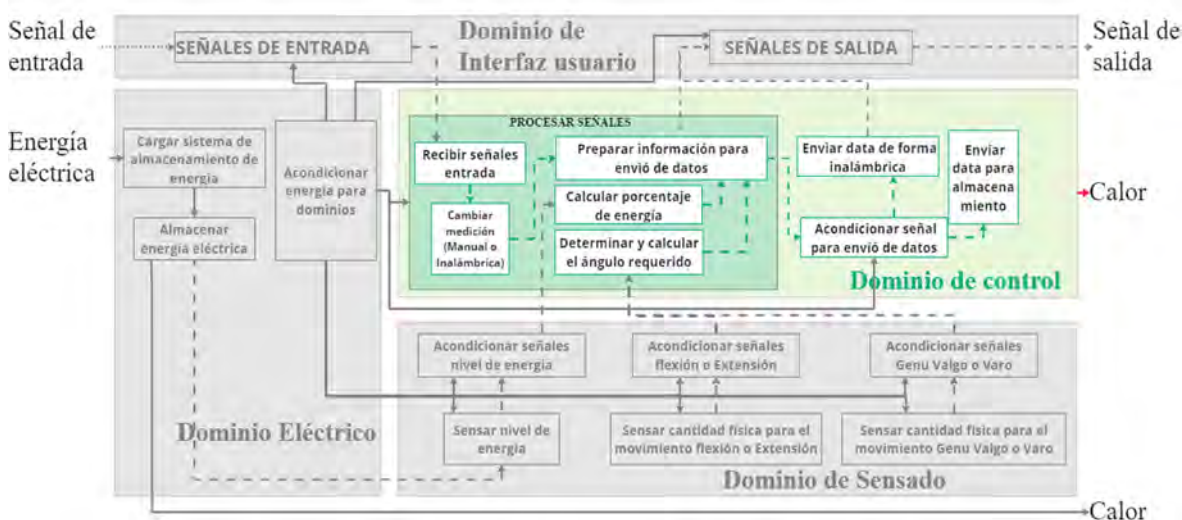


Figura 2.5 - Bloques del dominio de control.

2.3.4 Dominio de sensado

Se centra en la recopilación de datos físicos para el funcionamiento y la interacción del dispositivo. Sensar la cantidad física para el movimiento de flexión o extensión, así como de genu valgo o varo, proporciona información sobre el rango articular del usuario y ayuda a extraer información de la posición angular de la rodilla. Además, sensar el nivel de energía disponible en el sistema permite monitorear y gestionar eficientemente los recursos energéticos del dispositivo como se aprecia en la Figura 2.6 del bloque de color morado.

2.3.5 Dominio mecánico

El Dominio mecánico del dispositivo implica una estructura manipulable tanto por el especialista como ergonómica para el paciente, facilitando su colocación, alineación, ajuste y retiro. Por ejemplo, en la Figura 2.6 del bloque de color gris, se observa que ubicar el dispositivo cerca de la articulación asegura su correcto funcionamiento y una interacción directa con el área de sensado. La capacidad de seguir los movimientos de flexión, extensión, genu valgo y varo permite al dispositivo adaptarse dinámicamente a los movimientos del usuario, proporcionando mediciones fiables del rango articular.

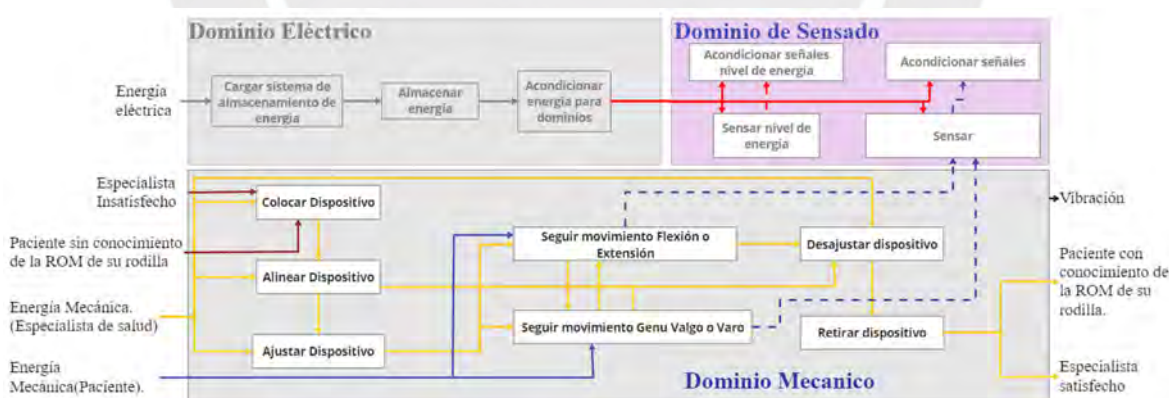


Figura 2.6 - Bloques del dominio mecánico y de sensado.

2.4 Matrices morfológicas











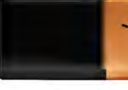








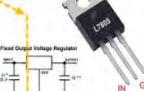


Las matrices morfológicas son herramientas fundamentales en el desarrollo de proyectos, permitiendo la exploración y evaluación de opciones clave como sensores, interfaz de usuario, mecánica, fuente de energía y control. En el caso del electrogoniómetro, estas

matrices son para tomar decisiones informadas y asegurar un diseño efectivo y alineado con los requisitos del proyecto visto en las secciones anteriores.

2.4.1 Matriz del dominio de Energía:

La matriz morfológica del dominio de energía para el electrogoniómetro se elaboró incluyendo cinco opciones para cada función, como se muestra en la Tabla 2.3. Por ejemplo, se consideraron tipos de interruptores, cargadores de batería, fuentes de energía como batería recargable de litio, pilas desechables, alimentación USB y acondicionadores de energía.

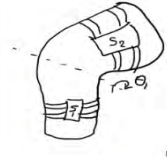


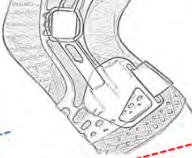



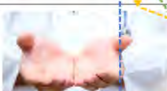
Tabla 2.3-Matriz del dominio de Energía

FUNCION	1	2	3	4	5
Encendido y apagado del dispositivo.	SPDT Micro Slide Switch 	Interruptor Switch Balancín 2 Posiciones 2 Patas 	Interruptor de palanca en miniatura STM-102 	DIP Switch 	Switch Interruptor 6 pines QPB-6L 
Cargar Batería de Almacenamiento	Cargador de Batería LiPo 	Cargador Batería Lipo Usb 	Placa de Cargador de Batería de Litio de 9V/18V 	Cargador USB para Baterías LiPo 7.4V 	
Almacenar energía eléctrica	Batería recargable de polímero de litio, 3,7 v, 200 mah, DTP452030 	Batería de iones de litio 24v 8.7ah 	Batería 9V Alcalina 	Lithium Ion Battery 14500 800Mah 3.7V 	
Permitir paso de la energía	SPDT Micro Slide Switch 	Interruptor Switch Balancín 2 Posiciones 2 Patas 	Interruptor de palanca en miniatura STM-102 	DIP Switch 	Switch Interruptor 6 pines QPB-6L 
Acondicionar energía para Dominios	Regulador de Voltaje DC-DC LM2596 de 3A - Step Down 	REGULADOR DE VOLTAJE DC-DC STEP DOWN 5A AJUSTABLE 	L7805, Regulador de Voltaje a 5V 1A 	Módulo Regulador de Voltaje AMS1117 3.3V 	Regulador Reductor de Voltaje D36V50F12 de 12V, 4,5A 
Concepto solución :	A	B	C	D	E

2.4.2 Matriz del dominio mecánico

La matriz morfológica del dominio mecánico, como se aprecia en la Tabla 2.4 ofrece cinco opciones de forma de la estructura soporte, ajuste y resistencia para el diseño del dispositivo. Esto incluye tipos de dispositivos de fijación como un mecanismo de 2 grados de libertad fijado en dos extremos inferiores de la extremidad, sistemas de fijación con velcro³⁹, estructuras rígidas, fijación mediante bolsillos y ropa adherible, así como la forma de fijación, el montaje en el banco de pruebas y la forma de desajuste manual.

Tabla 2.4-Dominio mecánico

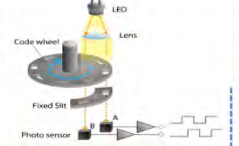
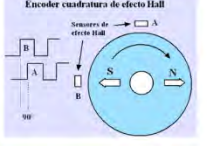

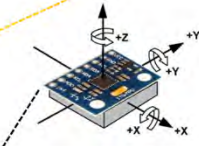



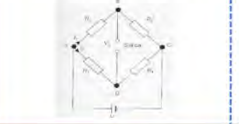
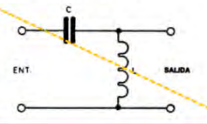
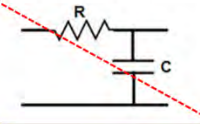
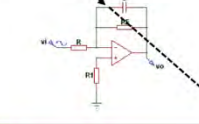
FUNCIÓN	1	2	3	4	5
Dispositivo mecánico	Dispositivo de 2 secciones para montar con cintas de velcro. 	Dispositivo de 2 secciones con bolsillos 	Dispositivo de 1 sola pieza rígida, fijación con cintas de velcro. 	Estructura de ABS, Cintas velcro y duraluminio combinado. 	Estructura de dos grados de libertad, montaje lateral con cintas de velcro y fabricado en PLA. 
Colocar, Alinear y Ajustar dispositivo	Manos del especialista de salud 				
Movimiento de flexión, extensión, valgo o varo.	Banco de pruebas - Simulador de rodilla 				
Desajustar y retirar dispositivo	Manos del especialista de salud 				
Concepto solución :	A	B	C	D	E

2.4.3 Matriz del dominio de sensores

La matriz del dominio de sensores para el electro goniómetro como se muestra en la Tabla 2.5 incluye opciones para capturar y procesar datos de movimiento de la rodilla. Esto abarca tipos de sensores como potenciómetros rotativos, acelerómetros, sensores de ángulo Hall, sensores de flexión y extensión, y sensores de inclinación. Además, se consideran sensores para medir el nivel de carga de la batería y para el acondicionamiento de las señales.

³⁹ Ver Hoja de datos de la cinta de velcro ANEXO B

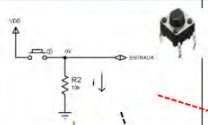

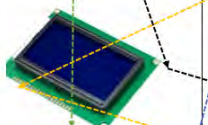

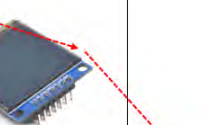




Tabla 2.5-matriz del dominio de sensores

FUNCION	1	2	3	4	5
Sensor cantidad física para el movimiento flexión o extensión, valgo y varo.	ENCODER absoluto - Codificador óptico 	Sensor de efecto hall 	Codificador rotativo magnético (efecto Hall) 	MPU6050, Acelerómetro y Giroscopio 	
Sensor nivel de energía.	Módulo indicador de nivel de batería de litio, 5V, 2A, protección de descarga, 3,7V, 4,2 V, placa de refuerzo, Banco de 4x18650, DIV. 	Sensor de Corriente ACS712-5A 	Medir voltajes de hasta 25V con Arduino y FZ0430 		
Acondicionar señales	El puente Weatstone 	FILTRO ACTIVO PASO 	ALTO FILTRO PASA BAJO RC 	filtro inversor pasa bajos activo de primer orden 	
Concepto solución :	A	B	C	D	E

2.4.4 Matriz del dominio interfaz

La matriz del dominio de interfaz para el electro goniómetro presenta una variedad de opciones para la interacción entre el dispositivo y el usuario. Esto incluye diferentes tipos de pantallas, como LCD u OLED, métodos de entrada como pulsadores físicos, pulsadores y opciones de conectividad como Bluetooth o USB por medio de portátiles como se muestra en la Tabla 2.6.






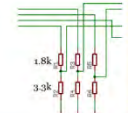
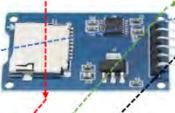



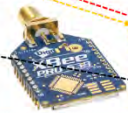
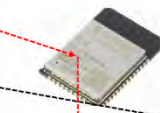
Tabla 2.6-Matriz del dominio interfaz

FUNCION	1	2	3	4	5
INTERFAZ DE ENTRADA	Resistencias Pull-Up o Pull-Down 	Encoder / potenciómetro circular + pulsador 			
INTERFAZ DE SALIDA	PANTALLA LCD 128x64 	U80 LCD 16x2 	OLED Display (1.5 in, 128x128, SPI, 18-bit) 		
DISPOSITIVOS EXTERNOS CON CONEXIÓN INALAMBRICA	TABLET 	CELULAR 	SMARTWATCH 	LAPTOP 	
Concepto solución :	A	B	C	D	E

2.4.5 Matriz del dominio control

La matriz del dominio de control del electrogoniómetro como se muestra en la Tabla 2.7, se encarga de procesar las señales captadas por los sensores, acondicionarlas, almacenar los datos y enviarlos de forma inalámbrica para su posterior análisis.

Tabla 2.7- Matriz del dominio control

FUNCION	1	2	3	4	5
	Arduino MEGA R3 compatible con cable USB	ESP32-WROOM-32D EESP32-DevKitC Core Board	THIDO - Placa De Desarrollo Pic-04-mini Con pic18f4550	Raspberry PI	Arduino Uno R3
Procesar señales					
Acondicionar señales	JUEGO DE RESISTENCIAS  1.8k 3.3k	Lector de Memorias Micro SD para Arduino 			
Almacenar datos	Memoria Micro SD 				
Enviar datos de forma inalámbrica	Módulo Bluetooth 	Módulo ESP8266 WIFI 	Módulo Digi XBee-PRO 900HP 	SISTEMA INTEGRAL WIFI/BLUETHOO 	
Concepto solución :	A	B	C	D	E

2.5 Concepto de solución integrado

En la presente sección, se presentan cinco conceptos de solución para el electrogoniómetro, derivados directamente de la matriz morfológica. Cada concepto está diseñado con una combinación específica de componentes y características para cumplir con los requisitos del proyecto, con el objetivo principal de proporcionar soluciones completas y funcionales para la medición y monitoreo de la rodilla, abordando las necesidades identificadas en la etapa de diseño del presente capítulo.

2.5.1 Concepto Solución A

El concepto de solución "A", como se muestra en la Figura 2.7, describe un dispositivo que combina una variedad de componentes y características para su funcionamiento. Incluye interruptores y pulsadores para la entrada de instrucciones, un cargador y una batería LiPo

de 3.7 voltios para la alimentación, un regulador de voltaje DC LM2595 para garantizar la estabilidad eléctrica. Su fijación en la rodilla se realiza mediante una estructura rígida de duraluminio, tela flexible y cinta de velcro. Cuenta microcontrolador arduino y un encoder rotativo para medir ángulos, sensores ACS para la medición de voltaje de la batería y una pantalla LCD 16x2 para la interfaz de usuario. Además, tiene un selector de encoder para elegir modos de operación y una Tablet para una interfaz gráfica más interactiva para el especialista de salud.

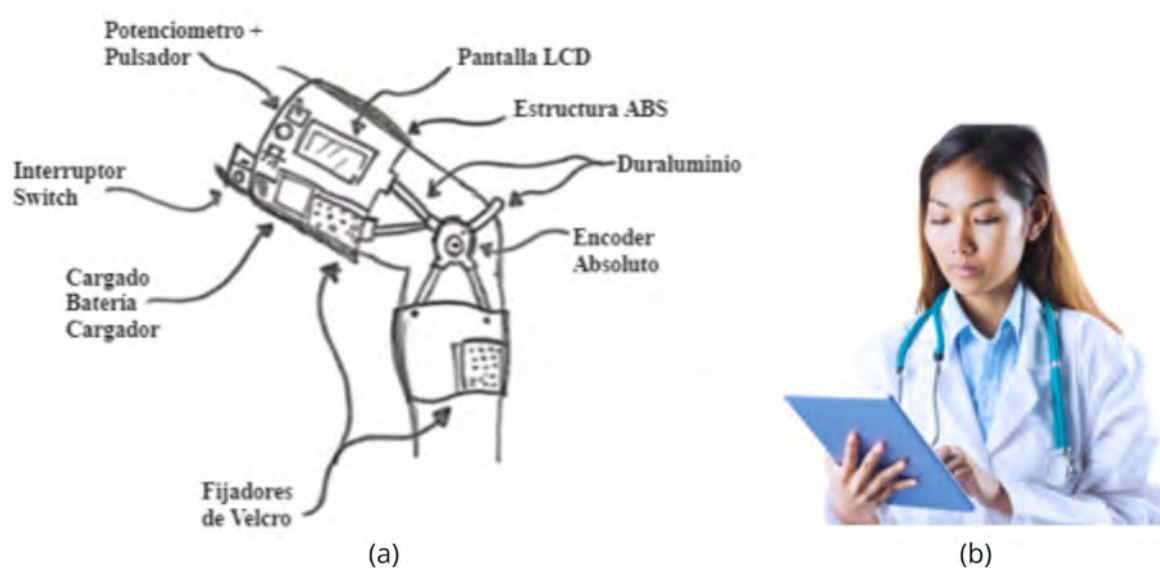


Figura 2.7 - (a) Boceto del concepto solución A. (b) Especialista de salud utilizando una tablet⁴⁰.

2.5.2 Concepto Solución B

El concepto de solución "B" contempla una estructura de fijación de plástico ABS y estructura de duraluminio. En la parte central se encuentra un encoder rotatorio para medir el rango articular, mientras que en la parte superior se ubica una caja de protección para la tarjeta electrónica, que integra un microcontrolador PIC18F de gama alta y interruptores para la configuración. Además, cuenta con una pantalla LCD para visualizar los datos adquiridos y una comunicación directa e inalámbrica mediante un módulo Bluetooth con el dispositivo móvil del especialista, como se detalla en la Figura 2.8.

⁴⁰ Imagen de especialista tomado de https://es.pngtree.com/freepng/asian-doctor-using-tablet-woman-photo_14223078.html fecha de consulta 22/11/2024.

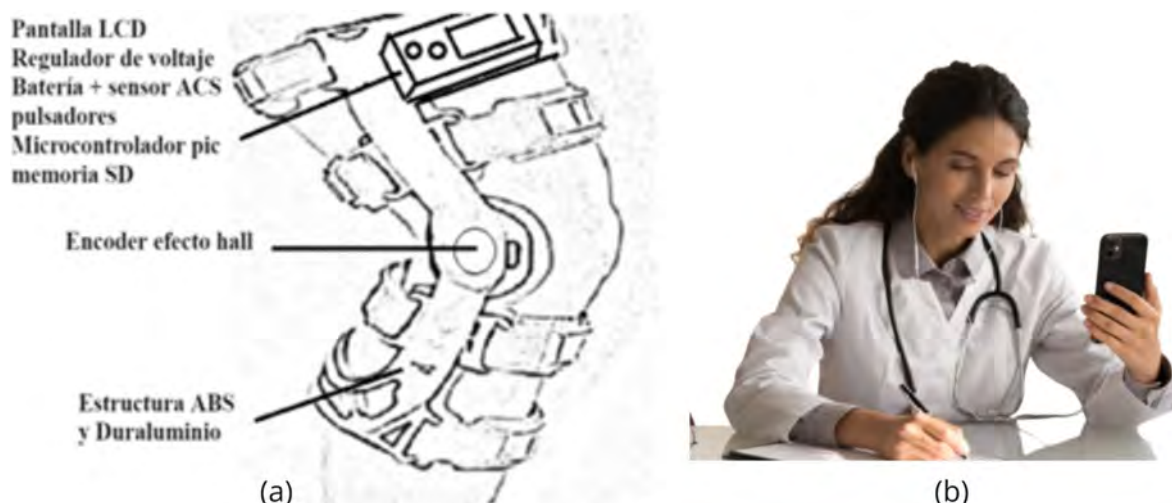


Figura 2.8 – (a) Concepto Solución B, (b) Especialista de salud utilizando una celular⁴¹.

2.5.3 Concepto Solución C

El concepto de solución "C" como se muestra en la Figura 2.9 propone la fabricación de dos mangas de Nailon y cintas de velcro para alojar la tarjeta electrónica en cada miembro superior e inferior de la extremidad, como el muslo y la pantorrilla. Se integran sensores inerciales como giroscopios y acelerómetros para determinar el rango articular de la rodilla, junto con baterías recargables de litio para cada sensor. El sistema de control utiliza una Arduino para procesar y almacenar los datos en una tarjeta SD y enviar datos con un módulo XBee para conectividad inalámbrica con un reloj inteligente al especialista de salud.

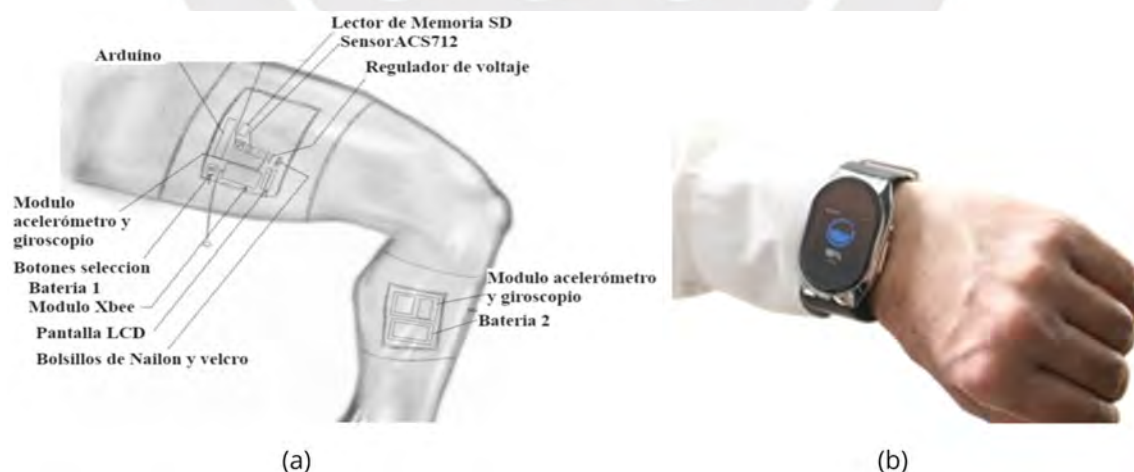


Figura 2.9 - (a) Concepto Solución C, (b) Especialista de salud utilizando reloj smart.

⁴¹ Imagen de especialista tomado de <https://www.elhospital.com/es/blog/doce-aplicaciones-medicas-para-telefonos-inteligentes> fecha de consulta 22/11/2024.

2.5.4 Concepto solución D

El concepto de solución "D", como se muestra en la Figura 2.10, contempla un sistema de almacenamiento de energía mediante una batería de litio, sensor y regulador de voltaje. Además, cuenta con un módulo de control que integra un sistema en un chip (SP32) para el procesamiento de las señales de entrada, proporcionadas por dos sensores rotativos magnéticos de efecto Hall para cada eje de rotación del mecanismo de dos grados de libertad propuesto para medir el ángulo y las desviaciones en la articulación. Estos ángulos se muestran en una pantalla OLED cuando se selecciona el modo manual y se almacenan en una memoria SD. También se puede enviar la información a un dispositivo para la comunicación síncrona en la presentación de datos. Además, cuenta con una estructura rígida de material PLA con cintas de velcro para adaptarse a la morfología de la extremidad inferior, como el muslo y la pantorrilla.

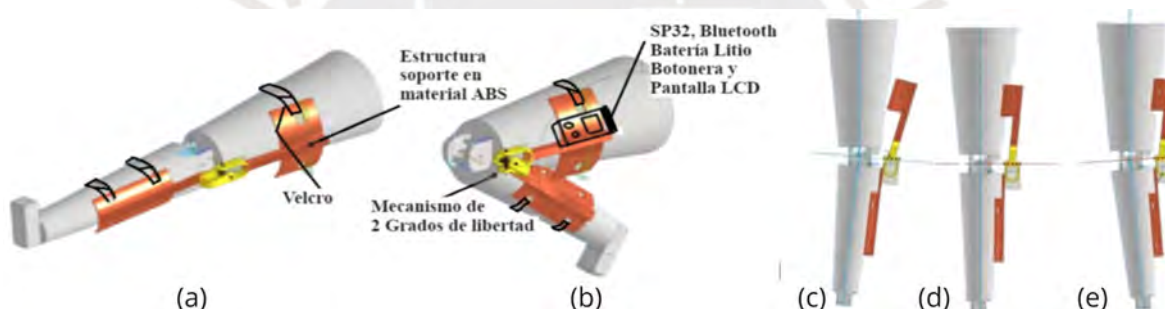


Figura 2.10 - Concepto Solución D: Vista del dispositivo en diferentes posiciones, mostrando: (a) Flexión, (b) Extensión, (c) Genu Varo, (d) Posición neutral, y (e) Genu Valgo⁴².

2.5.5 Concepto Solución E

El concepto solución "E" como se visualiza en la Figura 2.12 utiliza estructura de soporte de las placas electrónicas de ABS y cuenta con cintas de velcro para fijar al muslo y a la pantorrilla para cada sensor inercial que permitirá la medida del rango articular de la rodilla. Además, cuenta con un controlador Raspberry Pi que procesa las señales de entrada y las envía a una pantalla LCD para visualizar en el modo manual o transmitir de forma inalámbrica a un ordenador al especialista que visualizará los datos.

⁴² Ver ANEXO D – Idea inicial



Figura 2.11 – (a) Concepto Solución E, (b) Especialista de salud utilizando la conectividad inalámbrica con una laptop⁴³.

2.6 Evaluación técnico-económica

La Evaluación Técnico-Económica ofrece una visión de la viabilidad del dispositivo mediante un análisis de los conceptos de solución. Se evalúan criterios técnicos y económicos, como el espacio requerido y el costo de mantenimiento, utilizando una escala de puntuación basada en la normativa VDI 2206. Los resultados se presentan en tablas para facilitar la comparación entre los conceptos, permitiendo seleccionar el concepto óptimo.

2.6.1 Evaluación técnica

Las cinco soluciones obtenidas se evalúan tanto desde una perspectiva técnica, utilizando los criterios presentados en la Tabla 2.2, basados en la normativa VDI 2206. Posteriormente, se comparan las soluciones en la Figura 2.12 para determinar cuál es la más adecuada.

Al analizar las soluciones en función de los criterios establecidos, se puede realizar la siguiente evaluación detallada:

- Espacio: Las Soluciones C y D obtienen el puntaje más alto en este aspecto ya que son las más compactas en términos de espacio.
- Mantenimiento: Las Soluciones C y D se destacan aquí ya que tiene el puntaje más alto en mantenimiento debido a la simplicidad de sus componentes.
- Eficiencia: Las Soluciones B y D son las más eficiente puesto que el diseño refleja un uso responsable de los recursos.
- Peso: Las Soluciones A, C y D son ligeras, lo que la hace más favorable en términos de transporte y maniobrabilidad.
- Duración: La Solución D se destaca más en términos de durabilidad.

⁴³ Imagen de especialista tomado de <https://www.elhospital.com/es/blog/doce-aplicaciones-medicas-para-telefonos-inteligentes> fecha de consulta 22/11/2024.

- Seguridad: Las Soluciones A, B y D son igualmente seguras para el usuario.
- Relación Hombre-máquina: Las Soluciones A, C, B y D ofrecen una mejor relación hombre-máquina puesto que estas soluciones facilitan la interacción entre el usuario y el sistema.
- Montaje: La Solución D es la más sencilla de montar, debido a su diseño modular.
- Transporte: Las Soluciones A y D es la más fácil de transportar debido a su bajo peso y diseño compacto.

La Ecuación 2.1 se usa para calcular un índice ponderado de evaluación X_i , basado en la importancia y el desempeño de cada criterio.

$$X_i = \frac{g_1p_1 + g_2p_2 + g_3p_3 + g_4p_4 + \dots + g_np_n}{(g_1 + g_2 + g_3 + \dots + g_n)p_{max}} \leq 1 \quad (2.1)$$

Tabla 2.8 - Evaluación técnica de conceptos solución (valor técnico X_i)

Variantes de concepto/Proyecto:			Solución											
			A		B		C		D		E		Ideal	
Criterio	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	
1 Espacio:	3	2	6	3	9	4	12	4	12	2	6	4	12	
2 Mantenimiento:	4	3	9	2	6	4	12	4	12	2	6	4	12	
3 Eficiencia:	3	2	6	3	9	2	6.6	3	9	2	6	4	12	
4 Peso:	3	3	9	2	6	3	9	3	9	3	9	4	12	
5 Duración:	2	2	6	3	9	3	9	4	12	3	9	4	12	
6 Seguridad de trabajo:	4	4	12	4	12	2	6	4	12	2	6	4	12	
7 Relación Hombre-máquina:	3	2	6	3	9	3	9	3	9	3	9	4	12	
8 Montaje :	2	3	9	3	9	2	6	4	12	2	4.5	4	12	
9 Transporte :	3	4	12	3	9	3	9	4	12	3	9	4	12	
Puntaje $\sum gp$			75		78		78.6		99		64.5		108	
Valor Técnico (X_i)			0.69		0.72		0.73		0.92		0.60		1.00	
<p>p: Puntaje de 0 a 4 (Escala de Valores según VDI 2206)</p> <p>0 = No satisface, 1 = Aceptable a las justas, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Muy bien (ideal)</p> <p>g: Peso ponderado y se da en función a la importancia de los criterios de evaluación</p>														

2.6.2 Evaluación económica

Las cinco soluciones se evalúan económicamente utilizando los criterios de la Tabla 2.3, basados en la normativa VDI 2206. Se aplica la Ecuación 2.2 para calcular los puntajes. La evaluación se centra en los costos de Mantenimiento, Energéticos, Disponibilidad en el Mercado y Materiales.

- Costo de Mantenimiento: Las Soluciones B y D destacan por presentar menores costos de mantenimiento, gracias a la utilización de materiales más simples y económicos, como el PLA.
- Costo Energético: La Solución B se distingue como la más óptima en términos de costos energéticos, puesto que implica menores gastos debido a la sofisticación de sus componentes, los cuales requieren menos energía para su funcionamiento.
- Disponibilidad en el Mercado: La Solución D sobresale por su ventaja en cuanto a la disponibilidad de materiales, al utilizar componentes estándar y fácilmente accesibles en el mercado.
- Costo de Materiales: Las Soluciones A y D obtienen una puntuación más alta debido a que utilizan materiales más accesibles y de fácil obtención en el mercado.

La Ecuación 2.2 calcula un índice ponderado Y_i basado en la importancia y desempeño de los criterios evaluados.

$$Y_i = \frac{\sum gp_i}{\sum gp_{ideal}} \quad (2.2)$$

Tabla 2.9 - Evaluación económica de conceptos solución (valor técnico Y_i)

Variantes de concepto/Proyecto:			Solución											
			A		B		C		D		E		Ideal	
Criterio	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	
1 Costo de Mantenimiento:	3	2	6	4	12	3	9	4	12	2	6	4	12	
2 Costo Energético:	4	2	6	4	12	2	6	3	9	1	3	4	12	
3 Disponibilidad en el mercado:	3	2	6	3	9	2	6	4	12	2	6	4	12	
4 Costo de Materiales:	3	2	6	2	6.6	3	8.7	3	8.7	2.8	8.4	4	12	
Puntaje $\sum gp$			24		39.6		29.7		41.7		23.4		48	
Valor Técnico (Y_i)			0.50		0.83		0.62		0.87		0.49		1.00	
<p>p: Puntaje de 0 a 4 (Escala de Valores según VDI 2206) 0 = No satisface, 1 = Aceptable a las justas, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Muy bien (ideal)</p> <p>g: Peso ponderado y se da en función a la importancia de los criterios de evaluación</p>														

A partir de la Tabla 2.4, que contempla los valores de la evaluación técnica y económica, incluyendo la solución ideal que cuenta con los valores a los que se deberá aproximar la solución óptima, se posicionan los valores técnicos en el eje Xi y los económicos en el eje Yi. Se trazan los valores como se muestran en la Figura 2.12, donde se observa que el concepto de Solución D es el óptimo, ya que se aproxima más a la línea trazada desde el origen hasta el punto de la solución ideal.

Tabla 2.10 - Resumen los valores obtenidos de la evaluación técnica – económica

Conceptos Solución:	Valor Técnico (Xi)	Valor Económico (Yi)
Solución A	0.69	0.50
Solución B	0.72	0.83
Solución C	0.73	0.62
Solución D	0.92	0.87
Solución E	0.60	0.48
Solución Ideal	1.00	1.00

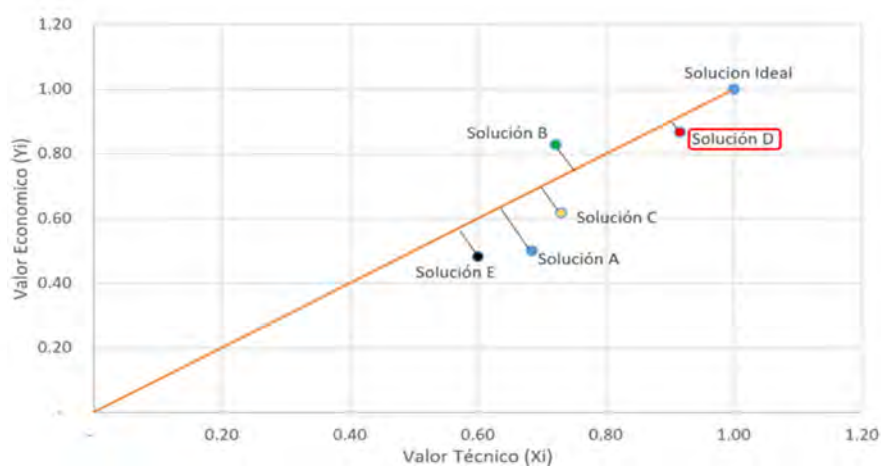


Figura 2.12- Evaluación grafica técnica-económica de los conceptos de solución

2.6.3 Diagrama de Operaciones:

En la Figura 2.13 se muestra el diagrama de operaciones del electrogoniómetro elaborado asegura un procedimiento claro. Inicia con la colocación y ajuste del dispositivo. Posteriormente, se realiza la verificación y carga de la batería. A continuación, se elige entre el modo manual o inalámbrico, sincronizando con un dispositivo externo en este último caso. Una vez completada esta etapa, se establece la posición neutral de la rodilla y se registran los datos angulares. Seguidamente, se ofrece la opción de almacenar los datos y se consulta al usuario sobre la decisión de medir otro ángulo. Finalmente, se concluye con la posibilidad de apagar el dispositivo.

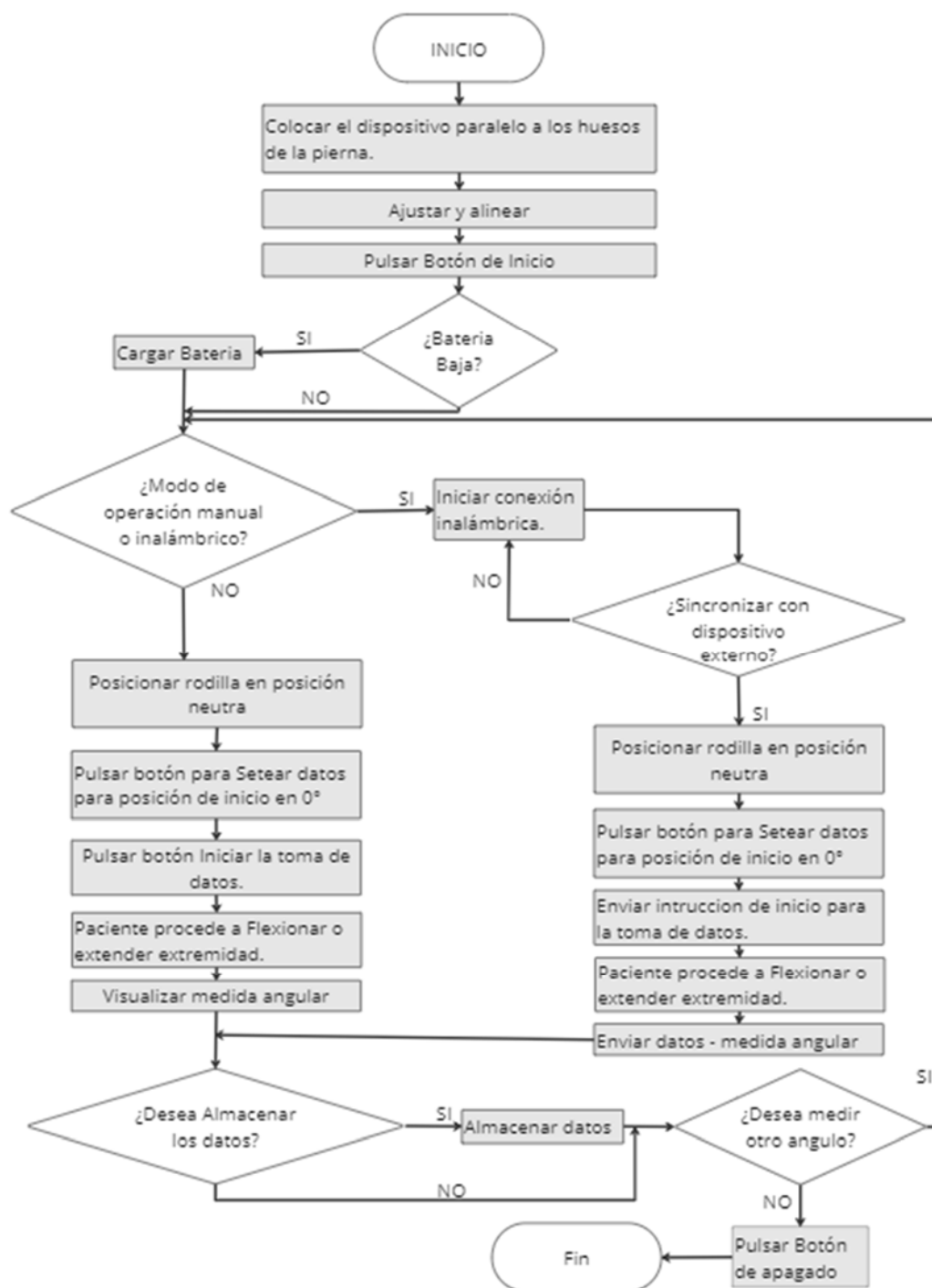


Figura 2.13 - Diagrama de operaciones

CAPITULO 3

DISEÑO MECÁNICO

Este capítulo detalla los procesos de diseño, cálculos, justificaciones que respaldan el desarrollo del dispositivo, adoptando el enfoque del concepto de solución D.

3.1 Consideraciones preliminares:

En esta sección, se establecen las consideraciones para el diseño del sistema mecánico del dispositivo propuesto.

a) Dimensionamiento del muslo y la pantorrilla

El dispositivo debe ser adecuado para un porcentaje de la población peruana. Para ello, se consideró que el rango de estaturas a tener en cuenta sería entre 137.8 y 180 cm, de acuerdo a lo señalado en la Sección 2.1.2 y se utilizaron las proporciones antropométricas mostradas en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..**

En este caso, el rango de medida de los segmentos del muslo y la pantorrilla que se tomará en cuenta será de 0.625 m y 0.508 m, respectivamente, según lo indicado en la Tabla 3.1. Entonces, tomando esta referencia de medida, el dispositivo contempla cubrir 30 cm del muslo y 30 cm de la pierna, conforme a las medidas estándar de un goniómetro convencional, como se mostró en la Figura 1.12 de la Sección 1.5. Asimismo, se consideraron las

circunferencias del muslo (185 mm) y de la pantorrilla (135 mm) para la sujeción del dispositivo.

Tabla 3.1-Medidas antropométricas de la extremidad inferior (Chaurand, 2015)



Numero	Medida	Valor (mm)	Descripción
A	Altura máxima muslo	185	Distancia desde el suelo hasta el punto más alto del muslo, con la rodilla flexionada en 90 grados.
B	Diámetro de pantorrilla	135	Circunferencia máxima de la pantorrilla, medida a la altura de la mayor prominencia del músculo.
C	Longitud nalga-poplíteo	513	Distancia desde el pliegue glúteo al punto medio del poplíteo.
D	Longitud nalga-rodilla	625	Distancia desde el pliegue glúteo al centro de la rótula.
E	Anchura cadera sentado	472	Distancia máxima entre los trocánteres mayores de los fémures, con las piernas flexionadas en 90 grados y los pies planos en el suelo.
F	Altura poplíteo	406	Distancia desde el suelo hasta el punto medio del poplíteo.
G	Altura rodilla	508	Distancia desde el suelo hasta el centro de la rótula.

b) Coeficiente de fricción de la piel

La fricción es proporcional al área de superficie en contacto y es influenciada por la viscosidad del fluido. En términos numéricos, el coeficiente de fricción de la piel humana varía según el contexto, pero se estima que tiene un valor típico de aproximadamente $\mu = 0.004^{44}$.

c) Centro de gravedad

Los centros de gravedad del muslo y la pantorrilla, como se aprecia en la Figura 3.1, permiten posicionar de forma estable el electrogoniómetro. Este análisis se realizó mediante medidas estándar de biomecánica y mediciones antropométricas. Estos datos permiten distribuir eficazmente el peso en la estructura del dispositivo, asegurando su equilibrio durante las mediciones del rango articular de la rodilla. Además, esta información permite diseñar una estructura soporte ergonómica que proporcionara comodidad al usuario y toma de las mediciones.

Según lo mencionado, el centro de gravedad (CG) del muslo y la pantorrilla se determina como una proporción de la longitud del segmento, donde la posición se expresa como una ratio desde el extremo proximal hasta el distal. Según lo indicado por Vaughan (1999), el CG del muslo se encuentra aproximadamente al 39% de su longitud desde el extremo

⁴⁴ Tomado de <https://www.thermal-engineering.org/es/que-es-la-friccion-de-la-piel/> Fecha de consulta 31/05/2024.

proximal hacia el distal, mientras que para la pantorrilla está alrededor del 42% de su longitud desde el extremo proximal hacia el distal como se aprecia en la Figura 3.2.

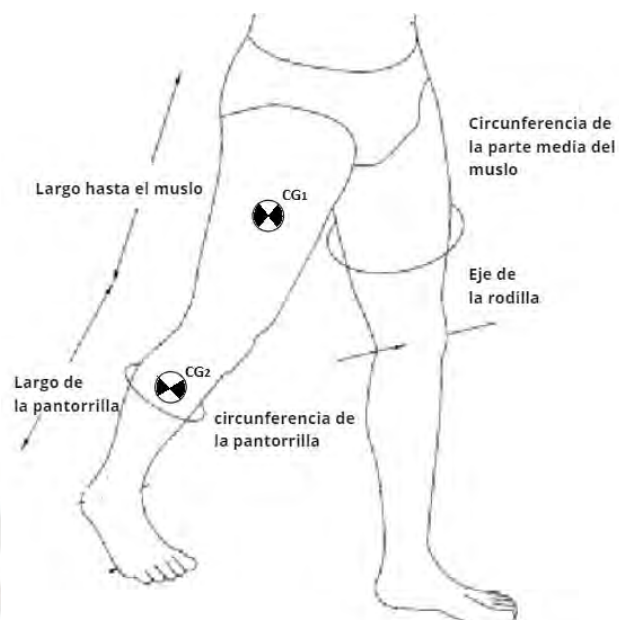


Figura 3.1 - Posición del centro de gravedad en la extremidad inferior (Vaughan, 1999).

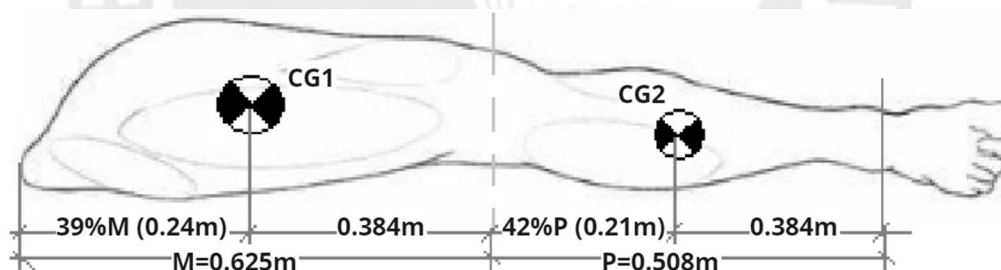


Figura 3.2- Posición del centro de gravedad del muslo y la pantorrilla.

d) Boceto inicial de la estructura soporte

Un boceto inicial, como se aprecia en el Figura 3.3, muestra la dimensión de la estructura de soporte del muslo y la pantorrilla, cada una con una longitud de 30 cm. En el caso del muslo, esta longitud se encuentra por debajo del centro de gravedad. En este contexto, la estructura rodea esta sección con cintas de velcro, mientras que la otra sección cubre el centro de gravedad en dicha región. Este enfoque permite lograr una distribución equilibrada del peso, así como proporcionar comodidad al usuario y estabilidad para la adquisición de datos.

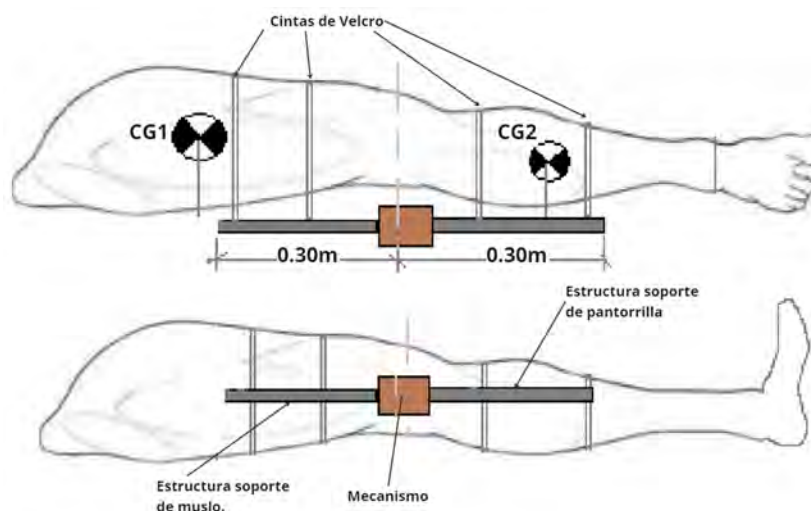


Figura 3.3 - Boceto inicial de la estructura soporte del electrogoniómetro.

e) Diagrama de cuerpo libre

La estructura del electrogoniómetro experimentará varias fuerzas durante su funcionamiento. Por ejemplo, como se aprecia en la Figura 3.4, las cintas de velcro que aseguran el electrogoniómetro al muslo y la pantorrilla aplican una fuerza de tensión para mantener el dispositivo en su lugar durante el movimiento.

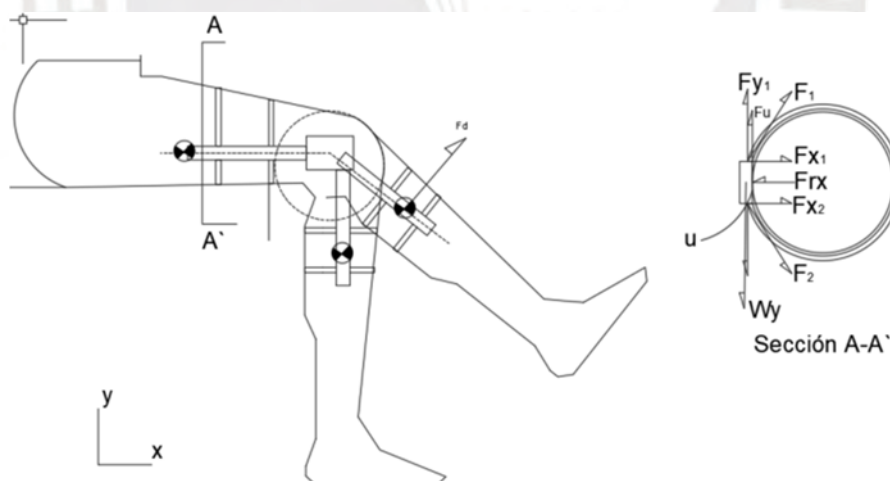


Figura 3.4 - Fuerzas sobre el electrogoniómetro

En la Figura 3.4, en el corte de sección A-A', se aprecia que la fijación con las cintas de velcro genera una fuerza de reacción F_{rx} perpendicular a la estructura soporte, lo que resulta de las componentes de fuerzas F_1 y F_2 en el eje x , como se muestra en la Ecuación 3.1.

$$\sum F_x = 0, \quad F_{rx} - F_{x1} - F_{x2} = 0 \quad (3.1)$$

También, como se indica en la Ecuación 3.2, las componentes verticales de las fuerzas F_{y1} y F_{y2} se anulan por ser de igual magnitud, quedando F_u como la fuerza de fricción que ejerce una fuerza contraria y evita el movimiento debido a la fuerza de gravedad del peso de la estructura del electrogoniómetro $W_y = F_u$.

$$\sum F_y = 0, \quad W_y - F_{y1} - F_{y2} - F_u = 0 \quad (3.2)$$

El análisis de las fuerzas actuantes en la fijación del electrogoniómetro mediante cintas de velcro, como se ilustra en la Figura 3.4, demuestra que la correcta distribución de las componentes de fuerza garantiza la estabilidad del dispositivo. La fuerza de reacción F_{rx} asegura que no haya desplazamiento horizontal, mientras que la fuerza de fricción F_u evita el movimiento vertical inducido por la gravedad. Por consiguiente, se analiza el caso en el que la extremidad está totalmente flexionada.

En función de lo indicado en las secciones anteriores se procede a dimensionar y estimar las dimensiones y las fuerzas como se aprecia en la Figura 3.5.

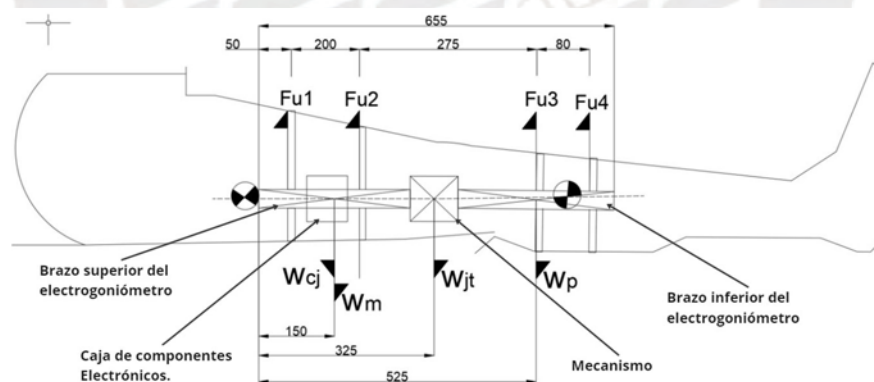


Figura 3.5 - Representación de fuerzas sobre la estructura del electrogoniómetro.⁴⁵

Aplicando sumatoria de fuerzas obtenemos la Ecuación 3.3 que representa el equilibrio de fuerzas en el eje y . De la Figura 3.5 se desprenden los valores que se muestran en la Tabla 3.2.

⁴⁵ El análisis se basó en cálculos estáticos bajo condiciones horizontales, representativas del equilibrio del dispositivo durante su operación principal de flexión. En la evaluación de la rodilla, el paciente está sentado y el especialista solicita extender la extremidad, siendo este el momento más crítico. Las condiciones de movimiento no afectan significativamente los cálculos debido al factor de seguridad (F_s) de 2 considerado en el diseño.

$$\sum Fy = 0, W_{cj} + W_m + W_p + W_{jt} - F_{u1} - F_{u2} - F_{u3} - F_{u4} = 0 \quad (3.3)$$

Tabla 3.2 - Valores de las fuerzas que actúan sobre el electrogoniómetro

Variable	Descripción	Formula	Valor	Unidad
W_{cj}	Peso de la caja de componentes electrónicos	$W_{cj} = (SP32(3g) + LCD(35g) + PCB(10g) + Botoneras(2g) + Batería(25g)) * g$	0.735	N
W_m	Peso del brazo superior del electrogoniómetro lado del muslo (Material PLA densidad 1.24g/cm)	$Peso = ancho * largo * alto * Densidad * g$	0.275	N
W_p	Peso del brazo inferior del electrogoniómetro lado pantorrilla (Material PLA densidad 1.24g/cm) Peso = ancho * largo * alto * Densidad * g	$Peso = ancho * largo * alto * Densidad * g$	0.275	N
W_{jt}	Peso del mecanismo articulado (Estimado)	-	1.47	N
W_t	Peso total (Suma de todas las cargas verticales)	$W_t = W_{cj} + W_m + W_p + W_{jt}$	2.755	N
Fu 1 al 4	Fuerza de fricción 1,2,3 y 4	$W_t/4$	0.688	N

A continuación se elabora el diagrama de cuerpo libre de todas las fuerzas que actúan sobre el cuerpo previamente analizados se muestran en la Figura 3.6, dichas fuerzas son la fricción de cuerpo con la estructura y el peso de las cargas.

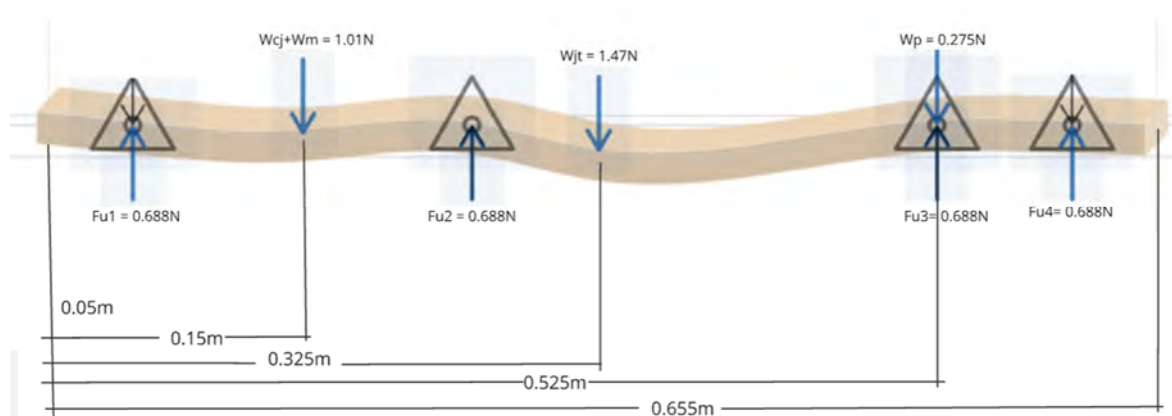


Figura 3.6 - Diagrama de cuerpo libre con las fuerzas que actúan sobre el electrogoniómetro

En la Figura 3.7 se elaboró el diagrama de fuerza cortante con el objetivo de hallar la máxima fuerza de corte que soportara la estructura en Newtons siendo dicha fuerza 1.07 N. En la Figura 3.8 se elaboró el diagrama de fuerza cortante con el objetivo de hallar el máximo

momento resultante que soportara la estructura en Newtons metro siendo dicho momento 0.14 N.m. Finalmente, los resultados son mostrados en la Tabla 3.3.

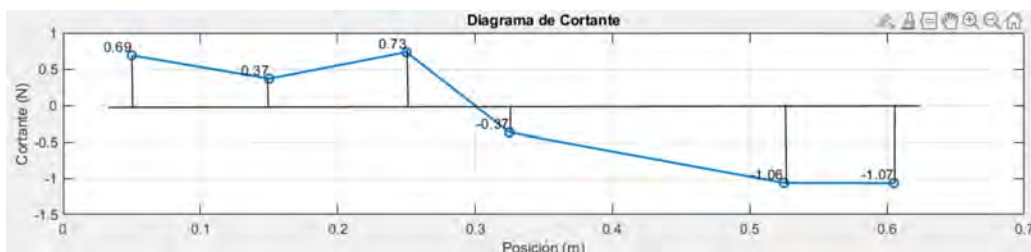


Figura 3.7–Diagrama del fuerzas cortantes máxima

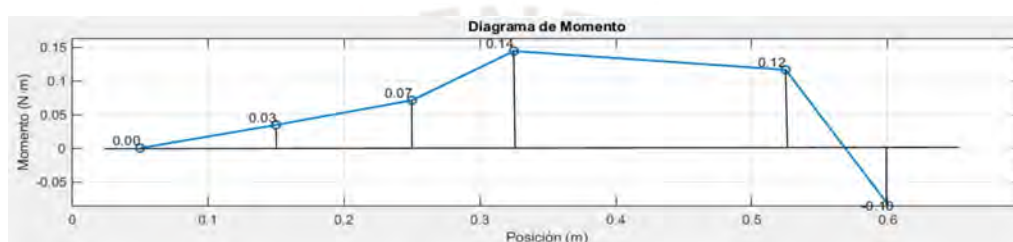


Figura 3.8 - Diagrama del Momento flector

Tabla 3.3 - Tabla de resultados de los diagramas de fuerza cortante y flector

Posición (m)	Cortante (N)	Momento (N·m)
0.05	0.69	0.00
0.15	0.37	0.03
0.25	0.73	0.07
0.325	-0.37	0.14
0.525	-1.06	0.12
0.605	-1.07	-0.10
Momento Flector y Cortante máximo		
Momento Flector (Mmax)	0.14	N.m
Cortante máximo (Fc)	1.07	N

Con los valores obtenidos de la Tabla 3.3, se puede obtener el perfil para la sección del brazo soporte del electrogoniómetro, considerando que el material es PLA con un módulo de elasticidad a la tracción de 2346.5 MPa.

La forma geométrica del perfil de la sección transversal de la estructura soporte del electrogoniómetro debe ser resistente al corte y a la compresión; por ende, se propone un tronco de pirámide, ya que tiene una forma estable, rígida y estética para la aplicación deseada. Se procede a deducir las dimensiones del tronco de pirámide en función de los datos obtenidos de la Tabla 3.3. Dichos resultados se aprecian en la Tabla 3.4.

Tabla 3.4 - Cálculo de Sección del soporte del electrogoniómetro

Descripción	Formula	Valor	Unidad
Esfuerzo de fluencia PLA	σ_{yPLA}	70	MPa
Factor de seguridad ⁴⁶	FS	2	
Esfuerzo permisible	$\sigma_{perm} = \sigma_{yPLA}/FS$	35	MPa
Esfuerzo cortante	$A=Fc/\sigma_{perm}$	3.06×10^{-8}	m ²
Base menor (estimado)	b1	25	mm
Base Mayor (estimado)	b2	12	mm
Altura	h	1.65×10^{-6}	m
Altura (estimado)	h'	20	mm
Área del Trapecio	$A = \frac{(b1 + b2)h}{2}$	1.05×10^{-3}	mm ²
Área del Trapecio	$A' = \frac{(b1 + b2)h'}{2}$	370	mm ²

Se utilizará impresión 3D con material PLA, considerando un factor de seguridad de 2 y un esfuerzo permisible (σ_{perm}) de 35 MPa. Para mitigar la posible debilidad asociada al sentido de impresión, se ajustó la orientación de las fibras del material sobre la mesa de impresión, como se detalla en la Sección 6.2. Adicionalmente, se validará mediante análisis (FEM)⁴⁷, descrito en la Sección 3.4, que las tensiones generadas no excedan los límites permisibles ni comprometan la resistencia estructural.

El diseño inicial, mostrado en la Figura 3.9, incluye una estructura trapezoidal en los brazos soportes superiores e inferiores, junto con espacios destinados a la caja de componentes electrónicos y al mecanismo de dos grados de libertad.

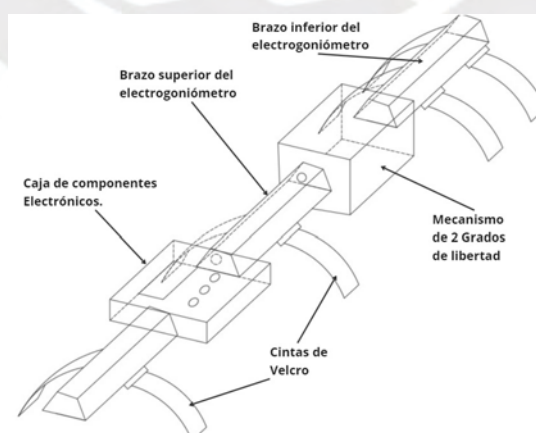


Figura 3.9 - Boceto de la estructura del electrogoniómetro propuesto

⁴⁶ Factor de seguridad 2 : Materiales fiables cuando las condiciones de carga y ambientales no son severas.

Tomado de <https://www.linkedin.com/pulse/pequeña-introducción-acerca-del-factor-de-seguridad/> Fecha de consulta 14/06/2024.

⁴⁷ FEM : Análisis por Elementos Finitos (FEM, por sus siglas en inglés)

3.2 Modelamiento geométrico del sistema mecánico

El modelado del sistema mecánico se llevó a cabo mediante el uso de Autodesk Inventor, para detallar la estructura de soporte del dispositivo. Esta fase de diseño permitió visualizar y definir los componentes necesarios para el funcionamiento óptimo del electrogoniómetro. Se emplearon técnicas de modelado tridimensional para representar cada elemento y su interacción dentro del sistema mecánico.

Estructura ajustable al muslo

El diseño utiliza una estructura principal con dimensiones estándar para garantizar rigidez y estabilidad durante la medición del rango articular en la rodilla. Sin embargo, para permitir la adaptabilidad a diferentes tamaños de muslo, se incluyeron abrazaderas ajustables con cintas de velcro, como se detalla en la Sección 3.1. De este modo, aunque la estructura base tenga dimensiones únicas, el sistema se adapta a una amplia gama de usuarios, proporcionando un ajuste seguro y funcional.

La estructura cuenta con cintas de velcro que se adaptan ergonómicamente a la forma del muslo mediante dos abrazaderas. Como se muestra en la Figura 3.10, cuenta con una caja central de dimensiones 100x50x25 mm (ancho x largo x altura), diseñada para alojar la placa de circuito impreso (PCB) con los componentes electrónicos. Esta se encuentra unida a una horquilla fija de la junta de dos grados de libertad para la flexión y extensión.

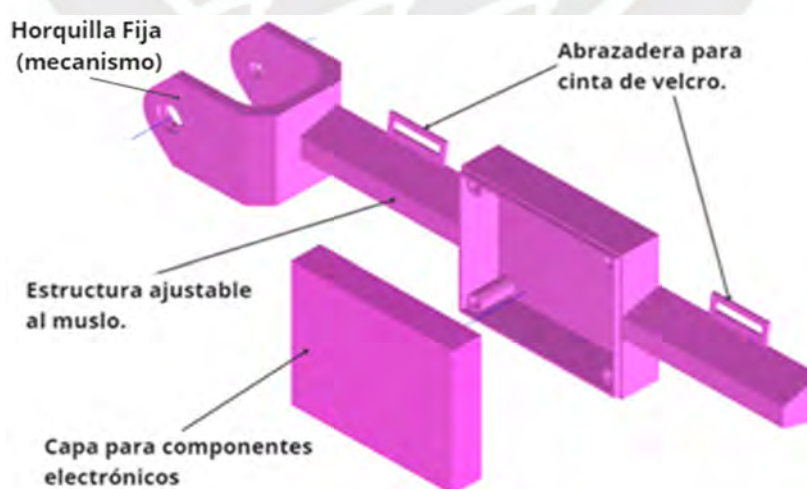


Figura 3.10 - Estructura ajustable al muslo modelo 3D.

Estructura ajustable a la pantorrilla

La estructura ajustable a la pantorrilla, al igual que la del muslo, tiene un diseño trapezoidal para asegurar la rigidez. También cuenta con abrazaderas y cintas de velcro para fijarla a la extremidad. Esta estructura está acoplada directamente a la horquilla conducida del mecanismo y cuenta con dos seguros para fijar las cintas de velcro, como se muestra en la Figura 3.11.

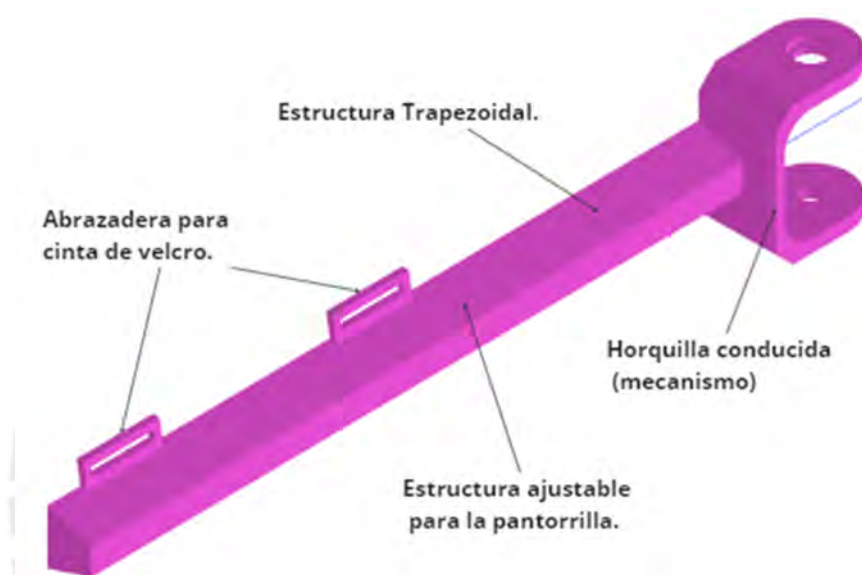


Figura 3.11 - La estructura ajustable a la pantorrilla modelo 3D.

Mecanismo de dos grados de libertad

El mecanismo de dos grados de libertad, conocido como junta universal, ha sido diseñado con el propósito de evaluar la flexión, extensión, genu valgo y genu varo de la rodilla. Este mecanismo se caracteriza por una cruceta intermedia que descompone el movimiento de la rodilla en dos ejes.

En cada uno de estos ejes se ubican dos sensores encargados de registrar el rango articular, los cuales se acoplan directamente al eje de la cruz, permitiendo una medición de ambos ejes del ángulo de la rodilla. Por ejemplo, el primer eje horizontal recopila los datos de flexión y extensión, mientras que el segundo eje identifica las desviaciones en la articulación de la rodilla. Contar con dos grados de libertad ofrece una evaluación completa de los movimientos de la rodilla.

En la Figura 3.12 se detallan las partes del mecanismo. Para reducir el desgaste de la horquilla en cada eje, se incorporaron bujes de bronce (bocinas). Estos bujes actuaron como cojinetes de sacrificio frente al contacto directo con los ejes metálicos, como el eje del sensor y el perno de fijación, evitando el desgaste prematuro de la horquilla de plástico (PLA) y asegurando un funcionamiento óptimo.

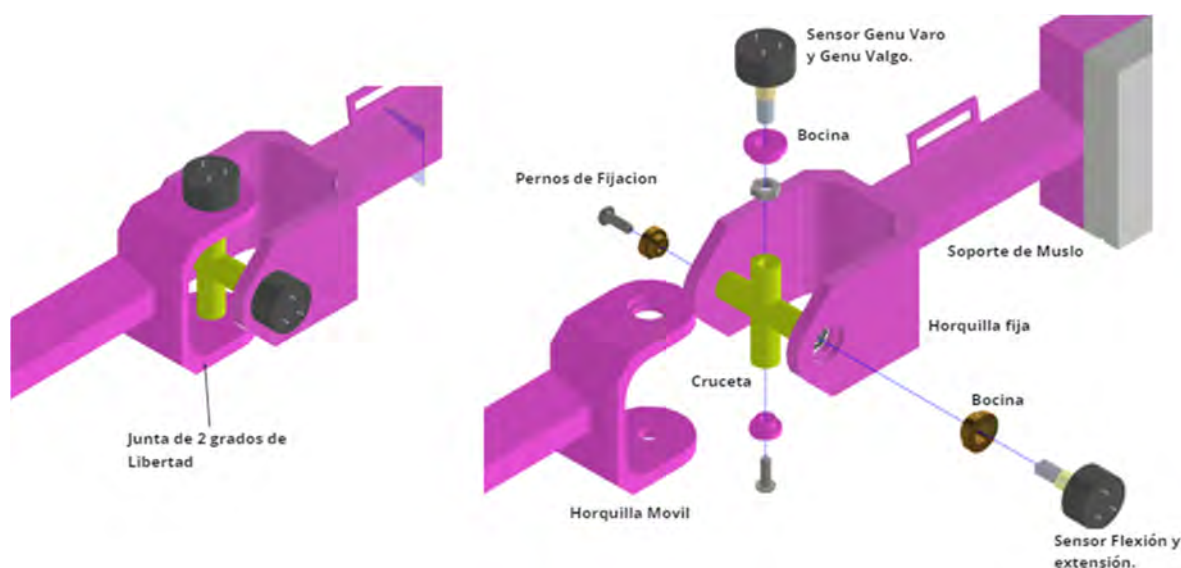


Figura 3.12 - Junta universal como mecanismo de 2 grados de libertad para medir el rango articular de la rodilla

3.3 Selección de materiales

El PLA⁴⁸ fue seleccionado como material para la estructura del electrogoniómetro debido a varias ventajas identificadas en la Tabla 3.5 de comparación entre PLA, ABS y duraluminio.

Estas incluyen su biodegradabilidad, su densidad y características mecánicas que proporciona la resistencia necesaria sin aumentar demasiado el peso del dispositivo; su facilidad de impresión en 3D, que simplifica el proceso de fabricación y adaptación del electrogoniómetro a las necesidades del paciente; y su costo relativamente bajo en comparación con el duraluminio o ABS, lo que lo hace más accesible económicamente acorde a la información de la Tabla 3.5, el PLA es la opción más adecuada para cumplir con los requisitos vistos en el Capítulo 2.

⁴⁸ PLA, o ácido poliláctico (por sus siglas en inglés: Polylactic Acid), es un tipo de plástico biodegradable y biocompatible que se obtiene a partir de recursos renovables como el almidón de maíz, la caña de azúcar o la remolacha. Tomado de <https://primebiopol.com/plastico-pla-que-es-y-para-que-se-utiliza/> Fecha de consulta 18/06/2024 Ver ANEXO C

Tabla 3.5 - Comparativa de propiedades de materiales: PLA vs ABS vs Duraluminio⁴⁹

Característica	PLA	ABS	Duraluminio
Material	Plástico biodegradable	Plástico derivado del petróleo	Aleación de aluminio
Densidad	1,24 g/cm ³	1,06 g/cm ³	2,8 g/cm ³
Resistencia a la tracción	70 MPa	38-46 MPa	390-490 MPa
Temperatura de fusión	190-220 °C	210-230 °C	540-660 °C
Impresión 3D	Fácil de imprimir, buena adherencia a la cama	Más difícil de imprimir, requiere cama caliente	No se puede imprimir en 3D, Requiere CNC.
Acabado	Mate, puede ser lijado y pintado	Brillante, puede ser lijado y pintado	Metálico, anodizado o pintado
Costos	Económico	Asequible	Elevado
Biodegradabilidad	Biodegradable	No biodegradable	No biodegradable
Aplicaciones	Prototipos, juguetes, artículos para el hogar	Piezas funcionales, carcasas de electrónica	Piezas estructurales, herramientas, maquinaria

3.4 Validación mecánica por ordenador

El esfuerzo equivalente según Von Mises corresponde a la tensión máxima admisible por el material, cuyo valor máximo resultante de las cargas mostradas en la Figura 3.13 para la estructura de soporte de la pantorrilla y muslo del goniómetro es de 0.0045 MPa, mientras que el esfuerzo permisible del material es de 35 MPa, con un factor de seguridad de 2.0⁴⁶ aplicado. Esto indica que el esfuerzo de Von Mises calculado es considerablemente menor que el esfuerzo permisible ajustado por el factor de seguridad.

Este análisis confirma la robustez y seguridad del diseño de la estructura de soporte, validado mediante simulación por elementos finitos. La aplicación de un factor de seguridad adecuado asegura que la estructura pueda soportar las cargas operativas previstas sin exceder los límites de esfuerzo crítico del material, garantizando así su funcionalidad y durabilidad en condiciones de uso real.

⁴⁹ Características químicas y mecánicas del PLA: Tomado de https://www.bcn3d.com/wp-content/uploads/2019/09/BCN3D_FILAMENTS_TechnicalDataSheet_PLA_EN.pdf Fecha de consulta 14/06/24, ABS : <https://www.appa3d.com/wp-content/uploads/2022/08/HOJA-TECNICA-ABS-.pdf> Duroaluminio: <https://www.voestalpine.com/highperformancemetals/ecuador/app/uploads/sites/21/2023/08/Hoja-tecnica-Duro-aluminio.pdf>

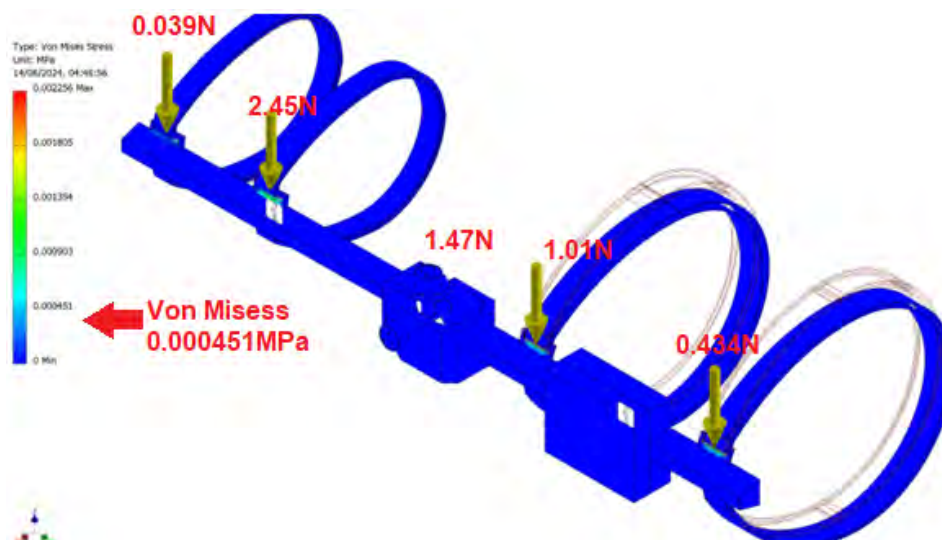


Figura 3.13– Junta universal como mecanismo de 2 grados de libertad para medir rango articular de la rodilla

El desplazamiento que se observa en la Figura 3.14 en la estructura es menor a 2.481×10^{-5} metros, representado en color celeste en el gráfico correspondiente. Este valor indica un movimiento mínimo bajo las cargas aplicadas, demostrando que la estructura mantiene su estabilidad y funcionalidad sin presentar deformaciones significativas.

La identificación visual en color celeste facilita la evaluación rápida de las áreas con desplazamiento mínimo, validada mediante simulación por elementos finitos, lo que asegura la confiabilidad y robustez del diseño estructural, garantizando su operación segura y sin desplazamientos.

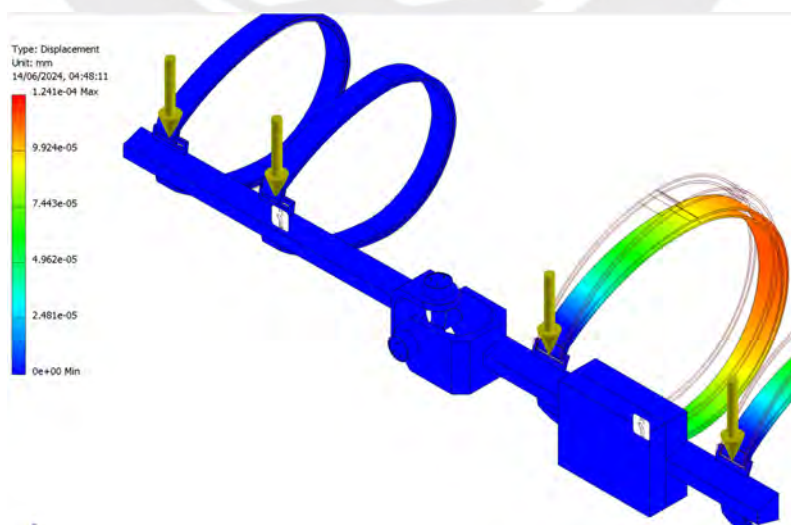


Figura 3.14 - Análisis de desplazamiento por elementos finitos

3.5 Diseño definitivo del dominio mecánico del dispositivo

La estructura del dispositivo ensamblado se presenta en la Figura 3.16, donde se puede observar que el mecanismo está situado a la altura del eje de rotación de la rodilla. Este mecanismo se fija con cintas de velcro de una pulgada de ancho, lo que ofrece un ajuste seguro. Además, se aprecia la caja protectora, diseñada específicamente para albergar los componentes electrónicos con una tapa protectora hermética mediante un oring y fija mediante cuatro pernos en cada esquina.

Los dos sensores están ubicados en cada eje del mecanismo, fijados mediante una cruceta, además, cuentan con una muesca en su eje que encaja perfectamente en el alojamiento de la cruz de la junta universal, descansando sobre bujes de bronce en cada apoyo de las horquillas, como se detalla en la Figura 3.15.

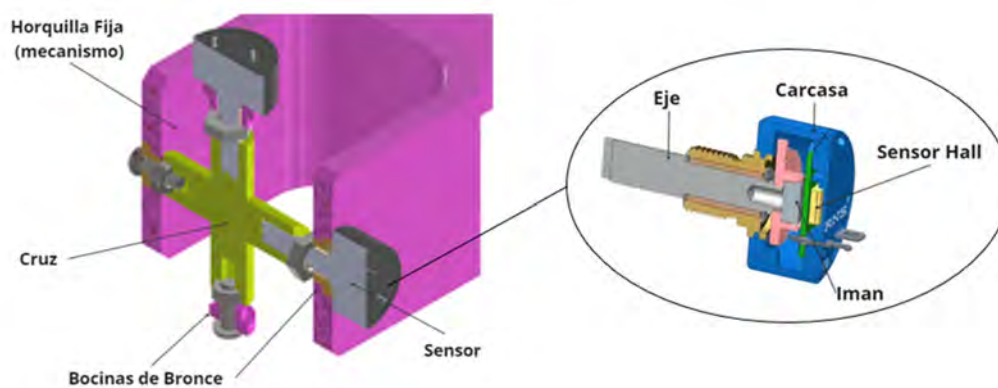


Figura 3.15 - Detalle de cruceta con sensores

En la Figura 3.15 se observa que el sensor de efecto Hall está ubicado dentro de la carcasa, la cual se fija a la horquilla mediante la presión de una tuerca, evitando que gire junto con el eje. Este eje, conectado a la cruceta mediante un alojamiento, transmite el movimiento rotacional al sensor de efecto Hall mientras la carcasa permanece estática, permitiendo registrar los cambios de ángulo asociados al desplazamiento angular, de forma análoga para el otro grado de libertad.

Los componentes de la junta universal están asegurados a la cruceta y a la horquilla mediante pernos socket de cabeza redonda, tal como se ilustra en la Figura 3.15. Adicionalmente, se ha eliminado cualquier filo del dispositivo, mejorando tanto su estética como la seguridad del usuario.

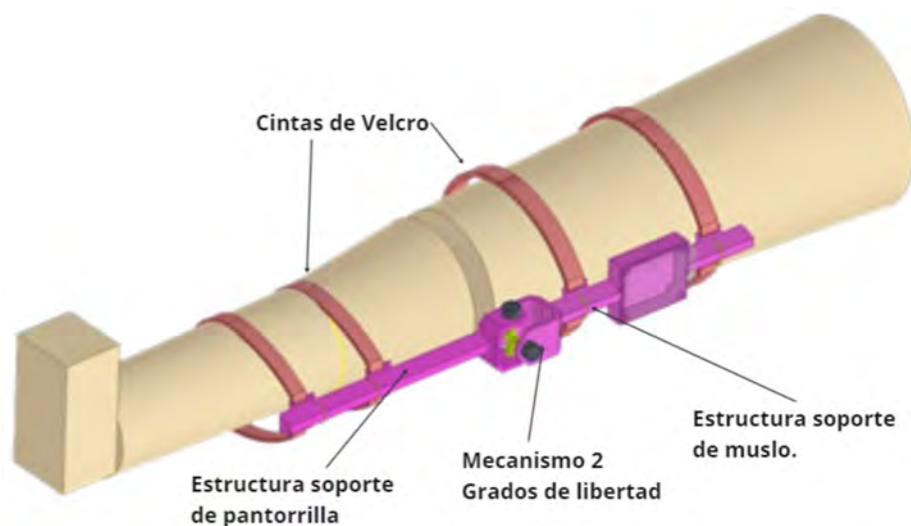


Figura 3.16 - Diseño 3D de la estructura principal sobre extremidad inferior.

Así mismo, el modelado 3D también involucró el proceso de simular las diferentes posiciones, con las dimensiones descritas en la Sección 3.1, en las que se probará el dispositivo en el banco de pruebas. En dicho banco de pruebas se emularán la flexión y la extensión, tal como se muestra en la Figura 3.17.

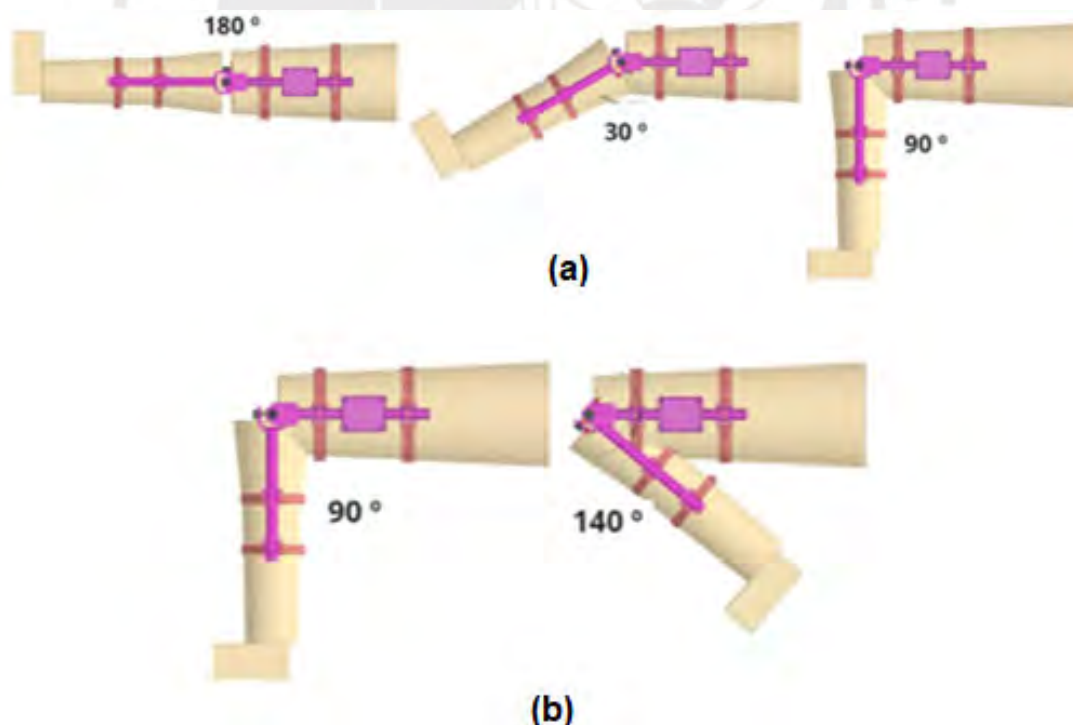


Figura 3.17 - Simulación con el dispositivo del electrogoniómetro (a) extensión de rodilla 90° hasta 180° y (b) flexión 90° y 140°.

Otro valor agregado de la estructura del dispositivo es que permite medir las desviaciones en las articulaciones de la rodilla, como el genu varo y el genu valgo. Tal como se aprecia en la Figura 3.18, la estructura soporte del electro-goniómetro cumple con las funcionalidades indicadas en la lista de requerimientos de la Sección 2.1.2.

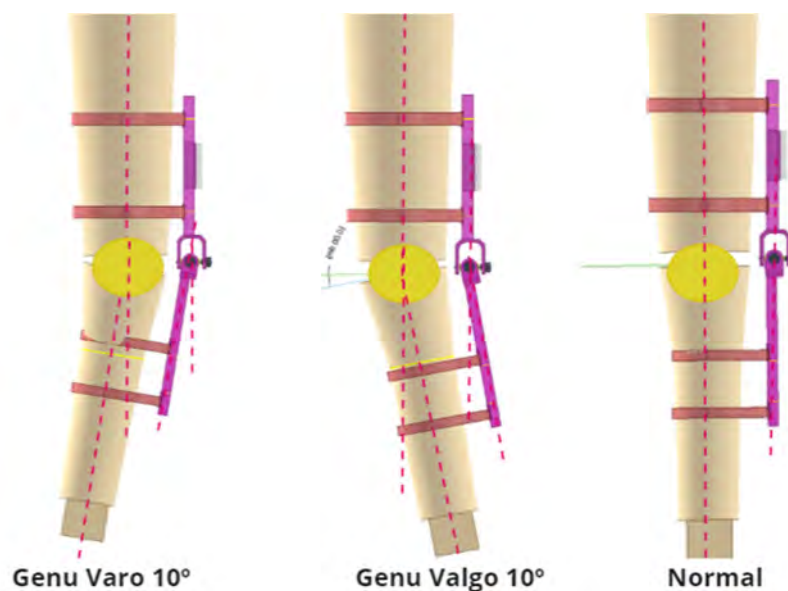


Figura 3.18 - Flexión de rodilla con el dispositivo del electrogoniómetro.

CAPITULO 4

DISEÑO ELECTRÓNICO

El diseño electrónico del electrogoniómetro se realizó según los requisitos y el diseño conceptual del Capítulo 2. Se definió la lógica de funcionamiento con un diagrama de bloques y se seleccionaron componentes como el cargador de batería, módulo SD, pulsadores, pantalla OLED, regulador de voltaje y sensor de efecto Hall para medir el rango articular y se diseñó la tarjeta electrónica.

4.1 Lógica de funcionamiento

En la Figura 4.1 se muestra un diagrama de bloques que describe la operación del electrogoniómetro. Cada módulo está representado por bloques interconectados mediante flechas que indican sus interacciones.

El bloque principal del electrogoniómetro incluye un cargador de batería que puede conectarse a una fuente de alimentación externa. Este módulo se encarga de cargar la batería que suministra energía a los componentes electrónicos, como el módulo SD, los pulsadores, la pantalla OLED, y al regulador de voltaje. Este último distribuye energía tanto al SoC⁵⁰ como a los sensores responsables de medir el rango articular de la rodilla. En el caso de

⁵⁰ El System on a Chip (SoC) integra la mayoría de los componentes de un chipset en un solo chip de silicio, incluyendo CPU, GPU, memoria RAM, controlador USB, gestión de energía y comunicaciones inalámbricas. Tomado de <https://www.intel.la/content/www/xl/es/support/articles/000056236/intel-nuc.html#:~:text=Un%20SoC%2C%20o%20System-on,de%20energía%20y%20radios%20inalámbricas>. Fecha de consulta 19/06/2024

operación manual, conforme al diagrama de operaciones descrito en la sección 2.6.3, las opciones se seleccionan mediante los pulsadores y los datos se visualizan en una pantalla OLED y los datos son almacenados en una memoria SD.

La conexión inalámbrica del SoC⁵⁰ está equipado con un módulo Bluetooth interno que transmite los datos a una computadora de escritorio a través de una interfaz de usuario. De esta manera, el especialista puede interactuar con los datos recibidos y almacenarlos en la memoria interna de la computadora.

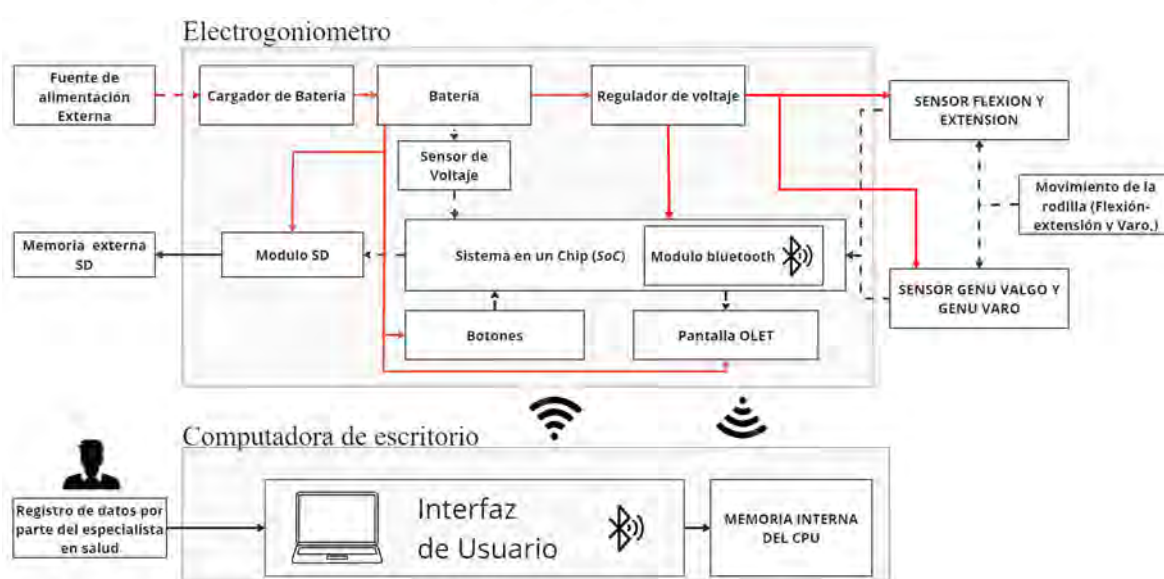


Figura 4.1 - Diagrama de la integración e interacción de los componentes del electrogoniómetro

4.2 Selección de componentes principales

En esta sección, se detallan los criterios y se comparan componentes similares para la elección más adecuada, consideraron factores como la compatibilidad, eficiencia energética, capacidad de procesamiento, y la facilidad de integración para garantizar un rendimiento óptimo del sistema acorde a la matriz morfológica de la Sección 2.4.




4.2.1 Sensor de efecto hall

En esta sección, se optó por el sensor de efecto Hall más adecuado después de evaluar criterios y compararlo con otros componentes similares, seleccionando el más idóneo.

De acuerdo con los requisitos establecidos en la sección 2.1.2, la selección del sensor se basó en tres criterios principales: primero, el sensor debía ser capaz de medir ángulos de 0 a 140 grados; segundo, debía tener una precisión de +/- 2 grados; y tercero, el eje no debía tener contacto con el sensor para minimizar el desgaste y aumentar la durabilidad del dispositivo.

Se realizó una comparación entre cuatro sensores de Efecto Hall según los criterios mencionados en la Tabla 4.1.

Tabla 4.1 - Cuadro comparativo entre sensores de Efecto Hall

Característica	Sensor de Efecto Hall Serie 6120	Sensor de Efecto Hall A3144	Sensor Magnético DRV5053	Sensor de Efecto Hall SS49E
Tipos de sensores (Imagen)				
Tipo de sensor	Efecto Hall unipolar	Efecto Hall unipolar	Efecto Hall bipolar	Efecto Hall unipolar
Rango de alimentación	4.5V	4.5V	4.5V	4.5V
Corriente de alimentación	5mA - 10mA	5mA - 10mA	12mA	5mA - 10mA
Rango de medición	0°-180°	0°-360°	0°-360°	0°-360°
Precisión	±0.5%	±3%	±3%	±3%
Temperatura de operación	-40°C a 125°C	-40°C a 125°C	-40°C a 150°C	-40°C a 125°C
Incluye imán	SI	NO	NO	NO
Venta	Importación	Local	Local	Local
Precio (soles)	315	2	1.122	10

Basándose en los criterios establecidos, se seleccionó el Sensor de Efecto Hall Serie 6120 debido a su precisión de $\pm 0.5\%$ y la inclusión de un imán en el eje del sensor que facilita su integración en el sistema experimental. Aunque existían opciones más económicas y disponibles localmente como el Sensor de Efecto Hall A3144, DRV5053 y SS49E. sin embargo la elección del sensor se justifica por su precisión y su idoneidad para la integración requerida.

El sensor de posición rotativo de efecto Hall 6120 como se detalla en la Figura 4.2 el eje gira libremente sin contacto directo con el sensor siendo colineales. En el extremo del eje se encuentra un imán que modifica el campo magnético sobre el sensor durante la rotación,

permitiendo al sensor convertir el movimiento rotativo en una señal eléctrica, conforme se explica en la Sección 1.7.2 acerca del principio del efecto Hall.

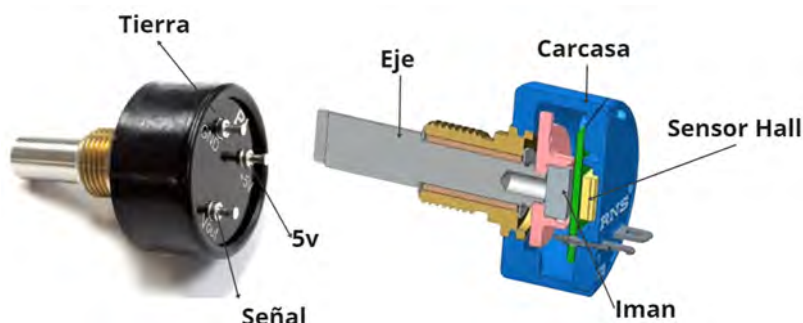


Figura 4.2 - Sensor de posición de efecto Hall de giro único sin contacto, Serie 6120⁵¹

El sensor de efecto Hall serie 6120 es ideal para capturar movimientos como los 140° de flexión y los 180° de extensión de la rodilla ya que acorde a la Tabla 4.2 cuenta con un rango trabajo de 0 a 180 grados y una resolución de 0.088°. Su salida de voltaje lineal facilita la interpretación directa del ángulo medido, mientras que su robustez bajo condiciones extremas, con resistencia a golpes de hasta 100 G⁵² y un rango de temperatura operativa de -40°C a +125°C, asegura fiabilidad.

Tabla 4.2 - Tabla de datos del sensor de efecto hall serie 6120 extraído de la hoja de especificaciones técnicas⁵¹.

Característica	Descripción
Tipo	Sensor de posición de efecto Hall sin contacto, giro único
Diámetro cuerpo	7/8"(22.22mm) pulgadas
Diámetro eje	1/4"(6.35mm) pulgadas
Rango	0 a 180°
Rango de Voltaje de Salida	0.25 Vdc a 4.75 Vdc típico
Corriente de Salida	±8 mA máx.
Voltaje de Entrada	4.5 a 5.5 Vdc
Linealidad Independiente	±0.5%
Histéresis	0.2% máx.
Resolución	0.088° para recorrido de 360°, 0.011° para recorrido de 45°
Vida Rotativa	10 millones de revoluciones del eje

⁵¹ Tomado de <https://www.mouser.pe> Fecha de consulta 21/06/2024 Ver ANEXO A & ANEXO R de procedencia americano.

⁵² 100G se refiere a la capacidad del sensor de resistir impactos equivalentes a 100 veces la aceleración gravitacional estándar de la Tierra.

4.2.2 Pantalla OLED

En esta sección, se optó por la pantalla oled más adecuada después de evaluar criterios y compararlo con otros componentes similares, seleccionando el más idóneo. Al seleccionar la pantalla OLED adecuada para el electrogoniómetro, se consideraron tres criterios: la resolución, el tamaño de la pantalla y la interfaz I2C. La resolución y el tamaño son importantes para una visualización clara y detallada de los datos, mientras que la interfaz I2C asegura una fácil integración con el microprocesador, permitiendo una comunicación eficiente y confiable.

En la Tabla 4.3 se compararon tres pantallas OLED de diferentes tamaños con características similares. Sin embargo, se seleccionó la pantalla OLED de 1.5 pulgadas por su equilibrio en tamaño y su resolución de 128x128, que permite una mayor claridad y detalle en la visualización de datos.

Tabla 4.3 - Cuadro comparativo entre pantallas OLED comerciales⁵³

Característica	0.96" OLED (Amarillo/Azul)	2.42" OLED (Blanco)	1.5" OLED (Color)
Imagen			
Resolución	128x64	128x64	128x128
Tamaño	0.96 pulgadas	2.42 pulgadas	1.5 pulgadas
Interfaz	I2C	SPI/I2C	I2C
Color	Azul y Amarillo	Blanco	A todo color
Controlador	SSD136	SSD1309	SSD1327
Voltaje de Funcionamiento	3V-5V	3.3V-5V	3.3V
Rango de Temperatura	-30°C a 70°C	-30°C a 70°C	-40°C a 85°C
Dimensiones	29.28 x 27.1 mm	No especificado	36 x 44 mm
Costo	18 soles	35 soles	60 soles

Además, ofrece una visualización monocromática, mejorando significativamente la diferenciación de datos y gráficos. Su interfaz I2C facilita una implementación rápida.

⁵³ Tomado de la hoja de datos del (0.96" OLED) <https://www.elecbee.com>, (2.42" OLED) <https://www.elecbee.com> y (1.5" OLED) <https://www.amazon.com/pulgadas-SSD1309>.

Aunque hay pantallas de menor costo, la combinación de resolución 128x128 y visualización de fondo negro y letras blancas de esta pantalla la distingue de las demás opciones, haciendo que valga la inversión adicional.

En la Tabla 4.4 se aprecia las características de la pantalla OLED 1.5" seleccionada que opera con un voltaje de 5V y está equipada con una interfaz I2C para la comunicación con el microprocesador. Además, cuenta con un peso ligero de 12 gramos y sus dimensiones compactas de 34.3x45.5x11.3 mm facilitando su integración en el diseño del electrogoniómetro y proporcionando una experiencia visual para los usuarios.

Tabla 4.4 - Características de la pantalla OLED⁵⁴

Descripción	Parámetro
Color del Display	Blanco
Tamaño de la Pantalla	1.5 pulgadas
Tipo de Pantalla	OLED
Controlador IC	SSD1327
Resolución	128x128 píxeles
Tamaño del PCB del Módulo	45.50x34.30 mm
Temperatura de Operación	-20°C~70°C
Voltaje de Operación	3.3V / 5V
Consumo de Energía	82.5mW
Peso Aproximado	12 gramos

En la Figura 4.3 se muestra la pantalla OLED de 1.5 pulgadas.

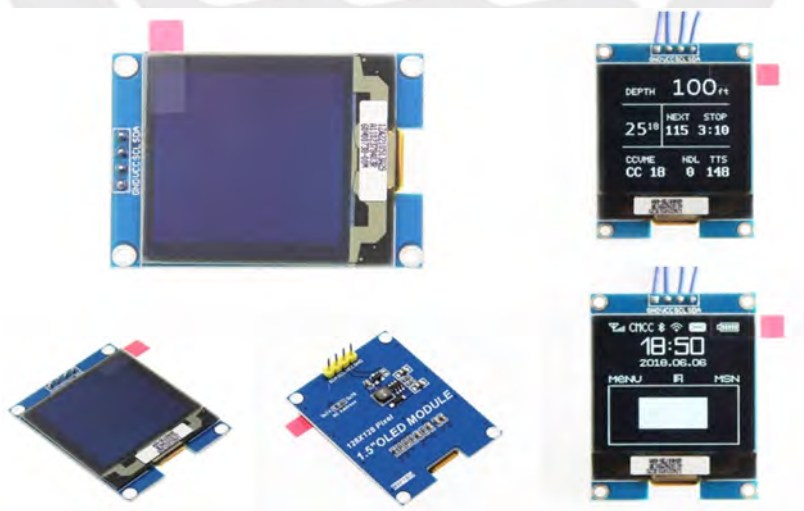


Figura 4.3 - Pantalla OLED 1.5"⁵⁴

⁵⁴ Tomado de http://www.lcdwiki.com/1.5inch_OLED_Module_SKU:MC01503 Fecha de consulta 20/06/2024.

4.2.3 Cargador de batería

En esta sección, se eligió un cargador de batería más adecuado tras evaluar criterios y compararlo con otros componentes similares, optando por el más apropiado.

Los criterios para seleccionar el cargador de batería incluyeron la capacidad de proporcionar una corriente de carga de 1A, ajustable mediante una resistencia, y una entrada USB Tipo C. Otros factores importantes fueron el tamaño compacto y el costo razonable del cargador.

En la selección del componente, se observan en la Tabla 4.5 las características de tres cargadores de batería, entre los cuales se destacó el cargador de batería TP4056 Tipo C (modelo HW-373 V1.1), como se ilustra en la Figura 4.4, debido a su capacidad para proporcionar una corriente de carga de 1A.

Tabla 4.5 - Cuadro comparativo entre 3 cargadores de batería.⁵⁵

Criterios/Cargadores de batería	TP4056 Tipo C (HW-373 V1.1)	HW-168 TP4056 Micro-USB	Cargador CN3065
Imagen			
Corriente de carga	1A (ajustable)	1A (fija)	<1000mA (máxima)
Tipo de entrada	USB Tipo C	Micro-USB	Panel Solar / Micro-USB
Indicadores LED	Rojo (cargando), Verde (completo)	Rojo (cargando), Verde (completo)	Rojo (cargando), Verde (completo)
Protección contra polaridad inversa	Sí	No	No
Voltaje de carga completa	4.2V	4.2V	4.2V
Dimensiones	33.5x23.5x4.5 mm	22x17x4.5 mm	40 x20 x4.5 mm
Peso	No especificado	1.6 gramos	No especificado
Costo	12 soles	8 soles	12 soles

La elección se fundamentó en la presencia de una entrada USB Tipo C, que representa una solución moderna para la conexión de alimentación. Además, la inclusión de indicadores LED que muestran el estado de carga (rojo durante la carga y verde al completarse).

⁵⁵ Tomado del data sheet de cada cargador <https://naylampmechatronics.com/baterias/194-modulo-hw-168-cargador-de-bateria-litio-tp4056-micro-usb.html> Fecha de consulta 23/06/2024

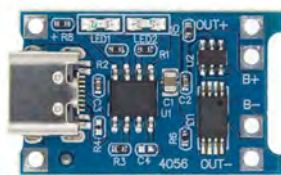


Figura 4.4 - TP4056 Cargador de Baterías Micro-USB 5V 1^{56a}

4.3 Selección de componentes secundarios

En esta sección el mercado local, no se encontró una amplia variedad de opciones disponibles para el modulo lector de memoria SD, elevador de voltaje, pulsadores y sensor de batería.

4.3.1 Modulo lector de memoria SD

La selección se basó en dos criterios. Primero, se requirió una capacidad de almacenamiento de al menos 8 GB para gestionar los datos generados durante las mediciones. Segundo, la tarjeta fuera compatible con la interfaz SPI para garantizar una comunicación la con el microprocesador del dispositivo, permitiendo una transferencia de datos con una velocidad de hasta 20 Mbps en lectura/escritura.

Puesto que, en el mercado local, no existe una gran variedad de lectores SD, por lo que la selección se basó en el módulo microSD. Como se detalla en la Tabla 4.6, Esta cuenta con la capacidad de integrarse fácilmente con el microprocesador del electrogoniómetro mediante una interfaz SPI⁵⁷.

Tabla 4.6 - Características de la Micro SD Card⁵⁸

Característica	Especificación
Capacidad de almacenamiento	8 GB
Interfaz de comunicación	SPI (Serial Peripheral Interface)
Velocidad máxima de lectura/escritura	Hasta 20 Mbps
Formato de archivo	FAT32
Potencia	200mW

⁵⁶ Tomado de <https://uelectronics.com/> Fecha de consulta 20/06/2024

⁵⁷ SPI (Serial Peripheral Interface) es un protocolo de comunicación serial ampliamente utilizado en sistemas embebidos para la transferencia rápida de datos entre microcontroladores y dispositivos periféricos.

⁵⁸ Tomado del data sheet Micro SD Card <https://assets.nexperia.com/documents/data-sheet/74LVC125A.pdf> Fecha de consulta 20/06/2024

Como se muestra en la Figura 4.5 cuenta con un alojamiento para tarjetas micro SD hasta 8GB y utiliza el chip MC74VHCT125A/74LVC125A para la conversión de voltaje lógico, permitiendo operar tanto a 3.3V como a 5V. Con dimensiones compactas de 42*24 mm.



Figura 4.5 - Modulo Micro SD Card⁵⁹

4.3.2 Elevador de voltaje

Se seleccionó el convertidor DC-DC Step-Up XL6009, como se muestra en la Figura 4.6 , para el electrogoniómetro debido a su capacidad para elevar el voltaje de entrada de 3.7V a 5V, necesario para la correcta alimentación de los sensores del dispositivo. Este módulo es ideal por su eficiente conversión y regulación de voltaje, además de su capacidad para manejar corrientes de hasta 2.5A, lo que asegura una alimentación estable en aplicaciones donde se requiere un voltaje superior proveniente de una fuente de voltaje más baja, como una batería de litio de 3.7V.



Figura 4.6 - Convertidor DC-DC Boost XL6009⁶⁰

⁵⁹ Tomado de <https://naylampmechatronics.com> Fecha de consulta 20/06/2024

⁶⁰ Tomado de <https://naylampmechatronics.com/conversores-dc-dc/125-convertidor-voltaje-dc-dc-step-up-2p5a-xl6009.html> Fecha de consulta 20/06/2024

La Tabla 4.7 se detalla las características del convertidor DC-DC Boost XL6009 contando con una potencia de salida de hasta 10W y dimensiones compactas de 43mm x 20mm x 14mm.

Tabla 4.7 - Características del convertidor DC-DC Boost60

Característica	Especificación
Convertidor DC-DC Boost	XL6009
Voltaje de entrada	3.7V a 32V DC
Voltaje de salida	7V a 35V DC
Voltaje de salida ajustable	Sí (Regulable por trimmer)
Potencia de salida	10W
Eficiencia de conversión	Hasta 94%
Dimensiones	43mm x 20mm x 14mm

4.3.3 Pulsadores e interruptor

El interruptor permite activar y desactivar el dispositivo, mientras que los pulsadores permiten seleccionar opciones dentro de la configuración del microprocesador. Los pulsadores se utilizan en una configuración pull-up, como se muestra en la Figura 4.7, donde la corriente fluye por el camino de menor resistencia. Cuando se pulsa el botón, la corriente fluirá desde la fuente hasta tierra, cambiando la señal de entrada al controlador a 0 voltios.

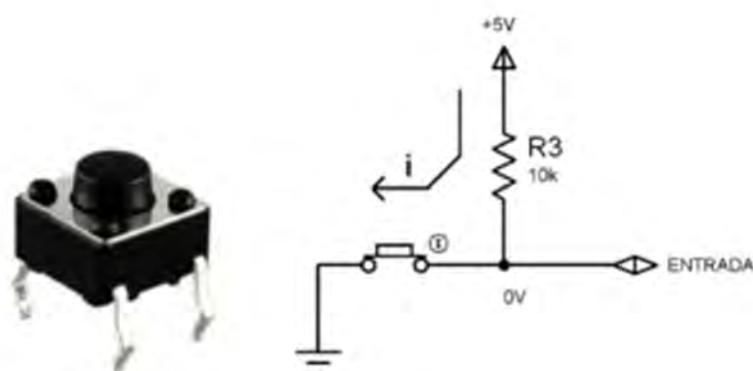


Figura 4.7 - Configuración pull down⁶¹

⁶¹ Tomado de https://naylampmechatronics.com/blog/39_resistencias-pull-up-y-pull-down.html Fecha de consulta 20/06/2024

La aplicación del electrogoniómetro, se requieren 3 pulsadores que estarán conectados directamente a los pines de interrupción del microprocesador. Estos permitirán ejecutar opciones como modo manual, Bluetooth y selector.



Figura 4.8 - Mini interruptor basculante

Por otro lado, el mini interruptor basculante permite desconectar y activar el dispositivo directamente desde la fuente de alimentación. Tiene una forma rectangular con relieve para empotrar en la caja de componentes electrónicos como se aprecia en la Figura 4.8, y su funcionamiento es tipo On/Off como corte de la alimentación en general.

4.3.4 Sensor de batería

Para la aplicación como sensor de la batería de 3.7V, utilizaremos un divisor de tensión. Este circuito recibe el nombre de 'divisor de voltaje' por la manera en que opera ya que la configuración típica consiste en dos resistores en serie, donde nuestro objetivo es relacionar el voltaje de salida V_{out} con el voltaje de entrada V_{in} como se muestra en la Figura 4.9.

$$V_{out} = V_{in} \cdot R_2 / (R_1 + R_2) \quad (4.1)$$

La Ecuación 4.1 muestra que el voltaje de salida (V_{out}) es una fracción del voltaje de entrada V_{in} , determinada por la relación de los resistores R_1 y R_2 . Esta relación implica que V_{out} siempre será menor que V_{in} y una escala proporcional directa del voltaje de entrada. Al integrarlo con un convertidor analógico-digital del microprocesador, se pueden conocer los niveles de la batería.

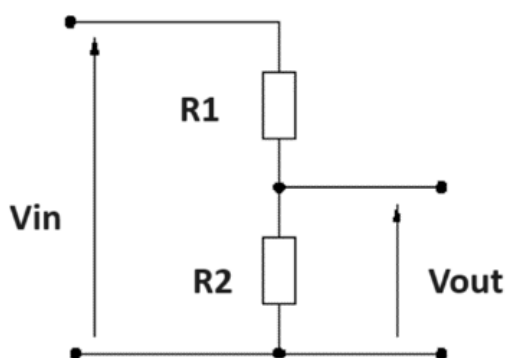


Figura 4.9 - Esquema de un divisor de tensión.



4.4 Selección de componentes centrales

En esta sección se seleccionó el microprocesador y la batería teniendo en cuenta los componentes seleccionados en las secciones 4.1, 4.2 y 4.3, como el número de pines y el consumo eléctrico, respectivamente.

4.4.1 Controlador

La selección del microprocesador se basó en los componentes previamente elegidos en las secciones 4.2 y 4.3, considerando especialmente la cantidad de pines necesarios para la implementación. En la Tabla 4.8 se presenta una comparación entre dos sistemas en un chip (SoC) con características similares.

Tabla 4.8 - Cuadro comparativo entre sistemas on chip (SoC)

Característica	Raspberry Pi Pico	ESP32 Dev Kit C
Imagen		
Microcontrolador	RP2040 (doble núcleo ARM Cortex-M0+)	ESP32 (Xtensa® single-dual-core 32-bits LX6)
Velocidad de reloj	133 MHz	80 MHz - 240 MHz
Memoria Flash	2 MB	4 MB
SRAM	264 kB	512 kB
Voltaje de operación	3.3 V	3.3 V
Pines GPIO	26	34
Conectividad	Micro-USB B	Micro USB C
Funciones adicionales	Puerto SWD (Serial Wire Debug)	Bluetooth, WiFi
Precio	300 soles	40 Soles
Facilidad de uso	Fácil	Moderada
Idioma de programación	C/C++, MicroPython	Arduino C++, C/C++
Aplicaciones	Desarrollo general, electrónica, aprendizaje	IoT, domótica, robótica

Con base en la Tabla 4.9, se determinó que se requieren al menos 10 pines para gestionar los pulsadores, la memoria microSD, la pantalla OLED y los sensores, además de la necesidad de contar con un módulo Bluetooth integrado.

Tabla 4.9 - Cantidad de pines requeridos

Función	Cantidad de Pines	Comunicación
Pulsadores	3	Interrupciones
Módulo de Memoria Micro SD	2	SPI
Pantalla OLED	2	I2C
Sensor de Voltaje de Batería	1	Entrada (ADC)
Sensores de efecto Hall	2	Entrada (ADC)
Total de pines:	10	

Se optó por el sistema en un chip SP32 ya que cuenta con 38 pines multifunción de acuerdo con la Tabla 4.10, ofrecía suficiente flexibilidad para integrar estos componentes sin problemas de asignación de pines. Además, como se detalla en Tabla 4.10, esta alternativa cuenta con conectividad Bluetooth integrada facilitando la comunicación del sistema con otros dispositivos.

Tabla 4.10 - Características del microprocesador DevKitC v4 SP3262

Característica	Descripción
Microprocesador	Tensilica Xtensa LX6 de doble núcleo a 240 MHz
Memoria	520 KB SRAM, 4 MB Flash (ampliable con tarjeta microSD)
Conectividad	Wi-Fi 802.11 b/g/n, Bluetooth 4.2 BR/EDR y BLE
Periféricos	16 canales ADC de 12 bits, 2 DAC de 8 bits, 3 UARTs, 4 SPI, 2 I2C, PWM
Consumo de energía	Modo activo: < 100 mA
Voltaje de alimentación	3.3 V
Temperatura de operación	-40°C a 80°C
Dimensiones	58 mm x 33 mm

También cuenta con modo de bajo consumo llamado 'Modo de Suspensión'. En este modo, el procesador se detiene temporalmente y solo se mantienen activos ciertos periféricos seleccionados, como el RTC (Reloj en Tiempo Real). Esto permite reducir el consumo de energía, mientras el sistema sigue siendo capaz de despertar rápidamente para manejar

⁶² Tomado del data sheet SP32 https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32d_esp32-wroom-32u_datasheet_en.pdf Fecha de consulta 20/06/2024

eventos específicos. En modo activo, el consumo es menor a 100 mA, lo cual lo hace ideal para el diseño de un electrogoniómetro de bajo consumo.

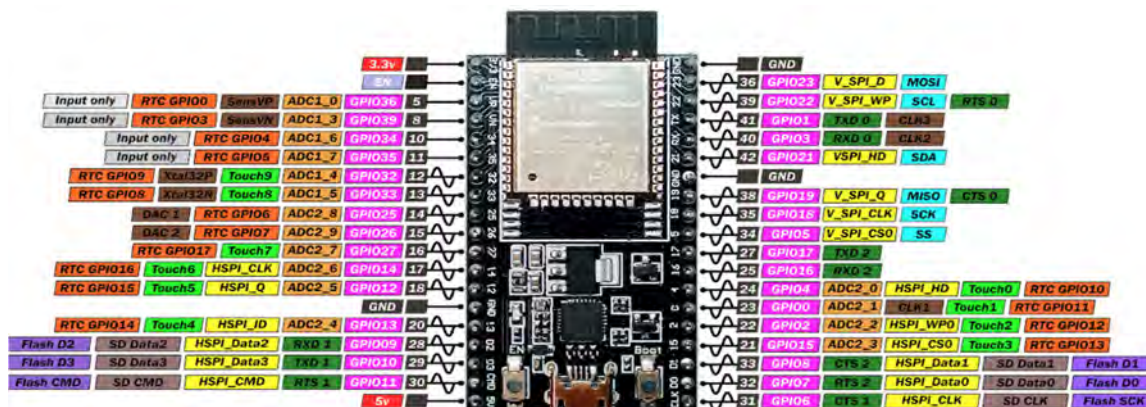


Figura 4.10 - Vista de los pines de SP32

La Figura 4.10 del microcontrolador SP32 proporciona una representación visual de la disposición de los pines, simplificando significativamente el diseño y la conexión ordenada de periféricos. Esta visualización es complementada por la Tabla 4.11, que detalla las funciones y cantidades de cada grupo de pines, abarcando aspectos como alimentación, comunicaciones UART y SPI, entradas analógicas ADC, cubriendo los requisitos de la cantidad de pines del dispositivo. Con base en la Tabla 4.9Figura 4.9, se determinó que se requieren al menos 10 pines para gestionar los pulsadores, la memoria microSD, la pantalla OLED y los sensores, además de la necesidad de contar con un módulo Bluetooth integrado.

Tabla 4.11 - Pines del microprocesador DevKitC v4 SP32

Función	Cantidad	Pines	Descripción
Alimentación	4	3.3V, 5V, EN, VBAT, GND	Pines para alimentación del microcontrolador
Reinicio	1	RST	Pin para reiniciar el microcontrolador
E/S Multifunción	18	IO0 - IO17	Pines de E/S multifunción (GPIO, UART, SPI, I2C, etc.)
UART	4	RX, TX, CTS, RTS	Pines para comunicación serial UART
SPI	4	D0 - D3, CLK, CMD	Pines para comunicación SPI
ADC	18	ADC0 - ADC17	Pines de entrada analógica para el Convertidor Analógico-Digital (ADC)
Interrupciones	18	GPIO0 - GPIO17	Pines de E/S multifunción que también pueden usarse para interrupciones
Otros	18	GPIO0 - GPIO17, LED	Pines de E/S multifunción adicionales y pin de salida LED

4.4.2 Batería

La batería del electrogoniómetro fue seleccionada teniendo en cuenta el consumo eléctrico de cada componente visto en las secciones anteriores como se detalla en la Tabla 4.12.





Tabla 4.12 - Cuadro de consumo del dispositivo

Componente	Cantidad	Consumo máximo (mW)	Tiempo de operación(Hr)	Energía (mWh)
Sensores de efecto hall	2	40	1	40
Módulo de Memoria SD	1	200	1	200
Pantalla OLED	1	80	1	80
Elevador de voltaje	1	10	1	10
Microprocesador SP32	1	330	1	330
			Total (mWh)	660

La suma del consumo energético de todos los componentes, bajo un tiempo de operación de una hora, resultó en un total de 660 mWh. Con un voltaje de 3.7V, la corriente es de 200mAh.

El mercado del batería de litio es limitado en cuanto a modelos compactos, se selección al que provee mayor corriente como se muestra en la Tabla 4.13.

Tabla 4.13 - Cuadro comparativo entre baterías de ion-litio 3.7V Compactas.

Característica	IL-522040	IL-602030	IL-902540	Pack de batería SKT 603450
Imagen				
Capacidad	450 mAh	300 mAh	720 mAh	3000mAh
Voltaje	3.7 V	3.7 V	3.7 V	3.7 V
Química	Ion de litio	Ion de litio	Ion de litio	Ion de litio
Precio	S/ 10.70	S/ 8.80	S/ 15.00	S/ 75.00

Por consiguiente, se calculó la duración de la batería de litio de 3.7v de 3000mAh teniendo en cuenta el consumo de energía del electrogoniómetro de 200mAh.

$$Duracion = \frac{Capacidad\ de\ la\ bateria(mAh)}{Consumo\ de\ energia\ (mAh)} \quad (4.2)$$

Por lo tanto, al sustituir en la ecuación 4.2, la batería de litio duraría aproximadamente 15 horas antes de necesitar una recarga de acuerdo a la Figura 4.11



Figura 4.11 - batería litio SKT 603450⁶³

4.5 Protocolos de comunicación

Puesto que se realizó una integración de varios componentes, el microprocesador envía data al periférico por medio de un protocolo de comunicación.

Por ejemplo, como se muestra en la Figura 4.12, la comunicación con el módulo de la memoria SD se realizó por medio de SPI⁶⁴ (Serial Peripheral Interface), un protocolo de comunicación serial sincrónica que utiliza cuatro pines: SCK (Serial Clock), MOSI (Master Out Slave In), MISO (Master In Slave Out) y SS (Slave Select).

Sin embargo, la pantalla OLED utilizó I2C⁶⁵ (Inter-Integrated Circuit), un protocolo de comunicación serial sincrónica que emplea dos pines: SCL (Serial Clock Line) y SDA (Serial Data Line) para la comunicación entre el dispositivo y el microprocesador.

Por otro lado, las señales de los sensores eran señales análogas que, por medio del conversor Analógico-Digital (ADC), se tomaron como medidas discretas para muestrear las señales y convertirlas en valores digitales.

⁶³ Imagen tomada de <https://silicio.mx/paquete-de-bateria-de-iones-de-polimero-de-litio-3a> fecha de consulta 8/12/2024

⁶⁴ **SPI (Serial Peripheral Interface)**: Un protocolo de comunicación serial sincrónica que utiliza cuatro pines principales: SCK (Serial Clock), MOSI (Master Out Slave In), MISO (Master In Slave Out), y SS (Slave Select) para la transferencia de datos entre un microcontrolador y periféricos.

⁶⁵ **I2C (Inter-Integrated Circuit)**: Un protocolo de comunicación serial sincrónica que utiliza dos pines principales: SCL (Serial Clock Line) y SDA (Serial Data Line) para la transferencia de datos entre un maestro y múltiples dispositivos esclavos en un bus compartido.

Finalmente, empleando el protocolo del módulo Bluetooth del microprocesador, se envían los datos del rango articular a la CPU del especialista de salud para el análisis del rango articular del paciente.

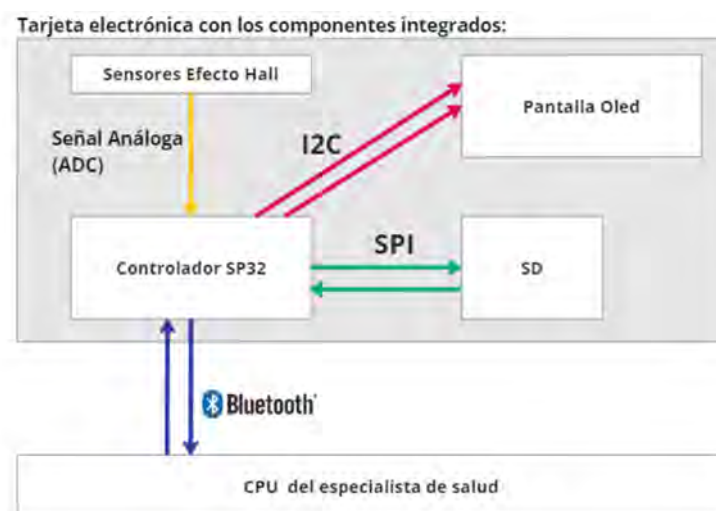


Figura 4.12 - Protocolo de comunicación

4.6 Diseño de circuito impreso y esquemáticos electrónicos

La Placa de Circuito Impreso (PCI) para el electrogoniómetro está conformado por una PCI Principal (Placa Principal) y una PCI para los pulsadores como se muestra en la Figura 4.13 y Figura 4.14.

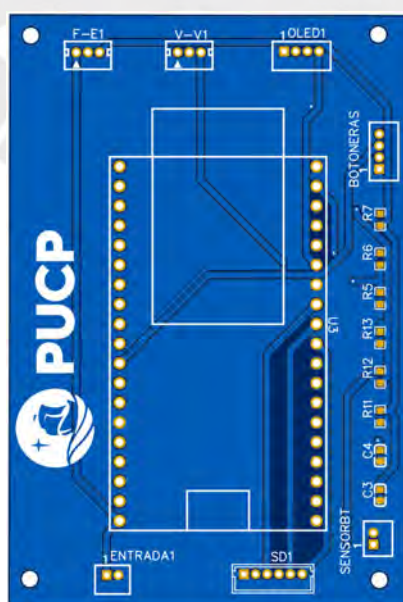


Figura 4.13 - Placa de Circuito Impreso Principal (Placa Principal)

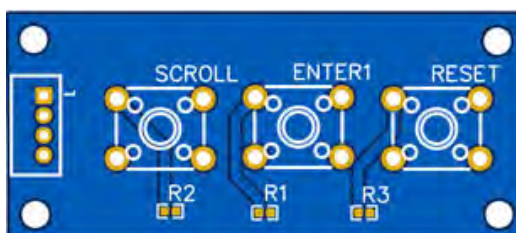


Figura 4.14 - Placa de Circuito Impreso para pulsadores

Puesto que ambos están montados de forma distinta en la carcasa del electrogoniómetro, la Placa Principal se apoya en la base de la caja de los componentes electrónicos descritos en el capítulo 3, mientras que la placa de circuito impreso de los pulsadores va en la tapa superior para que el usuario pueda interactuar con el dispositivo. En caso de fallos debido a que son elementos electromecánicos, se pueden reemplazar en lugar de tener que cambiar toda la tarjeta. En el Anexo J se adjuntó el diagrama electrónico completo, que se detalla a continuación:

En la Figura 4.15 es la representación esquemática del sistema en un chip (SoC), con los pines asignados a cada uno de los componentes electrónicos según su protocolo de comunicación, tal como se explicó en la Sección 4.5. Asimismo, en la Figura 4.16 se muestra la pantalla OLED, que cuenta con 4 pines: SDA, SCL, VCC y GND. Los dos primeros se utilizaron para la comunicación con el microprocesador a través del protocolo I2C, mientras que los otros dos se emplearon para la alimentación de 5V y tierra.

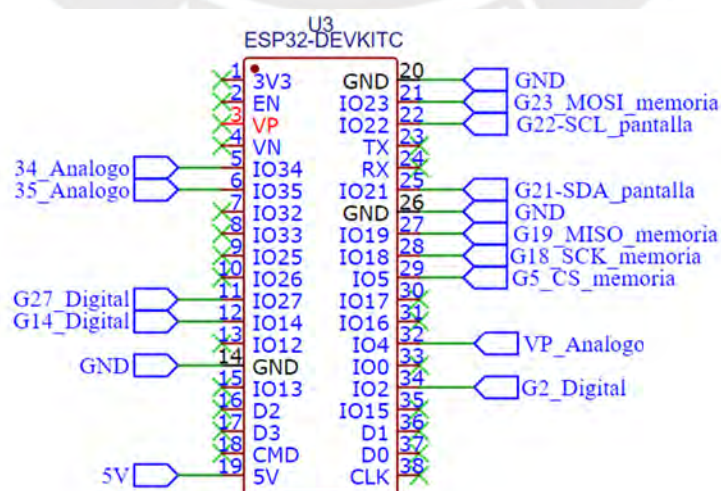


Figura 4.15 - Diagrama esquemático del ESP32 con etiquetas de asignación de pines

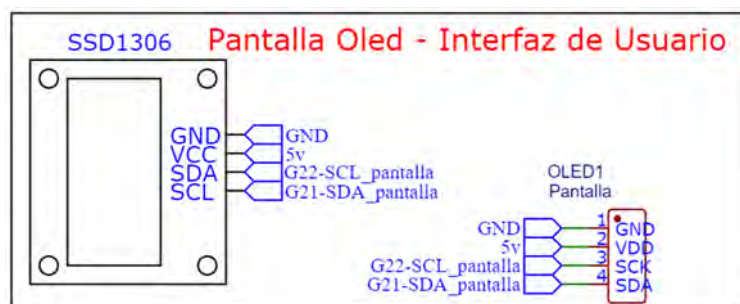


Figura 4.16 - Diagrama esquemático de la pantalla OLED con etiquetas de asignación de pines

Los sensores de efecto Hall se instalan a la altura del rango articular de la rodilla, lo que requiere de un cable de extensión y un conector tipo JST XH para transmitir la señal hasta la Placa Principal. En la Figura 4.17 se muestra un filtro pasa bajo, compuesto por condensadores de 10 μF y resistencias de 10 $\text{k}\Omega$, diseñado para reducir el ruido ambiental en cada sensor de posición. Además, se integró un divisor de tensión de 4.7 $\text{k}\Omega$ y 10 $\text{k}\Omega$ para que la señal de 0 a 5 voltios, proveniente del sensor, se redujera a un rango medible por el SoC. En la Figura 4.18 se muestra al conector tipo JST XH, el cual permite un desmontaje ágil y eficiente de los módulos, sensores y demás componentes.

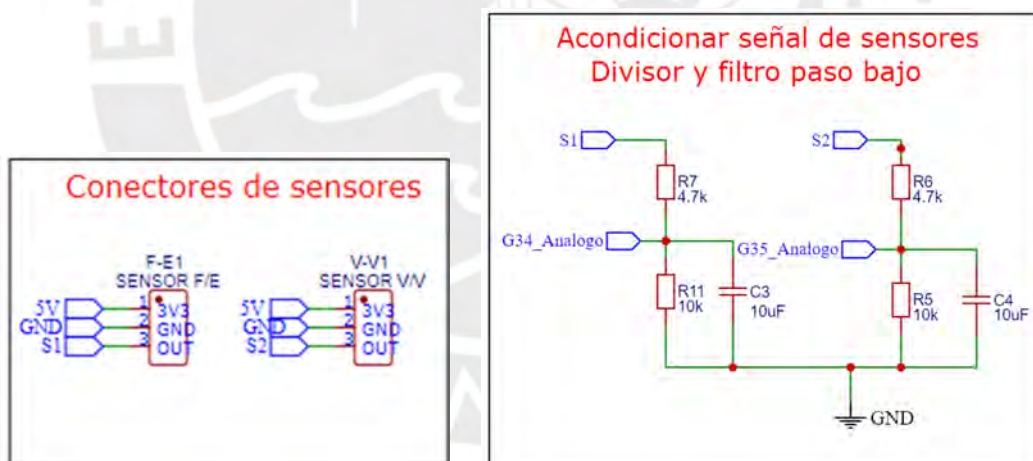


Figura 4.17- Diagrama esquemático de los sensores de efecto Hall con asignación de pines y filtro pasa bajo. Los pines asignados se muestran a la izquierda, mientras que a la derecha se detallan los filtros pasa bajo.



Figura 4.18 - Conectores JST XH

Este filtro deja pasar señales de baja frecuencia y atenúa las de frecuencias altas. Después de filtrarse, la señal se envía a los pines 34 y 35 del microprocesador, donde se convierte de analógica a digital mediante el convertidor integrado del chip con una frecuencia de muestreo de 10 Hz a 100 Hz. Para determinar la frecuencia de corte adecuada para el filtro pasa bajo, se realizó un análisis basado en la naturaleza de la señal del sensor como la medida del rango articular. El sensor 858-6127V1A180L.5FS es un sensor de posición de efecto Hall sin contacto. Tiene una resolución alta, lo que implica que puede detectar pequeños cambios en la posición. El sensor tiene una salida de voltaje típica de 0.25 Vdc a 4.75 Vdc con una carga de salida típica de 10 k Ω .

Dado que se trata de un sensor de posición las variaciones de la señal sean relativamente lentas, especialmente si está midiendo la posición de la extremidad donde la posición no cambia rápidamente. En ese sentido, la mayor parte de la señal útil se encuentra en frecuencias bajas, ya que los cambios en la posición no ocurren a alta velocidad. El ruido que queremos filtrar generalmente se manifiesta en frecuencias más altas.

Se estimó la frecuencia de corte de 10 Hz a 50 Hz suele ser suficiente para eliminar la mayoría del ruido de alta frecuencia sin afectar la señal útil de un sensor de posición como este y se calculó de componentes para un filtro pasa bajo siendo la frecuencia de Corte (f) de 20 Hz, la resistencia (R) 10K ω y para seleccionar la Capacitancia (C) se utilizó la Ecuación 4.3 resultando en 10uF .

$$c = \frac{1}{2\pi Rf} \quad (4.3)$$

Entonces, se considera que un filtro pasa bajo con una frecuencia de corte de 20 Hz, usando una resistencia de 10 k Ω , y un condensador de 10uF para reducir el ruido de alta frecuencia sin afectar la señal útil del sensor. Además, en la interconexión de los módulos también se hará utilizando conectores JST XH (Figura 4.18).

El divisor de tensión empleado para medir el voltaje de la batería de 3.7V, está compuesto por dos resistencias de 30 k Ω y 7.5 k Ω . Estas resistencias dividen el voltaje de manera

proporcional, enviando el voltaje reducido al pin analógico VP, como se muestra en la Figura 4.19. Desde este pin, la señal es procesada por un convertidor analógico-digital integrado en el microprocesador, el cual convierte la señal en un porcentaje que refleja el estado de carga de la batería.

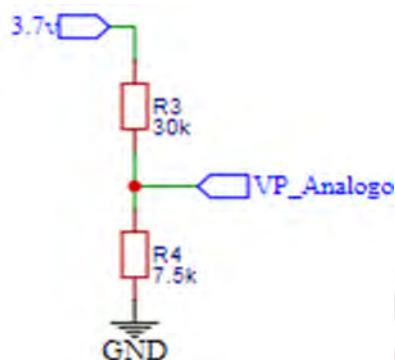


Figura 4.19 - Diagrama esquemático del divisor de tensión

Por otro lado, en el esquema de la Figura 4.20 se muestran tres pulsadores conectados a diferentes pines digitales (G14, G27, y G2) del microcontrolador. Estos pulsadores están configurados con una resistencia pull-down, ya que los pulsadores están conectados a GND, lo que implica que, al no estar presionados, los pines digitales se mantendrían en un estado bajo (0V). Este tipo de configuración asegura que, cuando un pulsador no está presionado, el pin asociado estará en un estado lógico bajo. Cuando se presiona el pulsador, el pin digital se conecta al voltaje de alimentación, cambiando a un estado lógico alto.

Diagrama de pulsadores

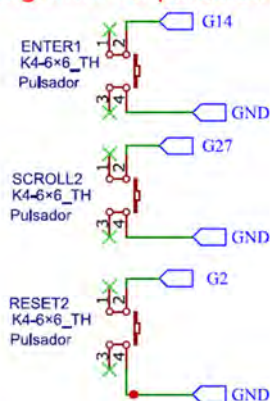


Figura 4.20 - Diagrama esquemático de los pulsadores.

4.7 Boceto de los componentes integrados

En la Figura 4.21 se muestra la integración entre la placa de circuito impreso principal y el microprocesador, soldados en la parte central. Además, se observan periféricos como pulsadores montados en su propia placa de circuito impreso, la cual será instalada en la tapa superior de la caja que contiene los componentes mecánicos, junto con el interruptor y la pantalla OLED. Los sensores de efecto Hall, montados en el mecanismo, enviarán sus señales directamente a la Placa Principal, al igual que la batería, el cargador de batería, el módulo elevador de voltaje y el módulo SD.

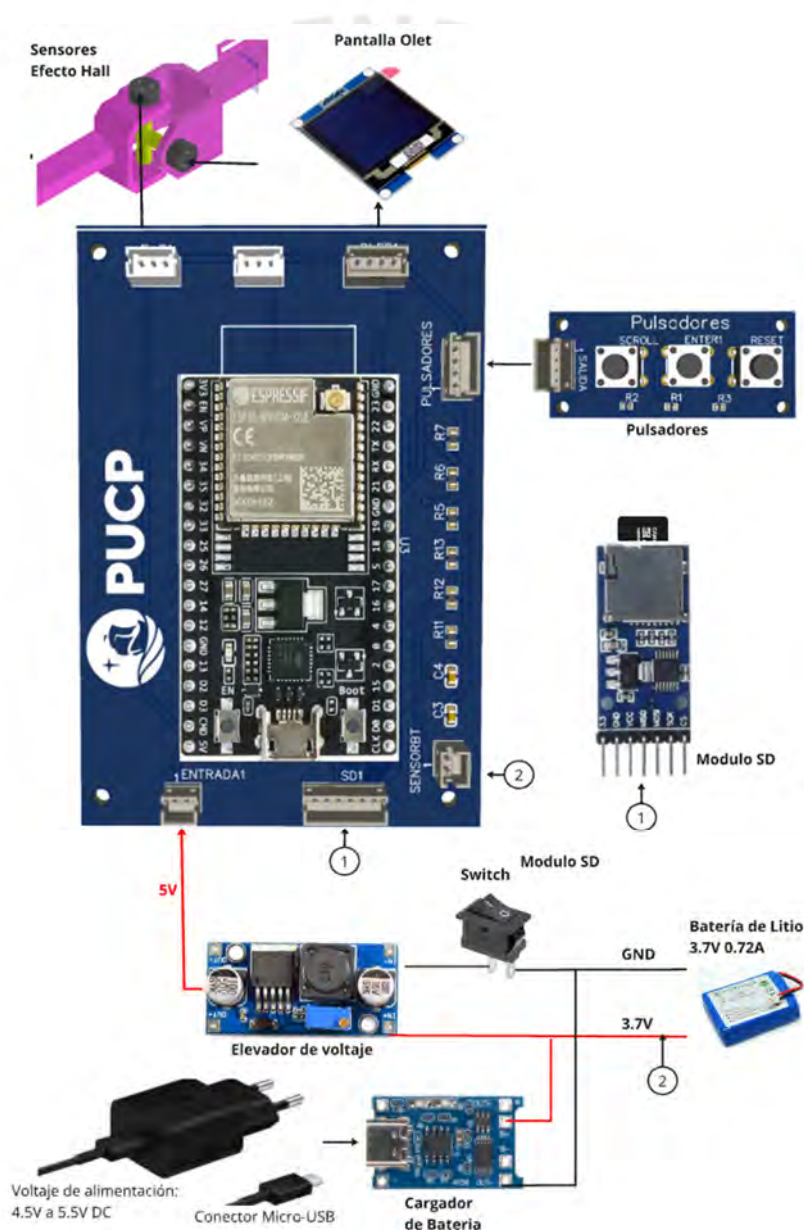


Figura 4.21 - Esquema de conexión de componentes electrónicos con la placa de circuito impreso.

CAPITULO 5

DESARROLLO DEL ALGORITMO E INTERFAZ DE USUARIO

El presente capítulo aborda la implementación de un sistema para la medición y visualización de rangos articulares mediante un electrogoniómetro, en modos manual e inalámbrico. Se describe las funcionalidades de la interfaz de usuario que permiten medir y almacenar datos articulares, calibrar el dispositivo y conectarse de forma remota vía Bluetooth para transmitir datos en tiempo real a un equipo de escritorio. Se incluyen diagramas de flujo que ilustran las modalidades de operación y la secuencia de uso del dispositivo. Además, se detalla el desarrollo de la interfaz gráfica que facilita la visualización de los ángulos medidos y su almacenamiento en un archivo Excel, ofreciendo una herramienta intuitiva para el monitoreo y análisis de los movimientos articulares del paciente.

5.1 Consideraciones previas

Se consideró lo indicado en la Sección 2.1, respecto a los requisitos de la interfaz de usuario, tanto para el modo manual como para la visualización de datos del rango articular en distintas modalidades.

En primer lugar, el modo manual permite al especialista de salud medir directamente el rango de movimiento de la articulación, obteniendo valores de flexión o extensión, así como de valgo o varo, de manera similar a un goniómetro convencional. Además, se implementaron

funciones adicionales, como el almacenamiento de las medidas articulares y la calibración del electrogoniómetro a cero para iniciar la toma de datos.

Asimismo, se añadió la función de conexión inalámbrica, que permite al dispositivo conectarse de forma remota a otro dispositivo, y enviar datos de manera continua a un equipo que cuenta con un aplicativo desarrollado específicamente para el electrogoniómetro.

La interfaz de usuario desarrollada facilita la visualización del rango articular medido y del ángulo resultante, considerando tanto las desviaciones articulares como las medidas articulares registradas.

5.2 Diagramas de flujo de la modalidad de operación del dispositivo

En esta sección, se presentan los diagramas de flujo que describen las modalidades de operación del electrogoniómetro, permitiendo a los usuarios utilizar el dispositivo en modo manual o de forma inalámbrica a través de Bluetooth. Estos diagramas son esenciales para comprender las interacciones entre el usuario y el dispositivo, así como las funcionalidades disponibles en cada modo.

5.2.1 Diagrama de flujo para el modo manual

El Diagrama de flujo del modo manual, de la Figura 5.1, muestra los pasos necesarios para que el usuario realice mediciones del rango articular utilizando el electrogoniómetro, como un goniómetro convencional con mayores funcionalidades. Al encender el dispositivo, se presenta una pantalla de inicio, desde la cual se accede al menú principal. En el menú principal, el usuario puede seleccionar el "Modo Manual", lo que lo llevará a la pantalla de "Medida del Rango Articular".

En esta pantalla, el dispositivo permite medir el rango de movimiento de la articulación y proporciona dos funciones adicionales: "Calibrar", que permite al usuario ajustar el dispositivo antes de realizar la medición, y "Guardar", que almacena las mediciones en la memoria SD del dispositivo. Después de guardar los datos, se confirma que los datos han sido almacenados exitosamente, y el usuario tiene la opción de volver al menú principal.

En el menú principal también se cuenta con el modo inalámbrico del dispositivo, el cual está diseñado para facilitar la conectividad con una computadora de escritorio mediante Bluetooth. Al seleccionar el "Modo Inalámbrico" desde el menú principal, el usuario accede a la función de "Conectividad Inalámbrica Bluetooth". Esta función permite al dispositivo emparejarse a un dispositivo de escritorio mediante una interfaz de usuario elaborado específicamente para el electrogoniómetro, facilitando la transmisión de datos en tiempo real.

Una vez establecida la conexión, los datos del rango articular se transmiten de forma continua, lo que permite un monitoreo remoto efectivo. El usuario también tiene la opción de finalizar la conexión y volver al menú principal, desde donde puede optar por cambiar de modo o apagar el dispositivo. En cualquier punto del proceso, el usuario puede optar por reiniciar el dispositivo utilizando la opción de "Reiniciar". Esta función es accesible desde cualquier pantalla y devuelve al usuario a la pantalla de inicio, asegurando que el dispositivo esté listo para ser utilizado nuevamente. El reinicio es útil para resolver posibles errores o para comenzar nuevas sesiones de medición con las configuraciones predeterminadas del sistema.

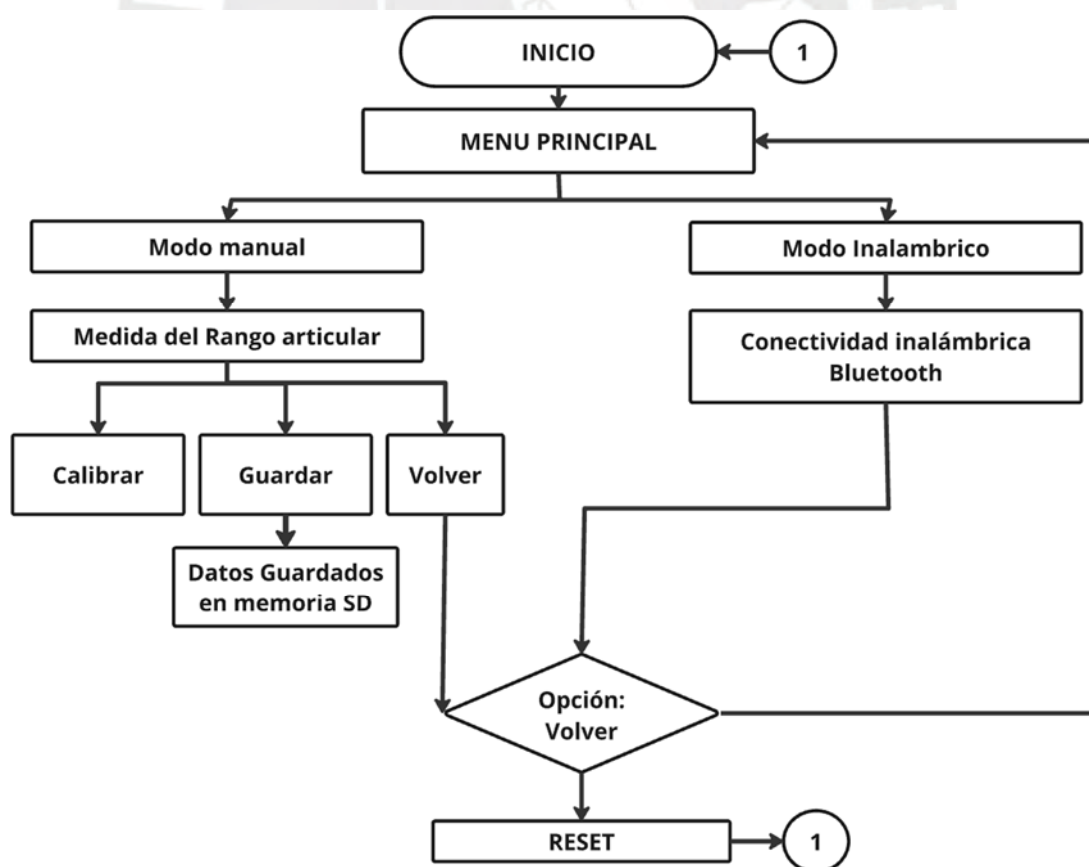


Figura 5.1- Diagrama de flujo del modo manual.

5.2.2 Diagrama de Flujo del interfaz de usuario

En el desarrollo del sistema de adquisición y visualización de datos en una PC de escritorio para el electrogoniómetro, se implementó una interfaz de usuario. Mediante un diagrama de flujo que organiza y describe el proceso de captura y análisis de los ángulos de flexión/extensión y genu varo/valgo, como se muestra en la Figura 5.2 El diagrama comienza con la liberación de los puertos ocupados para garantizar una conexión con el dispositivo.

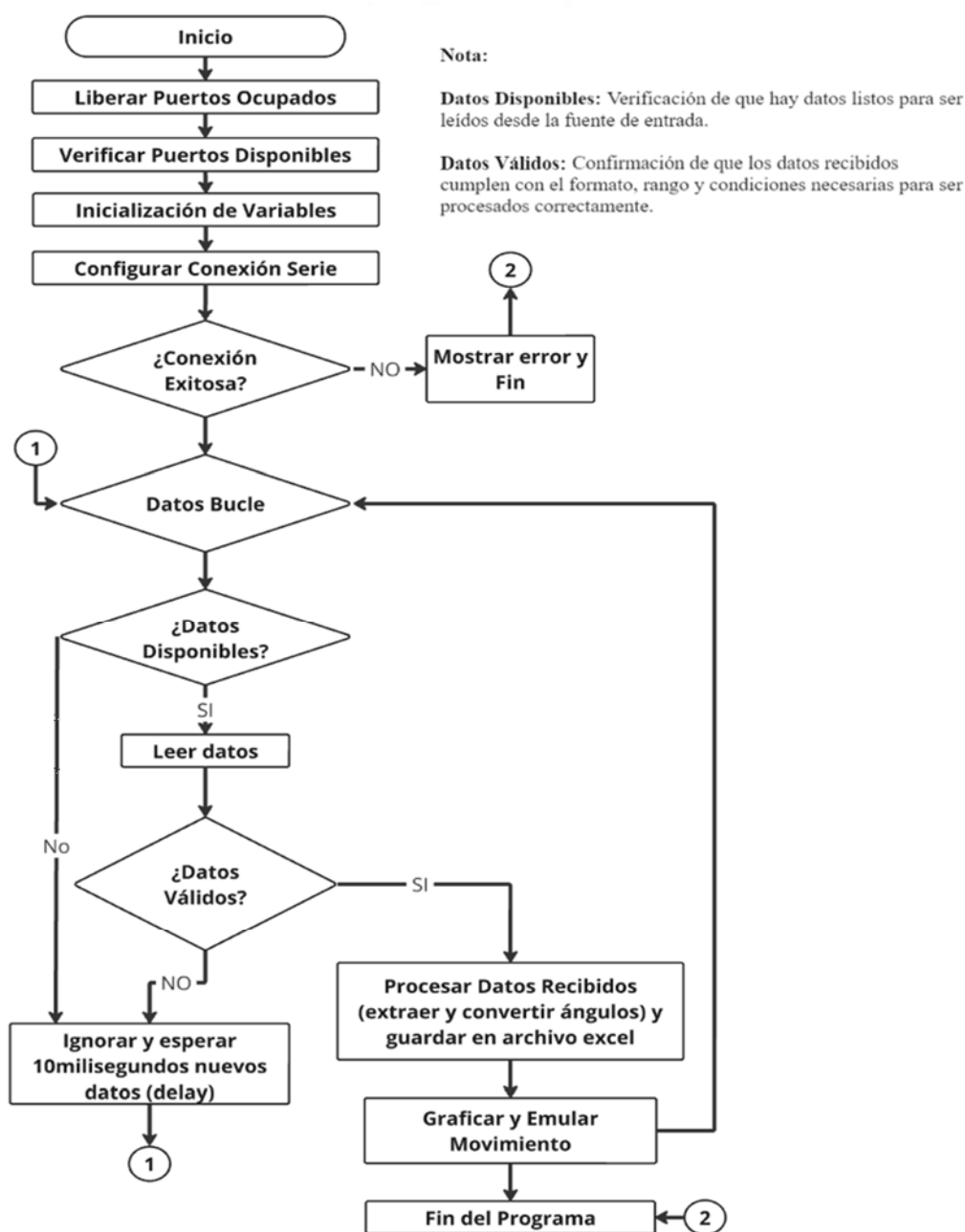


Figura 5.2– Diagrama de flujo de la interfaz de usuario.

Posteriormente, se verifica la disponibilidad de los puertos seriales y se procede a la inicialización de las variables necesarias para el almacenamiento y visualización de datos. La conexión con el puerto serial se configura y, en caso de éxito, se inicia un bucle principal que procesa los datos de manera continua. Si los datos están disponibles, el sistema los lee y los procesa extrayendo los ángulos relevantes y validando su integridad. En caso de que los datos no sean válidos, el programa los ignora y espera nuevos datos con un retraso de 10 milisegundos antes de continuar con el proceso. Los datos válidos se almacenan en un archivo Excel denominado “datos_rodilla.xlsx”, permitiendo que el especialista los analice posteriormente en una computadora de escritorio mediante la dispersión de datos y la representación gráfica de los ángulos. Además, se emula el movimiento de la rodilla mediante gráficos que muestran la flexión/extensión y la desviación de la rodilla en vista frontal. Este proceso se repite de forma continua hasta la finalización del programa, lo que facilita la captura y visualización efectiva de los ángulos para el análisis y evaluación del movimiento articular.

5.3 Interfaz gráfica del modo manual

En la Figura 5.3 se ilustra la secuencia de ejecución del código desarrollado utilizando el software libre Arduino IDE⁶⁶ para el ESP32. El código completo se detalla en el Anexo F.

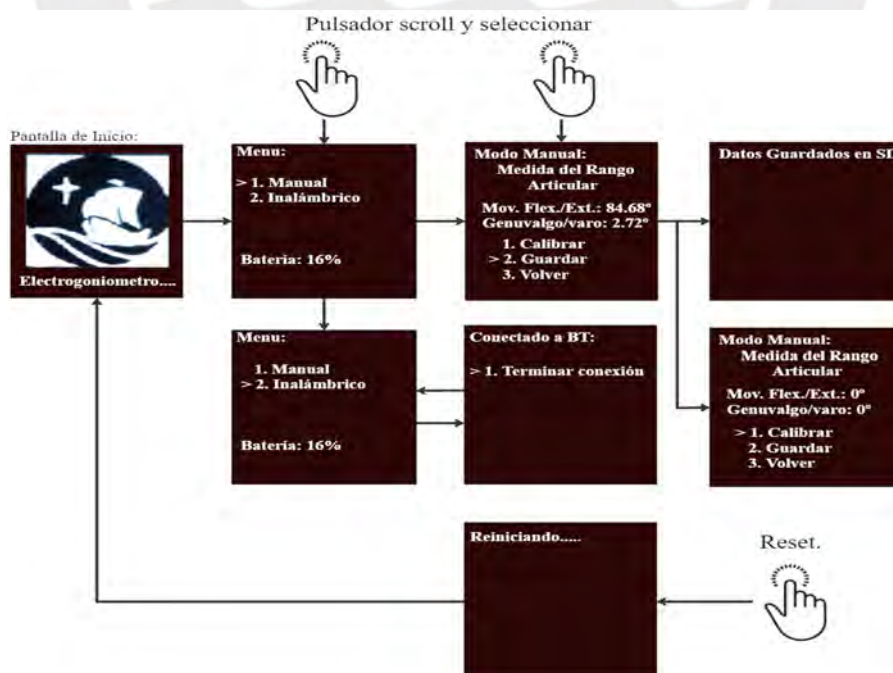


Figura 5.3 - Diagrama de secuencia de operación en la pantalla del electrogoniómetro.

⁶⁶ Datos tomados de <https://www.arduino.cc/en/software> Fecha de consulta 29/08/2024

El resultado inicial en la pantalla OLED muestra el logo de la universidad junto con un subtítulo en la parte inferior, que presenta puntos suspensivos para indicar que el programa está en proceso de inicialización. Al inicializar el sistema, se muestra el menú principal, que presenta dos opciones: "Manual" e "Inalámbrico", así como el porcentaje de carga de la batería, para navegar se hace uso de un pulsador que facilita el desplazamiento vertical entre las opciones dadas y la selección mediante otro pulsador mediante interrupciones.

Cuando se selecciona el modo "Manual", se puede visualizar el ángulo de flexión y extensión con dos puntos decimales, así como la desviación articular genu varo y valgo. El ángulo de flexión/extensión tiene un rango de medida de 0 a 180°, y la desviación comienza en 0 grados, mostrando valores positivos para el valgo y negativos para el varo como se muestra en la Figura 5.4.



Figura 5.4 - Signo +/- para cada condición articular⁶⁷.

Una vez que el especialista de salud posiciona el dispositivo y determina la medida requerida, puede proceder a guardar los datos. Estos se almacenan en una memoria microSD en un archivo de texto generado por el programa. El menú también permite calibrar la posición a 0 para iniciar la toma de datos y ofrece la opción de volver al menú principal.

En la opción "Inalámbrico" del menú principal, se puede iniciar la conexión Bluetooth y finalizarla, con la posibilidad de regresar al menú principal. Finalmente, se cuenta con una

⁶⁷ Imagen tomada de <https://www.orthopediatrica.es/patologias/genu-valgo-varo/> Fecha de consulta 29/08/2024

interrupción mediante hardware que permite, en cualquier ventana, reiniciar el programa del dispositivo, facilitando la depuración o el inicio de una nueva toma de datos.

5.4 Interfaz gráfica del modo inalámbrico

Primero se elaboró un programa en MATLAB⁶⁸ que permite la comunicación por Bluetooth mediante una interfaz gráfica, la cual permite graficar en tiempo real el rango articular para cada grado de libertad. El programa elaborado se adjunta en el Anexo G y su funcionamiento se describe en el diagrama de flujo de la Sección 5.2.2. Esta interfaz cuenta con tres gráficas y dos emulaciones de la rodilla en dos vistas principales: frontal y lateral. Una vez posicionado el dispositivo, se puede iniciar la conectividad para emparejar el electrogoniómetro con la computadora, todo mediante una interfaz gráfica.

En la

Figura 5.5 se muestra la etapa inicial del desarrollo del programa, donde se logra la comunicación mediante Bluetooth. En esta etapa, se grafica la medida articular versus el tiempo para el ángulo de flexión/extensión, el ángulo de la desviación articular valgo/varo, y una tercera gráfica que muestra el ángulo resultante⁶⁹ de ambas medidas articulares.

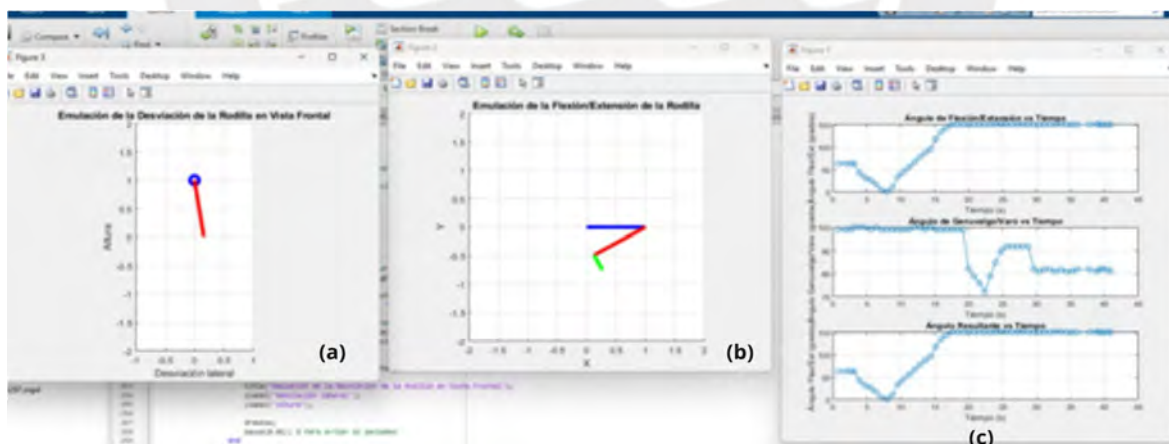


Figura 5.5 - Primera etapa de desarrollo de la interfaz gráfica para la comunicación entre el electrogoniómetro y la computadora: (a) vista frontal de una representación gráfica de la pantorrilla, (b) vista lateral de una representación gráfica del muslo de color azul y pantorrilla de color rojo, y (c) medidas articulares registradas.

⁶⁸ MATLAB es una plataforma de programación y cálculo numérico utilizada por millones de ingenieros y científicos para analizar datos, desarrollar algoritmos y crear modelos. <https://la.mathworks.com/products/matlab.html> Fecha de consulta 29/08/2024

⁶⁹ El ángulo resultante es la medida combinada del rango total de movimiento articular, calculado a partir de la combinación de las rotaciones asociadas a los ángulos de flexión/extensión y genu valgo/varo, representadas en un sistema de coordenadas ortogonales mediante matrices de rotación.

El ángulo resultante en un sistema de coordenadas ortogonales se determina mediante una representación basada en rotaciones. En este contexto, como se muestra en la Figura 5.6, los ángulos individuales se representan mediante matrices de rotación que operan en los planos correspondientes, transformando un vector base unitario para describir los movimientos articulares de flexión/extensión y genu valgo/varo en el espacio tridimensional.

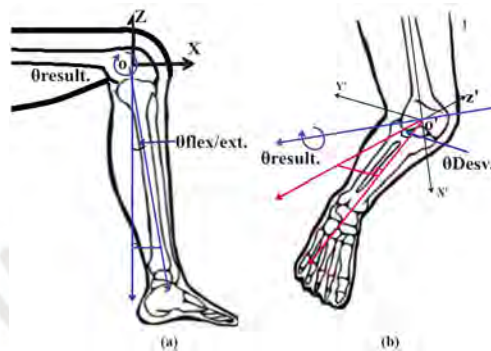


Figura 5.6-Representación vectorial de los ángulos de rotación de flexión/extensión (a) y genu valgo/varo (b).

El ángulo flexión/extensión $\theta_{flex/ext.}$ presenta una rotación en el plano XZ alrededor del eje Y. La matriz de rotación ($R_{flex/ext}$) en Y se muestra en la Ecuación 5.1.

$$R_{flexion/extension} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{\theta_{flex/ext.}}) & 0 & \sin(\theta_{\theta_{flex/ext.}}) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta_{\theta_{flex/ext.}}) & 0 & \cos(\theta_{\theta_{flex/ext.}}) \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

El ángulo de desviación articular θ_{desv} describe una rotación en el plano YZ alrededor del eje X. La matriz de rotación ($R_{desv.}$) en X se mostrado en la Ecuación 5.2:

$$R_{desv.} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_{desv}) & -\sin(\theta_{desv}) \\ 0 & \sin(\theta_{desv}) & \cos(\theta_{desv}) \end{bmatrix} \quad (5.2)$$

La rotación resultante ($R_{resultante}$) de combinar ambos movimientos se obtiene mediante la multiplicación de las matrices de rotación. Dado que las rotaciones no son conmutativas, se deben aplicar en el orden correspondiente. En este caso como se muestra en la Ecuación 5.3:

$$R_{resultante} = R_{flexion} \cdot R_{desv.} \quad (5.3)$$

Para determinar la posición final después de ambas rotaciones, se aplica la matriz de rotación resultante ($R_{resultante}$) un vector unitario (v_{base}), donde $v_{base} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$ está alineado con el eje Z, como se describe en la Ecuación 5.4:

$$V_{resultante} = R_{resultante} \cdot v_{base} \quad (5.4)$$

El ángulo resultante $\theta_{resultante}$ se define como el ángulo entre el vector $V_{resultante}$ y el eje Z, donde $\hat{z} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$ es el vector unitario del eje Z y esto se calcula utilizando el producto escalar y la norma de los vectores como de muestra en la Ecuación 5.5:

$$\theta_{resultante} = \arccos\left(\frac{V_{resultante} \cdot \hat{z}}{\|V_{resultante}\| \cdot \|\hat{z}\|}\right) \quad (5.5)$$

Por otro lado, en lo que se refiere a la interfaz gráfica, se desarrolló una aplicación para la interfaz de usuario del electrogoniómetro, diseñada para ofrecer flexibilidad al especialista de salud en la aplicación del dispositivo, así como para facilitar la comunicación con equipos portátiles, como laptops. El diseño de la interfaz se realizó con Appdesigner de MATLAB.

El diseño de la interfaz se basó en la teoría del color para garantizar que los tonos seleccionados fueran agradables a la vista y armonizaran con la presentación general del aplicativo, mejorando así la experiencia del usuario. Se utilizaron el color azul y el verde lima; sin embargo, estos colores se pueden personalizar a requerimiento del especialista.

La interfaz del aplicativo se organiza en tres columnas, como se aprecia en la Figura 5.7. La primera columna proporciona una emulación del rango articular de la rodilla, mostrando dos vistas: una lateral para la flexión y extensión, y una frontal para la visualización del valgo y varo. En la columna central, se presentan gráficos que representan la articulación de la rodilla en ambos ejes, permitiendo una visualización clara de los movimientos articulares.

La columna derecha está dividida en tres secciones: la primera permite ingresar datos del paciente, como nombre, edad y sexo; la segunda ofrece un instructivo de funcionamiento para que el especialista se adapte rápidamente a la aplicación y resuelva dudas sobre su uso; y la

tercera incluye una lista desplegable de puertos COM disponibles para facilitar la comunicación, así como dos botones de encendido y apagado para el control del dispositivo. Como se detalla en la Sección 5.2.2, sobre el funcionamiento de la interfaz de usuario, al finalizar la toma de datos, estos se almacenan en un archivo Excel, como se muestra en la Figura 5.8.

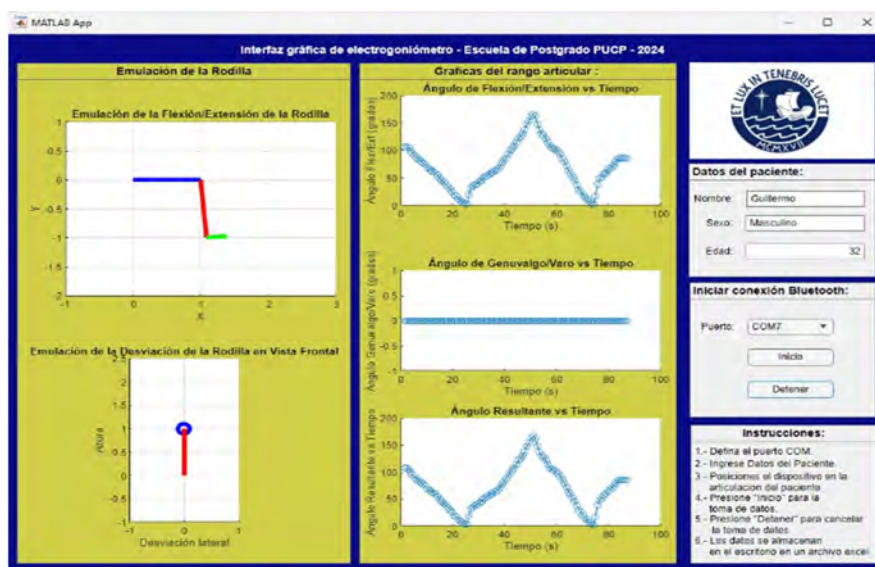


Figura 5.7 - Aplicativo para la Interfaz gráfica para la comunicación entre el electrogoniómetro y la computadora.

Nombre	Edad	Sexo	tiempo	Flexion/extension	Valgo/varo	Ángulo Resultante
Guillermo	5	Masculino				
			3.3412015	85	0	85
			4.1326328	85	0	85
			4.9229672	85	0	85

Figura 5.8 - Presentación de los datos almacenados en un archivo excel.

El desarrollo del aplicativo se realizó mediante App Designer⁷⁰, permitiendo crear un programa portátil que funciona de manera independiente de MATLAB sin perder sus prestaciones. La Figura 5.9 muestra el proceso de configuración, donde se definieron los datos del desarrollador, el resumen del proyecto, el logotipo de inicio y el código fuente. Tras la compilación, la aplicación se generó como un archivo ejecutable, eliminando la dependencia de MATLAB. El programa generado tiene un tamaño de 7.3 MB (7345 KB),

⁷⁰ App Designer :Programación orientada a objetos <https://es.mathworks.com/products/matlab/app-designer.html> fecha de consulta 2024-08-31.

lo cual es portátil para su almacenamiento en un dispositivo USB⁷¹ o para su envío por correo electrónico.

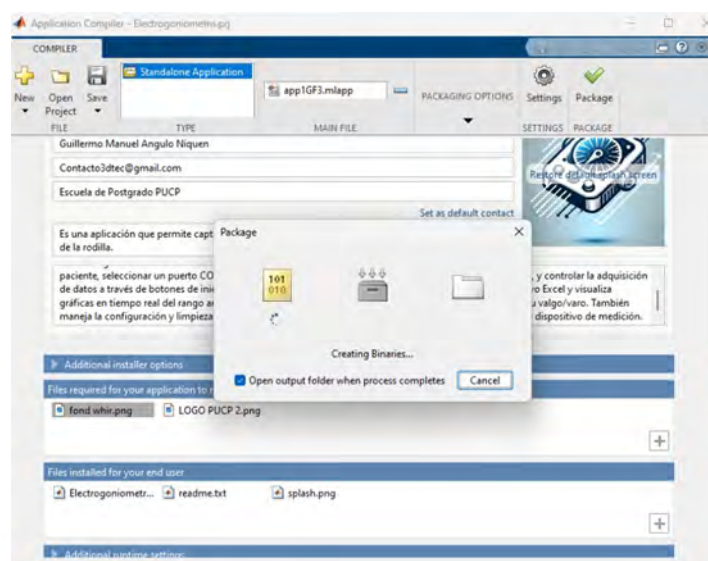


Figura 5.9 - Creación del aplicativo

Al ejecutar el programa, se inicia una secuencia que guía al usuario desde el icono del archivo ejecutable hasta la interfaz final de la aplicación, como se ilustra en la Figura 5.10. Se observa primero el icono del programa (1), seguido del icono de inicio (2) que muestra la pantalla de carga, y finalmente la interfaz de usuario (3). Esta interfaz permite acceder a las funcionalidades principales del aplicativo, incluyendo la emulación gráfica y la captura de datos del electrogoniómetro, asegurando una experiencia de uso intuitiva y eficiente para el especialista de salud.

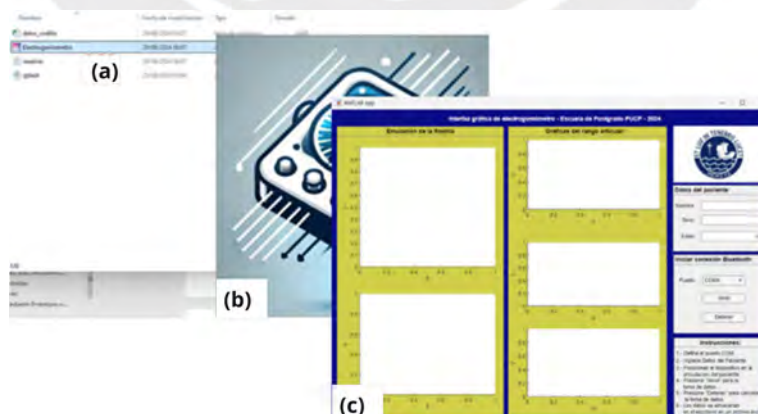


Figura 5.10 - Secuencia de ejecución de la interfaz (a) icono del programa, (b) Icono de inicio; (c) Interfaz de usuario.

⁷¹ Un dispositivo USB es un pequeño dispositivo de almacenamiento portátil que se conecta al puerto USB de una computadora, utilizado para transferir y respaldar datos tomado de <https://www.kingston.com> fecha de consulta 08/09/2024.

CAPITULO 6

INTEGRACIÓN Y VALIDACIÓN DEL ELECTROGONIOMETRO

Este capítulo detalla la integración y fabricación del electrogoniómetro, cubriendo tanto los aspectos mecánicos como electrónicos del diseño. Se describe la disposición y fijación de los componentes clave, como la Placa Principal, la pantalla OLED y los pulsadores, y la fabricación de los elementos mecánicos mediante impresión 3D. Se aborda la manufactura de los bujes de bronce, que reducen el desgaste por fricción, y se incluye la evaluación y calibración de los sensores para validar su desempeño. También se detallan las pruebas de validación del sistema electrónico en protoboard, la integración del prototipo completo y una evaluación comparativa con un goniómetro convencional, concluyendo con la presentación de planos detallados, proporcionando una visión integral del desarrollo y viabilidad del dispositivo.

6.1 Integración digital del diseño mecánico y electrónico

En función de lo desarrollado en los Capítulos 3 y 4 sobre el diseño mecánico y electrónico, se procedió a la integración de los componentes electrónicos y la fijación correspondiente, tal como se muestra en la Figura 6.1.

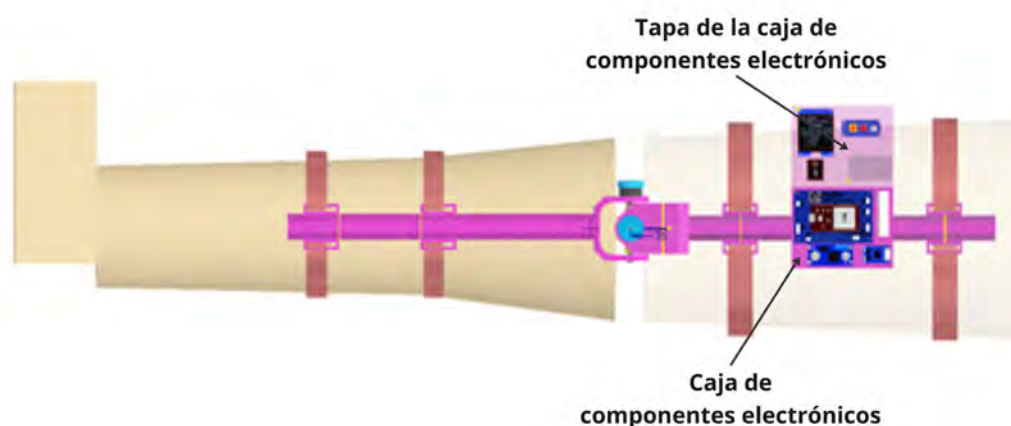


Figura 6.1 - Integración mecánico electrónico del electrogoniómetro

La integración de la estructura mecánica del electrogoniómetro con la tarjeta electrónica principal y los componentes electrónicos se muestra en la Figura 6.2 . En esta configuración, se instalaron en la cubierta de la caja de los componentes electrónicos los pulsadores de control, la pantalla OLED para la visualización de datos, el interruptor de encendido/apagado y un módulo de lectura de tarjetas SD para el almacenamiento de información. Esta disposición permite un acceso sencillo a los controles y facilita la interacción del usuario con el dispositivo, optimizando la operación y la gestión de los datos recopilados.

En el interior de la caja de componentes electrónicos se alojan los principales elementos del sistema: la tarjeta electrónica principal con el microcontrolador, la batería, el módulo de carga y el elevador de voltaje.

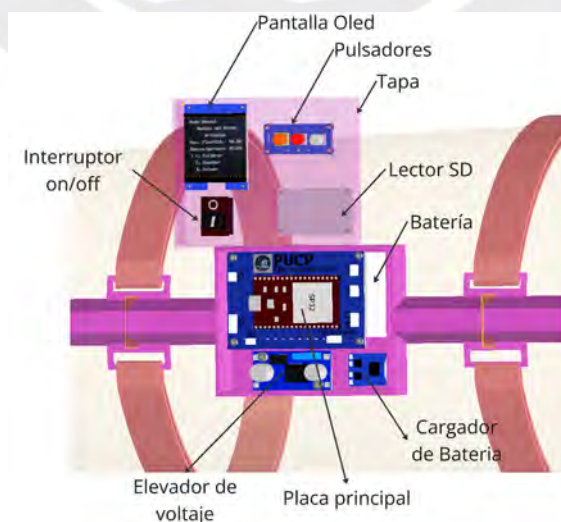


Figura 6.2 - Ubicación de los componentes electrónicos en la base del electrogoniómetro

La Figura 6.3 muestra la integración de la carcasa, que incorpora los puntos de apoyo, los orificios para la pantalla OLED, las ranuras para la inserción de la memoria SD, las señales de los sensores y el conector micro USB para carga. Los componentes electrónicos se fijan sobre bloques de apoyo de 3x3x5 mm (ancho x largo x alto), con un agujero central de 2 mm, y se aseguran mediante pernos autorroscantes de $\text{Ø}2 \times 5$ mm de acero al carbono galvanizado.

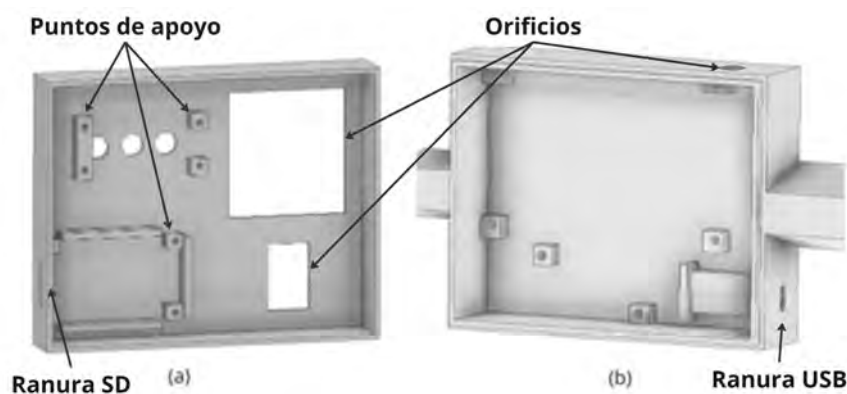


Figura 6.3 - Diseño de los soportes internos para componentes electrónicos - (a) Vista de la tapa de la caja
(b) Vista de la base de la caja

6.2 Impresión 3D de los componentes mecánicos:

En la impresión en 3D se utilizó filamento PLA, tal como se definió en la Sección 3.3. Se empleó una impresora 3D Creality, cuyas especificaciones técnicas incluyen un volumen de impresión de 22 x 22 x 24 cm y una velocidad máxima de impresión de 500 mm/s. La plataforma de impresión utilizada fue Creality Print 5.1⁷².

Los soportes inferior y superior, junto con la cruceta, fueron fabricados mediante impresión 3D. Dado que las dimensiones de los soportes superaban el tamaño de la base de impresión disponible, tanto el soporte inferior como el superior se dividieron en dos secciones. Estas secciones se imprimieron de manera independiente y se ensamblaron posteriormente mediante adhesivo de contacto. Para aumentar la resistencia de la unión y ampliar el área de contacto, se utilizó un empalme traslapado en lugar de juntas a tope, como se ilustra en la Figura 6.4.

⁷² Creality Print es un software de corte FDM autodesarrollado por Creality. Es una herramienta práctica y fácil de usar que permite el control remoto y la supervisión de impresoras 3D, así como la impresión directa desde la computadora. Tomado de <https://www.creality.com/pages/download-software> Fecha de consulta 08/09/2024.

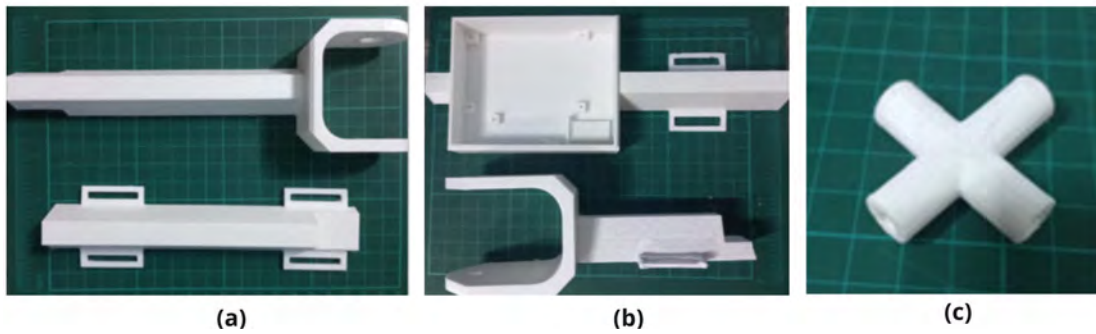


Figura 6.4 - Impresión 3D de (a) la parte inferior, (b) la parte superior del electrogoniómetro, y (c) la cruceta.

En consecuencia, las partes impresas en 3D fueron unidas con adhesivo de contacto para garantizar la alineación y la solidez de las uniones, como se muestra en la Figura 6.5.

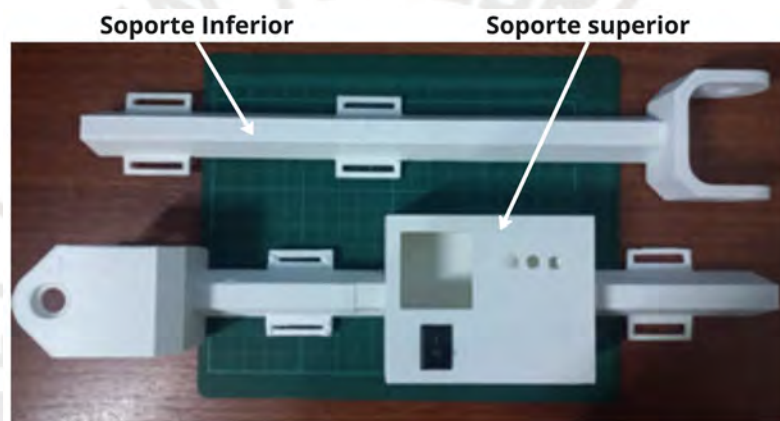


Figura 6.5 - Vista de los partes superior e inferior de los soportes terminados impresos en 3D.

En la Figura 6.6 se presentan las tapas diseñadas específicamente para los sensores. Las tapas fueron elaboradas con fines estéticos para evitar que las conexiones eléctricas quedaran expuestas. Además, cuentan con una muesca que permite el paso del cable para el envío de datos.



Figura 6.6 - Tapas posteriores de los sensores

6.3 Manufactura de bocinas de bronce

Las bocinas son parte de la articulación de dos grados de libertad; alojan los sensores, actúan como cojinetes y minimizan el desgaste por fricción en los ejes de rotación. Están fabricadas en bronce, como se detalla en la Sección 3.5. Cada sensor utiliza una bocina, y se emplean dos bocinas adicionales para los pernos de fijación, tal como se muestra en la Figura 6.7.

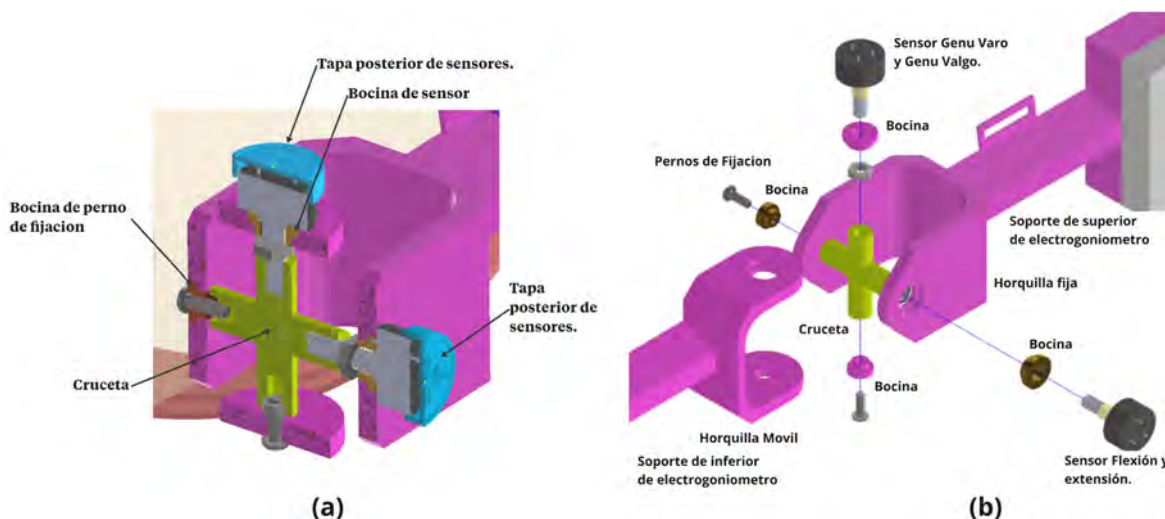


Figura 6.7 - Bocinas de sensores y pernos de fijación: (a) Vista de corte transversal de la articulación de dos grados de libertad, (b) Vista en explosión de los componentes de la articulación.

Como se muestra en la Figura 6.8 las bocinas se fabricaron a partir de una barra de bronce de $\varnothing 25.4 \times 60$ mm, seleccionada con excedente para facilitar su sujeción en el mandril (Chuck⁷³) del torno. El mecanizado se llevó a cabo en un torno convencional de $\varnothing 6'' \times 1$ m mediante arranque de viruta. El proceso incluyó refrentado inicial, perforación, cilindrado exterior, corte y refrentado final.

Además, en la Figura 6.8 se observan las distintas etapas del proceso de mecanizado de las bocinas. La imagen (a) muestra la perforación inicial en el centro de la pieza para establecer la guía del cilindrado. En (b), se aprecia el proceso de cilindrado exterior, donde se ajusta el diámetro final de las bocinas. La imagen (c) ilustra el corte de la pieza en la longitud deseada, seguido del refrentado final para asegurar superficies planas y paralelas. En (d), se presentan las bocinas acabadas, listas para su montaje. Finalmente, la imagen (f) muestra las bocinas junto a la pieza de acoplamiento impresa en 3D.

⁷³ El chuck se utiliza para sujetar con precisión la pieza de trabajo durante operaciones de torneado en el torno o en accesorios de indexación para fresado, tomado de <https://www.yamazen.com.mx> Fecha de consulta 08/09/2024.

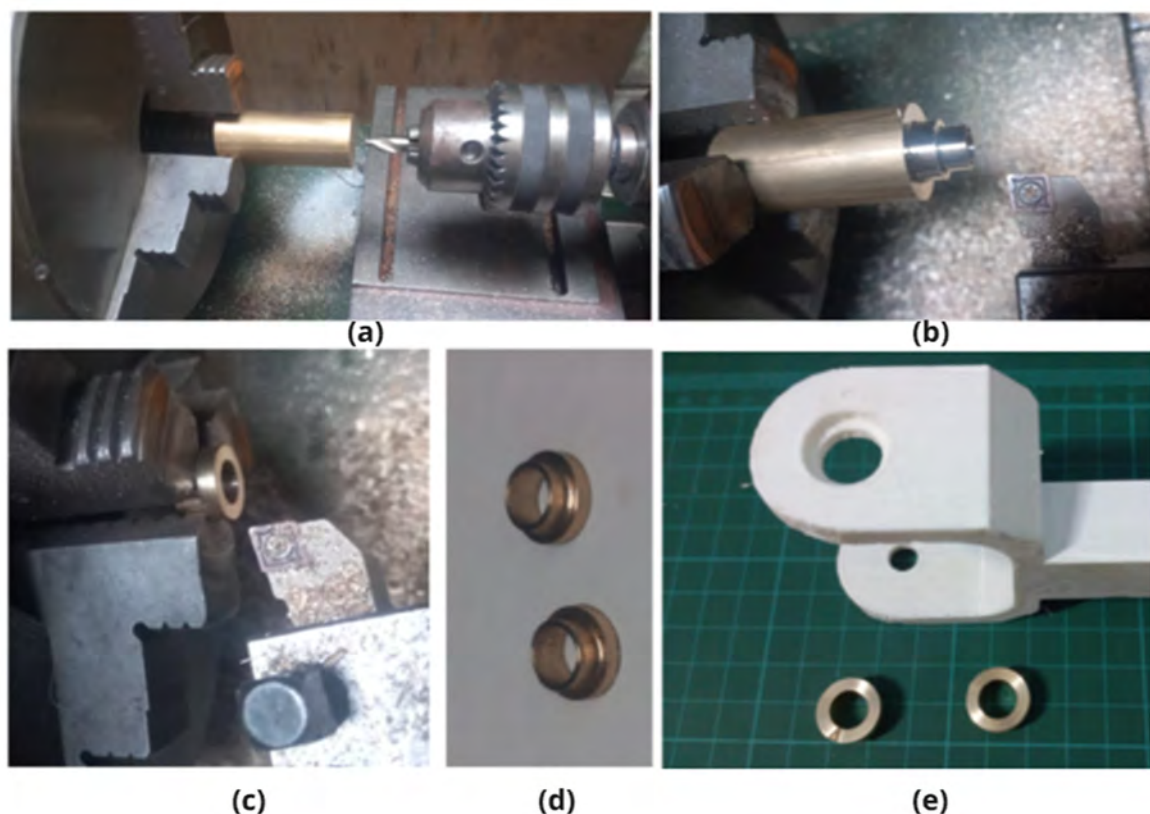


Figura 6.8 - Proceso de manufactura para la fabricación de bocinas de apoyo “bocinas”: (a) punto de centro, (b) cilindrado exterior, (c) refrentado, (d) acabado, y (e) presentación en soporte de fijación.

6.4 Validación de circuitos electrónicos y calibración de sensores

En esta sección se presentará la evaluación y calibración de los sensores y la validación de los circuitos electrónicos del sistema. Se mostrarán los resultados de las pruebas realizadas y se comprobará que la integración de los componentes cumpla con lo establecido en el diseño electrónico.

a) Validación de los circuitos electrónicos

Se llevó a cabo la validación de los circuitos electrónicos utilizando el banco de pruebas mostrado en la Figura 6.9, y se comprobó el correcto funcionamiento del diagrama electrónico presentado en el Anexo J. Esta integración permitió asegurar la operatividad del sistema y la interacción adecuada entre sus componentes.

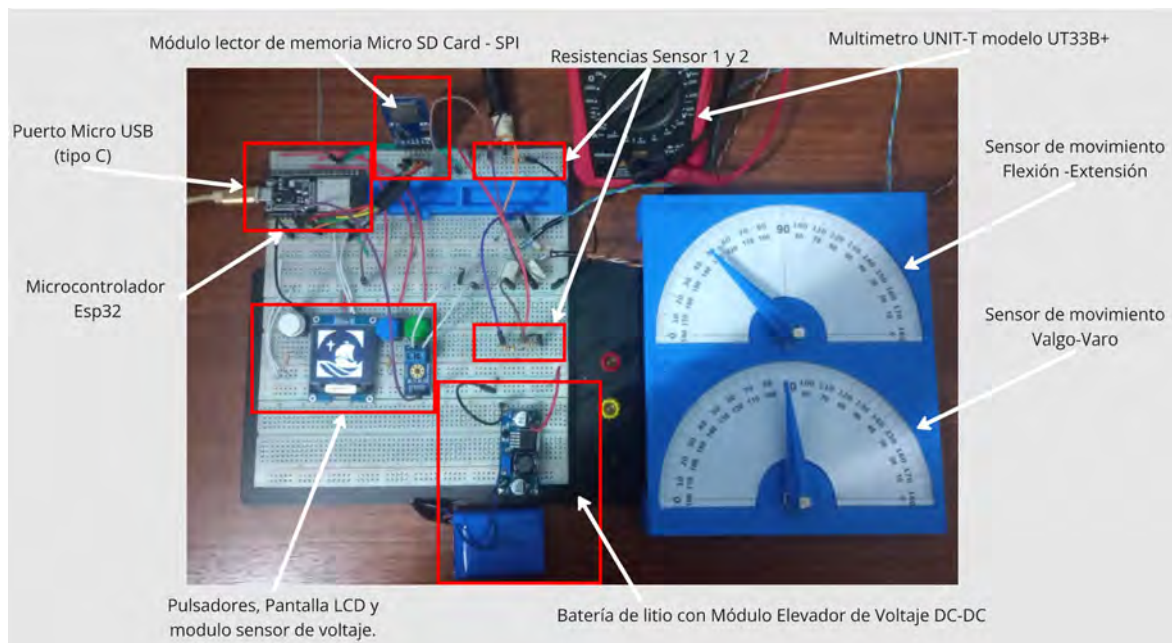


Figura 6.9 - Banco de pruebas del circuito electrónico y sensores

b) Calibración de sensores:

La calibración de los sensores se realizó utilizando un banco de pruebas, como se muestra en la Figura 6.9. El banco de pruebas consta de un multímetro UNI-T modelo UT33B+, utilizado para medir señales; un circuito electrónico montado en un *proto-board*; y dos goniómetros diseñados en 3D, que permitieron evaluar la linealidad y las características mecánicas de los sensores.

Se llevaron a cabo mediciones desde 0° hasta 180° en intervalos de 10° , realizando tres series de toma de datos a través del puerto serial, y de forma manual utilizando un multímetro analógico para medir el voltaje. Los valores obtenidos en ambas modalidades fueron promediados, como se muestra en la Tabla 6.1.

Asimismo, la Figura 6.10 muestra la relación entre el ángulo (en grados) y el voltaje medido (en voltios), tanto con el puerto serial como de forma manual con un multímetro. Los datos correspondientes a los promedios de voltajes medidos por el puerto serial se representan con puntos azules, mientras que los promedios de los voltajes medidos manualmente se muestran con puntos rojos.

Tabla 6.1 - Voltajes de entrada obtenidos del sensor de efecto Hall Serie 6120 mediante el puerto serial y de forma manual mediante multímetro.

Ángulo (°)	Voltaje Test 1 (Serial)	Voltaje Test 2 (Serial)	Voltaje Test 3 (Serial)	Promedio Voltajes (Serial)	Voltaje Test 1 (Multímetro)	Voltaje Test 2 (Multímetro)	Voltaje Test 3 (Multímetro)	Promedio Voltajes (Multímetro)
0	0.12	0.12	0.11	0.12	0.12	0.12	0.12	0.12
10	0.14	0.14	0.15	0.14	0.14	0.15	0.14	0.14
20	0.31	0.30	0.32	0.31	0.33	0.34	0.33	0.33
30	0.45	0.50	0.46	0.47	0.48	0.52	0.51	0.50
40	0.64	0.66	0.67	0.66	0.66	0.67	0.67	0.67
50	0.78	0.86	0.79	0.81	0.84	0.83	0.85	0.84
60	0.94	1.04	0.96	0.98	1.02	1.00	1.00	1.01
70	1.10	1.22	1.13	1.15	1.17	1.17	1.18	1.17
80	1.28	1.38	1.30	1.32	1.34	1.37	1.36	1.36
90	1.46	1.54	1.47	1.49	1.52	1.54	1.5	1.52
100	1.62	1.71	1.64	1.66	1.7	1.7	1.7	1.70
110	1.80	1.88	1.82	1.83	1.88	1.88	1.88	1.88
120	1.95	2.07	1.97	1.99	2.05	2.06	2.06	2.06
130	2.11	2.25	2.14	2.16	2.21	2.22	2.21	2.21
140	2.38	2.39	2.22	2.33	2.38	2.39	2.39	2.39
150	2.47	2.56	2.48	2.50	2.58	2.56	2.55	2.56
160	2.68	2.68	2.69	2.69	2.73	2.74	2.74	2.74
170	2.63	2.97	2.96	2.86	2.89	2.89	2.9	2.89
180	3.01	3.03	3.02	3.02	3.08	3.06	3.08	3.07

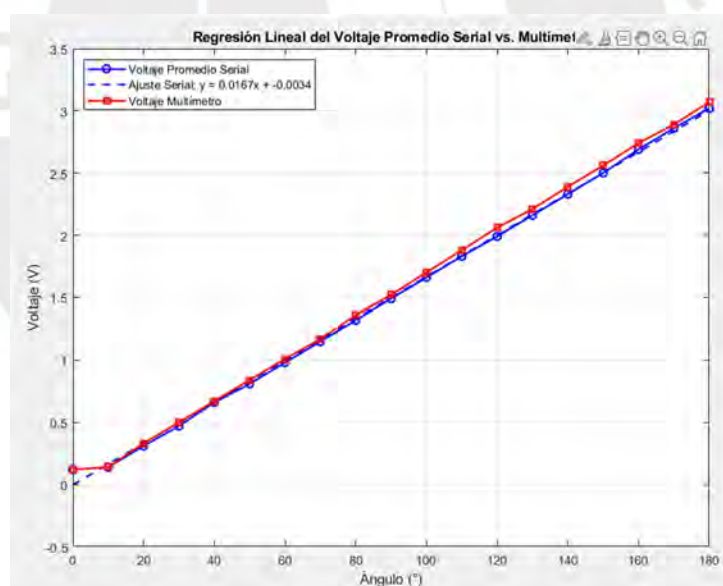


Figura 6.10 - Gráfica relación del voltaje medido de salida del sensor versus el ángulo.

La Ecuación 6.1 fue obtenida mediante la técnica de ajuste lineal por mínimos cuadrados aplicada a los puntos de datos correspondientes a los promedios de voltajes medidos por el puerto serial. Este método permite encontrar la línea que mejor representa la relación entre el ángulo y el voltaje.

$$y = 0.0167x - 0.0034 \quad (6.1)$$

La Ecuación 6.2 del error promedio calcula la desviación entre los valores medidos y los valores de referencia (verdaderos). En esta fórmula, n representa el número total de mediciones. x_i es el valor medido o calculado para la medición i , mientras que x_{refi} es el valor de referencia correspondiente a esa misma medición. El término $|x_i - x_{refi}|$ se refiere al valor absoluto del error para cada medición, que evita los errores negativos. La suma de estos errores absolutos se divide por n , proporcionando así el error promedio.

$$Error\ promedio = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |x_i - x_{refi}| \quad (6.2)$$

La Tabla 6.2 presenta los errores entre los ángulos teóricos y los ángulos medidos a partir de los datos seriales derivados de la Ecuación 6.1. Esta ecuación estableció una relación lineal entre el voltaje medido y el ángulo, permitiendo una conversión de los valores de voltaje a posiciones angulares.

Tabla 6.2 - Error entre el ángulo teórico y el medido

GRADOS REF. (°)	ANGULO GRADOS (°) (SERIAL)	ERROR
0.0	0.0	0.0
10	9.9	0.09
20	20.0	0.05
30	29.2	0.76
40	40.5	-0.50
50	49.4	0.65
60	59.5	0.55
70	69.6	0.45
80	79.7	0.33
90	89.7	0.30
100	99.5	0.50
110	109.9	0.09
120	119.4	0.65
130	129.5	0.55
140	139.3	0.70
150	149.6	0.44
160	160.5	-0.50
170	170.5	-0.45
180	180.3	-0.30

Los resultados al aplicar la Ecuación 6.2 con los datos de la Tabla 6.2 mostraron que los ángulos medidos se mantuvieron cercanos a los de referencia, con un error promedio de $\pm 0.41^\circ$, dentro del margen requerido de $\pm 2^\circ$ especificado en la Sección 2.1.2.

6.5 Validación software de interfaz de usuario

La validación del código principal del dispositivo, escrito en C/C++ y desarrollado en el entorno Arduino IDE⁷⁴, se realizó utilizando el banco de pruebas mostrado en la Figura 6.11. Además, se validó la interfaz de usuario en la modalidad de conexión inalámbrica por Bluetooth, descrita en el ANEXO G.

En la Figura 6.11 se muestra la inicialización del código principal del dispositivo, descrito en la Sección 5.3, el cual fue evaluado con dicho banco de pruebas. Durante la ejecución del código, se visualizaron en la pantalla OLED los menús y submenús correspondientes a las operaciones en modo manual y de conexión inalámbrica. Esta validación permitió verificar el correcto funcionamiento de la interfaz de usuario, así como la adecuada respuesta del sistema ante las diferentes opciones operativas en la Sección 5.2.

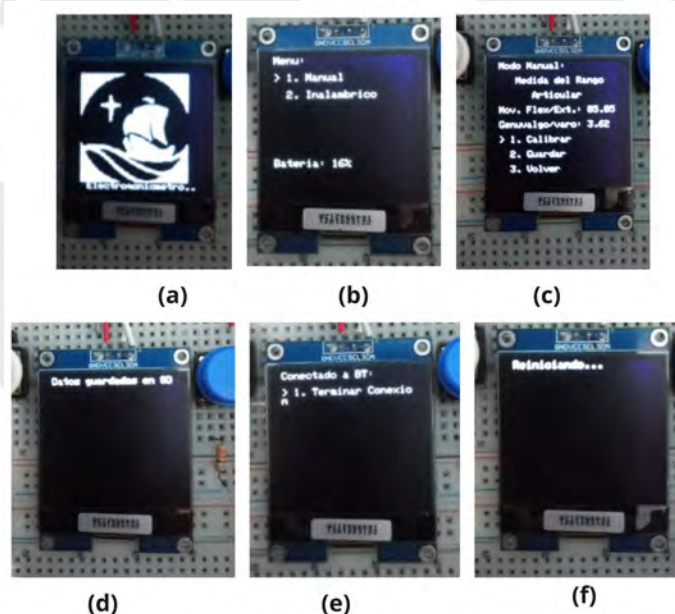


Figura 6.11 - Ejecución del programa principal en el dispositivo: (a) Logo de inicio, (b) Menú de inicio, (c) Menú del modo manual, (d) Ventana de datos almacenados en la memoria SD, (e) Conexión Bluetooth (e) Reinicio.

Asimismo, como se muestra en la Figura 6.12, se validó la conexión Bluetooth del electrogoniómetro con la laptop, lo que permitió depurar el código, liberar correctamente los

⁷⁴ Código C++ Arduino: Software libre de programación en C. Referencia tomada de <https://www.arduino.cc/reference/es/>. Fecha de consulta: 12/09/2024.

puertos COM y ajustar los retardos necesarios (*delays*) para la adquisición de datos. En la ventana de comandos de MATLAB se visualizaron los datos recibidos del dispositivo, lo que confirmó la correcta recepción y el procesamiento adecuado de la información transmitida.

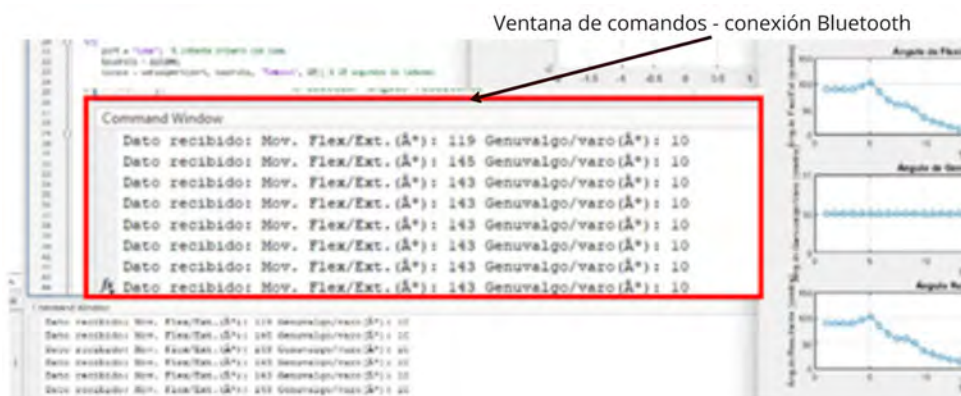


Figura 6.12 - Validación de la conexión bluetooth del electrogoniómetro con el aplicativo desarrollado en MATLAB en la laptop.

También, se probó el almacenamiento de los datos en la memoria SD, como se muestra en la Figura 6.14, permitiendo al especialista registrar medidas puntuales de rangos máximos o mínimos de amplitud, así como valoraciones de genu valgo o varo en un archivo formato “.txt”.

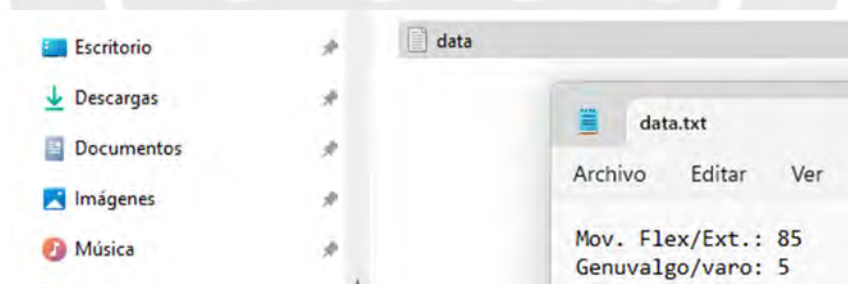


Figura 6.13 - Almacenamiento de los datos del modo manual en memoria micro SD.

6.6 Elaboración de circuitos impresos.

Los circuitos impresos fueron enviados a la compañía JLCPCB⁷⁵ en China, la cual se encargó de la fabricación de las tarjetas electrónicas conforme a los diseños presentados en las Secciones 4.6 y 4.7, como se muestra en la Figura 6.14, correspondientes al circuito impreso principal y de los pulsadores, de acuerdo con lo indicado en el Anexo J.

⁷⁵ JLCPCB fabricante de tarjetas electrónicas Tomado de <https://jlcpcb.com> Fecha de consulta 12/09/2024 Ver Anexo E

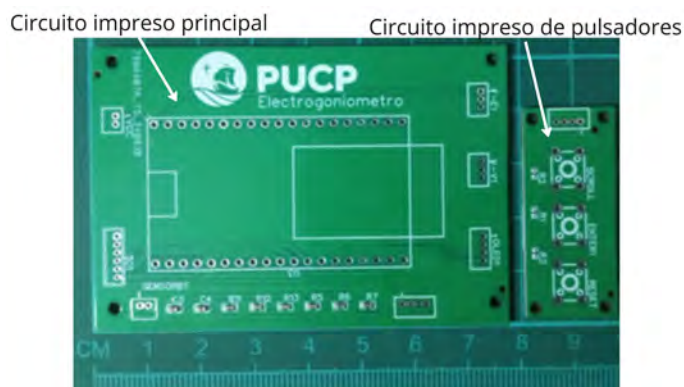


Figura 6.14 - Placas electrónicas fabricadas según diseño electrónico.

6.7 Ensamble mecánico y electrónico

En la presente sección se mostrará, mediante registro fotográfico, el proceso de ensamble de los componentes del electrogoniómetro.

6.7.1 Ensamble mecánico

La Figura 6.15 se ilustra el ensamblaje del eje de rotación del electrogoniómetro. En la Figura 6.15a se presenta una vista de explosión de uno de los ejes del mecanismo de 2 grados de libertad, destacando el perno tipo socket M5x30 mm, el sensor y las bocinas de bronce mecanizadas que sirven de cojinetes tanto para los pernos como para los sensores, aplicando la misma configuración en ambos ejes. Similarmente, en la Figura 6.15b se muestran los componentes ensamblados, evidenciando la disposición y ajuste de las piezas.

Finalmente, en la Figura 6.15c se observa el mecanismo de dos grados de libertad del electrogoniómetro completamente ensamblada con ambos ejes y sensores de flexión/extensión y valgo/varo posicionados, con las conexiones de los sensores resguardadas por tapas de PLA.

La Figura 6.16 muestra la estructura mecánica ensamblada del electrogoniómetro, con una el mecanismo de dos grados de libertad que permite la medición de flexión/extensión y valgo/varo. Incluye soportes para el muslo y la pantorrilla, y una caja que aloja los componentes electrónicos.

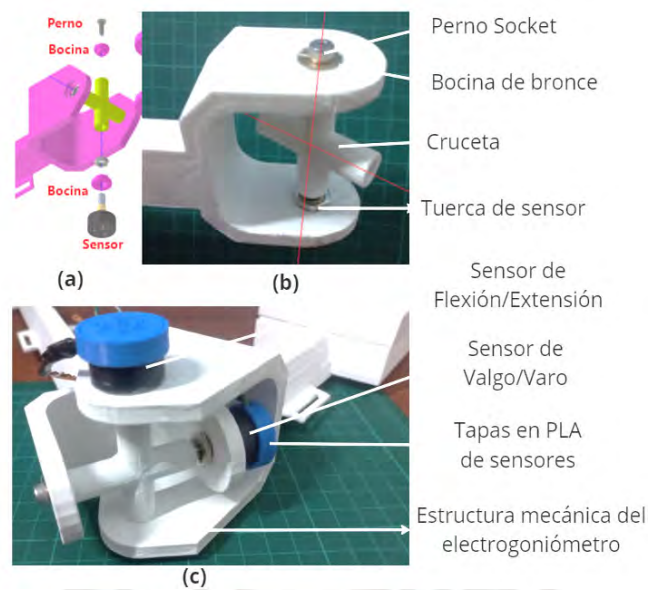


Figura 6.15 - (a) Vista de explosión del eje de la junta de 2 grados de libertad, (b) Ensamblado de un eje, (c) Estructura completa con sensores integrados

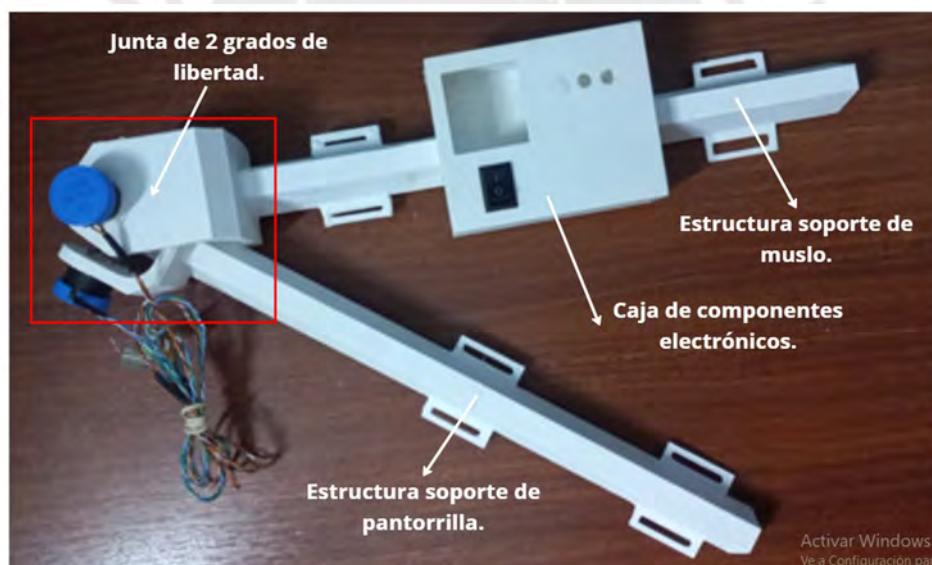


Figura 6.16 - Estructura mecánica ensamblada del electrogoniómetro con junta de 2 grados de libertad

6.7.2 Ensamble electrónico

La Figura 6.17 muestra la integración de los componentes electrónicos en la tarjeta de circuito impreso del electrogoniómetro, destacando la unión mediante soldadura de estaño al módulo microcontrolador ESP32, los conectores JST para señales de flexión/extensión, valgo/varo, y las salidas para la pantalla OLED y el lector SD. La validación de la tarjeta de circuito impreso incluyó inspección visual de las conexiones soldadas, pruebas de continuidad con multímetro para asegurar la correcta conexión de las rutas eléctricas para

verificar la ausencia de defectos, y pruebas de suministro de energía para confirmar la correcta distribución del voltaje a todos los componentes del sistema.



Figura 6.17 - Tarjeta de componentes electrónicos del electrogoniómetro con microcontrolador ESP32 y conexiones de señal

Por otro lado, la Figura 6.18 muestra la integración de los componentes electrónicos dentro de la caja de componentes electrónicos del electrogoniómetro, destacando la disposición y conexión de los módulos y componentes emperrados a la tapa. En la Figura 6.18a se observa la pantalla OLED de 1.5", utilizada para mostrar información relevante del dispositivo, junto con el interruptor de encendido/apagado (Switch On/Off) que permite activar y desactivar el dispositivo. Además, se incluyeron tres pulsadores: el pulsador "Scroll" para navegar entre las opciones del menú, el pulsador "Enter" para confirmar selecciones y el pulsador "Reiniciar" que restablece el sistema a su estado inicial. Similarmente, en la Figura 6.18b se visualizan los componentes principales emperrados a la caja de componentes electrónicos. La tarjeta de circuito impreso principal que actúa como la unidad central de control, gestionando las operaciones del sistema. La batería de litio de 3.7V proporciona la energía necesaria para el funcionamiento del dispositivo, mientras que el módulo elevador de voltaje de 3.7V a 5V DC-DC incrementa el voltaje suministrado por la batería para alimentar componentes con 5V. El módulo de carga de batería permite la recarga de la batería de litio, y el módulo lector de memoria micro SD se utiliza para almacenar los datos capturados por el electrogoniómetro, el módulo de pulsadores facilita la interacción del usuario con los controles del dispositivo y en la Tabla 6.3 se lista los componentes electrónicos implementados.

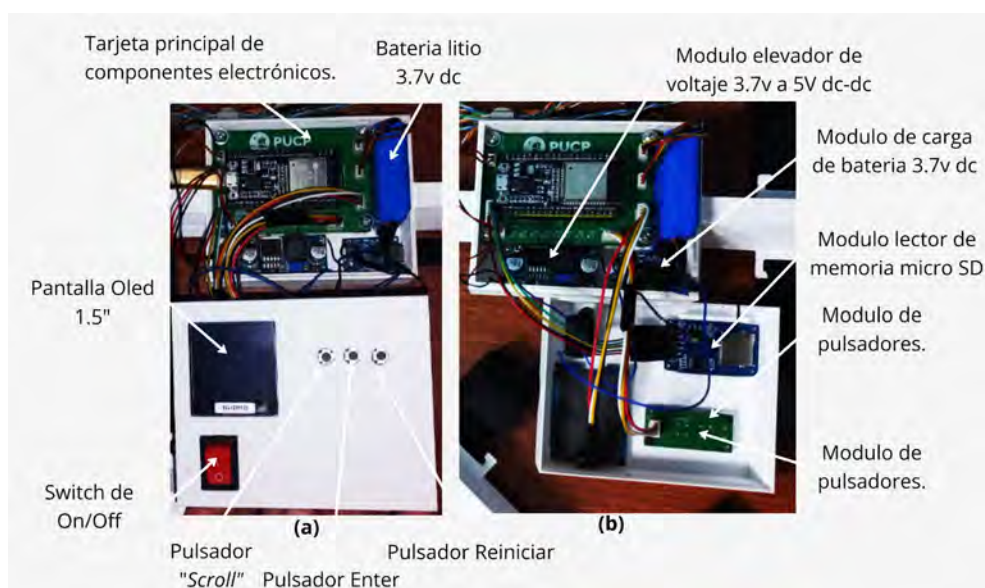


Figura 6.18 - Integración de los componentes electrónicos en la caja del electrogoniómetro

Tabla 6.3- Tabla de componentes electrónicos

Item	Designación	Descripción	Cantidad
1	Flexión/Extensión (F/E)	Sensor potenciómetro efecto hall - 6127V1A180L.5FS	1
2	Valgo/Varo (V-V1)	Sensor potenciómetro efecto hall - 6127V1A180L.5FS	1
3	OLED	Pantalla Oled 1.5"	1
4	CB	Módulo de carga de batería litio 3.7v	1
5	SD	Módulo lector micro SD - XY-ZH1.5-6A11	1
6	U3	Microcontrolador ESP32-DEVKITC	1
7	ENTER1,RESET,SCROLL	Pulsador K4-6×6_TH	3
8	C3	Capacitor SMD 0.1uF	1
9	C4	Capacitor 10uF	1
10	R5,R11	Resistencia SMD 10kΩ	2
11	R6,R7	Resistencia SMD 4.7kΩ	2
12	R12	Resistencia SMD 30kΩ	1
13	R13	Resistencia SMD 7.5kΩ	1
14	XH	Conectores JST XH 2/3/4/6	7

6.7.3 Integración del ensamble mecánico y electrónico:

La Figura 6.19 muestra el ensamble integral de los componentes mecánicos y electrónicos del electrogoniómetro, destacando cómo se integraron los elementos para conformar el dispositivo completo. En la figura mencionada, se observa la estructura mecánica del electrogoniómetro, la cual soporta y alinea los componentes necesarios para la medición del rango articular. En dicha estructura, se colocaron cintas de velcro para fijar a la extremidad del paciente asegurando la estabilidad del sistema durante su funcionamiento.

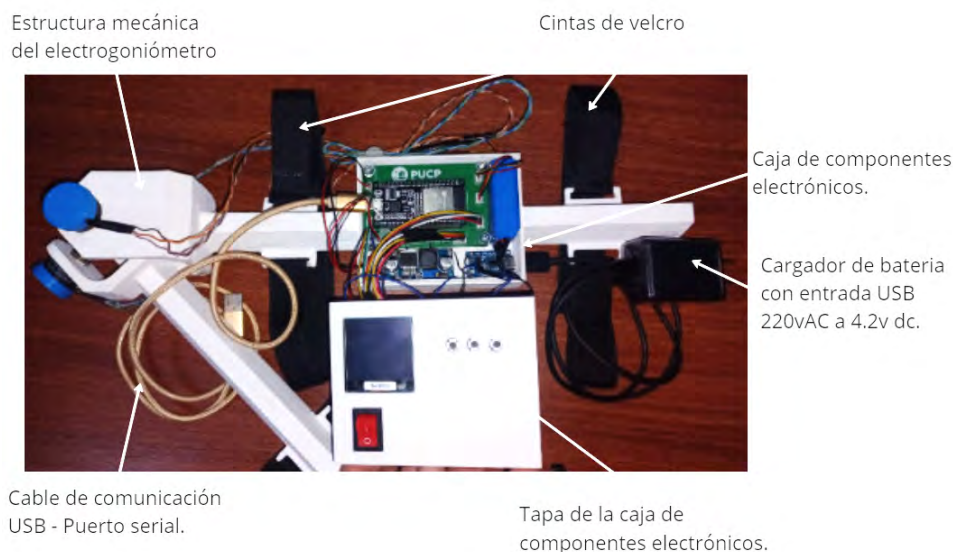


Figura 6.19 - Ensamble integral de los componentes mecánicos y electrónicos del electrogoniómetro

La caja de componentes electrónicos aloja los módulos y componentes electrónicos necesarios del electrogoniómetro, y está conectada mediante un cable de comunicación USB-Puerto serial, que facilita la transferencia de datos entre el dispositivo y un computador o unidad de control externa. La tapa de la caja de componentes electrónicos, ubicada en la parte frontal, incorpora los elementos de interacción del usuario, como la pantalla Oled y los pulsadores. Además, se incluye un cargador de batería con entrada USB de 220V AC a 4.2V DC, el cual permite recargar la batería de litio que alimenta el dispositivo. El ensamble mostrado en esta Figura 6.19 evidencia una integración funcional de los componentes acorde a la Secciones desarrolladas previamente 2.5.4, 3.5 y 4.7.

6.8 Planos

Los planos correspondientes al ensamble, despiece y diagrama electrónico se presentan en la Tabla 6.4 y se adjuntan en el Anexo J. A cada plano se le asignó un código alfanumérico estructurado en tres partes. Las dos primeras letras identifican el tipo de plano (PE para planos de ensamble, PD para planos de despiece, DE para diagramas eléctricos); las siguientes dos letras indican el tamaño del formato según la norma internacional ISO 216 (ej. A0, A1, A2, etc.); y las dos últimas cifras representan el número correlativo del plano dentro de su categoría.

Tabla 6.4 - Planos del electrogoniómetro

Ítem	Descripción Técnica	Código
1	Esquema del sistema integrado	PE-A3-00
2	Caja de componentes electrónicos	PE-A3-01
3	Mecanismo de 2 Grados de libertad(GDL)	PE-A3-02
4	Tapa de la caja de componentes electrónicos	PD-A3-01
5	Estructura soporte de muslo	PD-A3-02
6	Estructura soporte de pantorrilla	PD-A3-03
7	Componentes complementarios	PD-A3-04
8	Diagrama electrónico	DE-A3-01

6.9 Banco de pruebas y procedimiento de validación del dispositivo

En esta sección, se describe el procedimiento para validar el prototipo del electrogoniómetro utilizando un banco de pruebas, Figura 6.20, diseñado en el Laboratorio de Investigación en Biomecánica y Robótica Aplicada (LIBRA) de la PUCP. El banco simula el rango de movimiento de la rodilla, incluyendo flexión, extensión y desviaciones en genu varo y genu valgo. Los resultados obtenidos con el electrogoniómetro se compararon con los de un goniómetro convencional, con el fin de garantizar la exactitud de las mediciones. Este proceso de evaluación permitió verificar la precisión del prototipo bajo diversas condiciones.

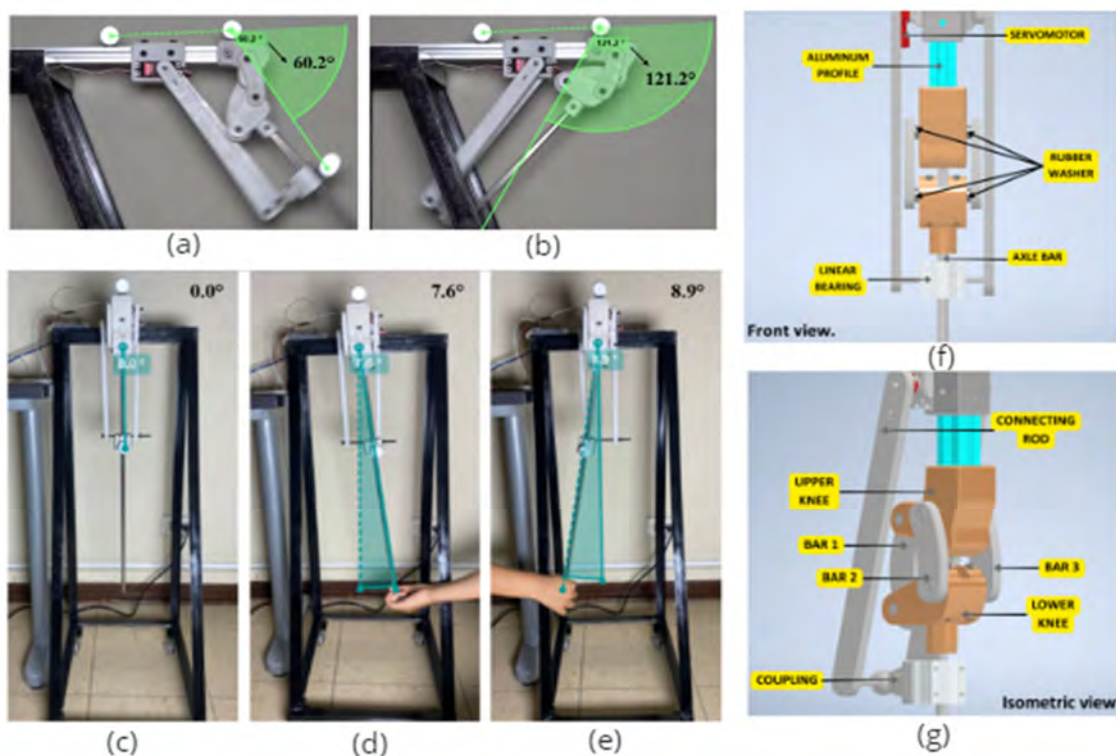


Figura 6.20 - (a) Flexión, (b) Extensión, (c) Sin Condición Articular, (d) Genu Valgo, (e) Genu Varo, (f) Detalle Frontal, (g) Vista Isométrica de la Articulación de la Rodilla Emulada (Castillo, 2024).

6.9.1 Banco de pruebas

El banco de pruebas (Figura 6.20) utilizado para la validación del electrogoniómetro es un simulador diseñado para replicar las condiciones biomecánicas de la rodilla humana, considerando diversos escenarios clínicos como genu varo y genu valgo. Este banco de pruebas permite una comprensión de la biomecánica de la rodilla, emulando la flexión hasta 140° y desviaciones de genu valgo de 7.6° y genu varo de 8.9° (Castillo, 2024). El diseño incorpora un mecanismo de cuatro barras que simula los movimientos de rotación y traslación, permitiendo validar la medición del electrogoniómetro bajo condiciones controladas.

6.9.2 Procedimiento para la validación del electrogoniómetro

El procedimiento para la validación del electrogoniómetro se llevó a cabo siguiendo una serie de pasos detallados en la Tabla 6.5 para la validación del dispositivo en la medición de los ángulos de flexión/extensión y desviaciones laterales de la rodilla.

A continuación, se presenta la Tabla 6.5, en la que se destacan los pasos realizados durante la validación, describiendo desde la preparación del banco de pruebas hasta la documentación final de los resultados obtenidos.

Tabla 6.5 - Pasos del Procedimiento de Validación del Electrogoniómetro

Ítem	Paso	Descripción
1	Preparación del Banco de Pruebas	Configuración del simulador para replicar la flexión de la rodilla hasta 140° y desviaciones de genu valgo de 7.6° y genu varo de 8.9°.
2	Montaje del Electrogoniómetro	Alineación del electrogoniómetro con los ejes de movimiento del simulador, asegurando un ajuste para capturar las mediciones correctas.
3	Ejecución de Pruebas de Movilidad	Realización de movimientos de flexión, extensión, genu valgo y genu varo, capturando los ángulos con el electrogoniómetro.
4	Comparación de Datos	Uso de un goniómetro convencional como referencia para comparar las mediciones obtenidas por el electrogoniómetro en cada punto del ciclo de movimiento en modo manual e inalámbrico.
5	Análisis de Resultados	Evaluación analítica de la exactitud de las mediciones del electrogoniómetro en comparación con el goniómetro convencional.

6.10 Validación del electrogoniómetro

La validación del electrogoniómetro se ejecuta siguiendo el procedimiento establecido en la Tabla 6.5 de la Sección 6.9.2, que abarca desde la preparación del banco de pruebas hasta la documentación final de los resultados utilizando el modo manual e inalámbrico del dispositivo.

6.10.1 Preparación del banco de pruebas

Como se muestra en la Figura 6.21, se preparó el simulador para replicar los movimientos de flexión, extensión y desviaciones de genu valgo y varo, según la Sección 2.1.2. Se añadieron carcassas para el muslo y la pantorrilla, y se verificó la calibración del simulador para asegurar que los movimientos reflejaran los rangos angulares de la rodilla.

La Figura 6.21 muestra la preparación del banco de pruebas utilizado para la validación del electrogoniómetro. En la imagen (a), se observa el control y el suministro de energía, donde se utiliza un Arduino Uno y una fuente de 6V para alimentar el sistema. Las imágenes (b), (c) y (d) representan las pruebas de flexión y extensión de la articulación, donde se simulan diferentes ángulos de flexión identificados por la región resaltada en rojo. En la sección (e), se llevan a cabo las pruebas de desviación articular, específicamente el genu valgo y varo, con mediciones de los ángulos de desviación observadas en las diferentes posiciones de 0° y $\pm\alpha^\circ$.

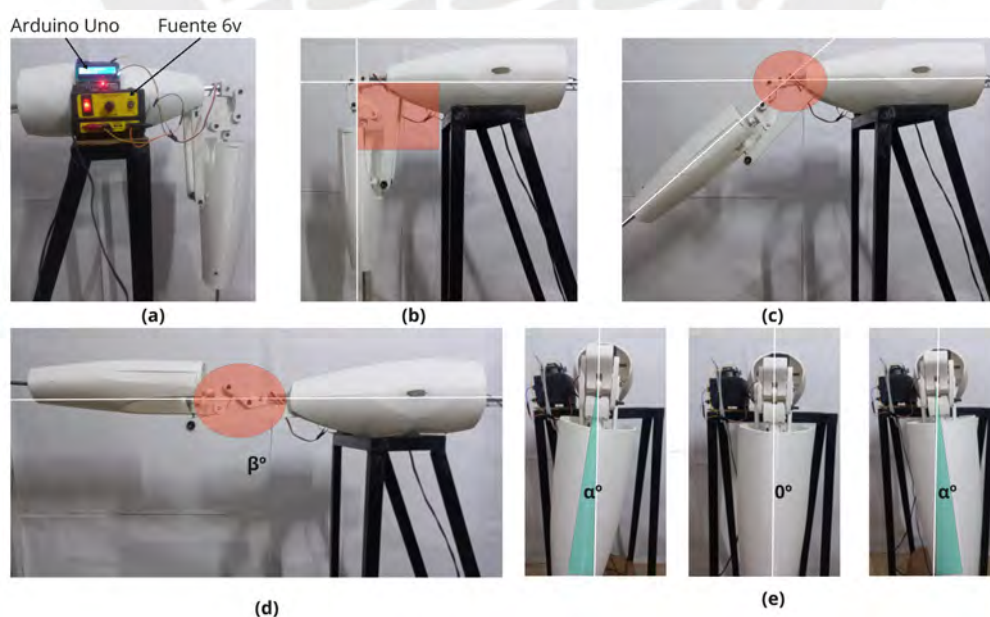


Figura 6.21 - Preparación del banco de pruebas: (a) Control y suministro de energía, (b, c, d) Pruebas de flexión y extensión, (e) Prueba de desviación articular (valgo y varo)

6.10.2 Montaje del electrogoniómetro y pruebas de movilidad

El electrogoniómetro se alineó con los ejes de movimiento del simulador, como se muestra en la Figura 6.22. Se verificó la estabilidad del montaje durante todo el ciclo de pruebas para asegurar la exactitud de los datos obtenidos.

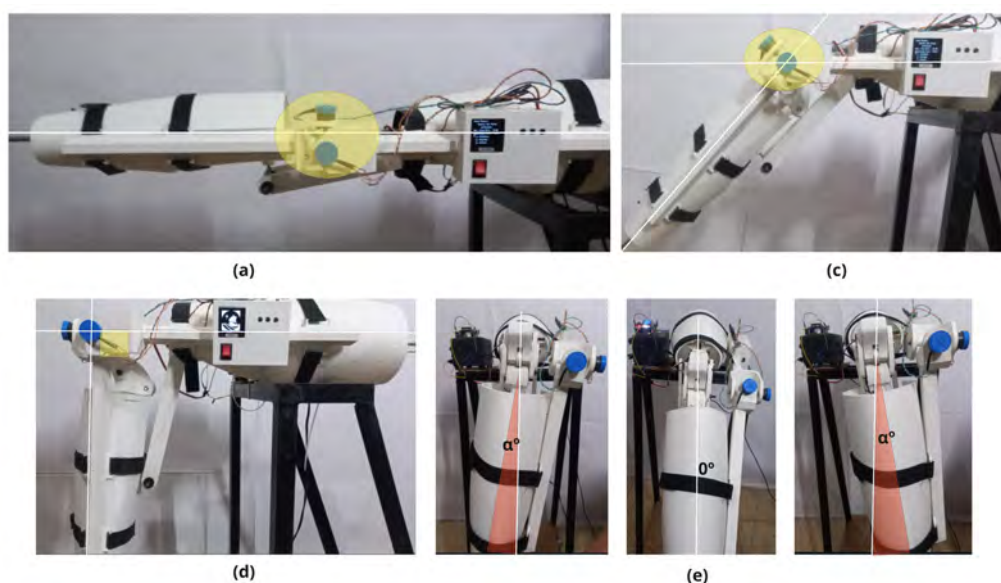


Figura 6.22 - Montaje y pruebas de movilidad del electrogoniómetro: (a) y (c) Alineación del electrogoniómetro con los ejes de movimiento del simulador, (d) Pruebas de flexión y extensión, (e) Pruebas de desviación articular (valgo y varo)

6.10.3 Toma de datos en modo manual

Como se observa en la Figura 6.23, la comparación entre el electrogoniómetro y el goniómetro convencional se realizó en cada punto del ciclo de movimiento del banco de pruebas, tanto para la flexión/extensión como para el genu valgo/varo. En esta figura se observa que el goniómetro convencional es sostenido manualmente durante la medición (Figuras 6.23 a, b y c), mientras que el electrogoniómetro permanece fijo en el dispositivo del banco de pruebas, sin necesidad de intervención manual. Esta diferencia en la forma de operar permite que el electrogoniómetro realice mediciones de manera automática y continua, a diferencia del goniómetro convencional, que depende de la manipulación manual del especialista. Se extrajeron tres series de datos que fueron promediados, y cuyos resultados se presentan en la Tabla 6.6 y 6.7.

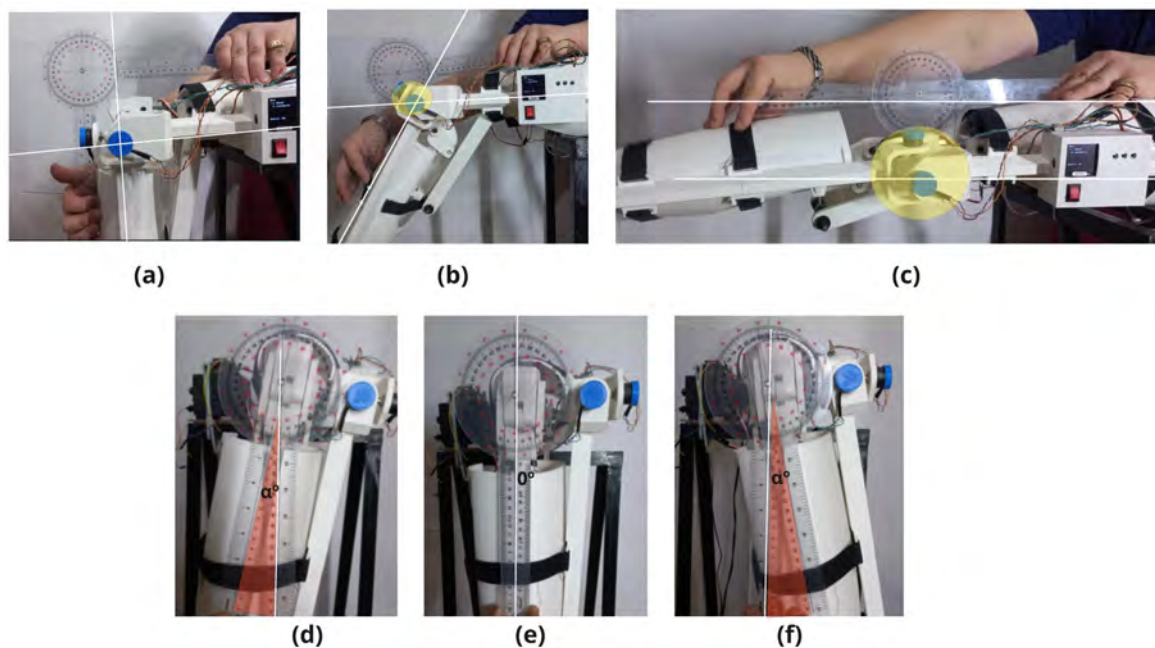


Figura 6.23 - Comparación de mediciones entre goniómetro convencional y electrogoniómetro en cada ciclo de movimiento del banco de pruebas: (a) Medición inicial, (b) Medición durante el movimiento, (c) Posición final, (d) Medición en genu valgo, (e) Medición en posición neutra, (f) Medición en genu varo.

Tabla 6.6 - Medidas angulares de flexión/extensión entre goniómetro convencional y electrogoniómetro en tres series por cada ciclo de movimiento del banco de pruebas.

Ciclo de movimiento del banco de pruebas	Serie 1		Serie2		Serie3		Promedio series	
	Goniómetro(°)	Electrogoniómetro(°)	Goniómetro(°)	Electrogoniómetro(°)	Goniómetro(°)	Electrogoniómetro(°)	Goniómetro(°)	Electrogoniómetro(°)
1	0	0	0	0	0	0	0	0
2	10	10.40	10	9.58	10	10.20	10	10.06
3	20	19.40	19	19.00	20	19.60	20	19.33
4	29	28.60	29	28.40	30	29.40	29	28.80
5	39	39.20	38	40.50	39	40.20	39	39.97
6	48	47.50	47	47.00	49	49.00	48	47.83
7	57	57.80	57	56.50	59	58.80	58	57.70
8	67	66.80	67	66.50	69	70.00	68	67.77
9	77	77.60	76	77.60	78	78.40	77	77.87
10	86	85.50	86	97.00	96	88.20	89	90.23
11	99	100.50	98	100.20	99	99.00	99	99.90
12	106	106.70	105	106.70	108	107.80	106	107.07
13	115	116.40	115	116.40	118	117.60	116	116.80
14	125	126.10	125	126.10	127	127.40	126	126.53
15	135	135.80	135	135.80	137	137.20	136	136.27

Tabla 6.7 - Medidas angulares de Genu varo/valgo entre goniómetro convencional y electrogoniómetro en tres series del movimiento del banco de pruebas.

Serie	Serie 1		Serie2		Serie3		Promedio series	
	Goniómetro(°)	Electrogoniómetro(°)	Goniómetro(°)	Electrogoniómetro(°)	Goniómetro(°)	Electrogoniómetro(°)	Goniómetro(°)	Electrogoniómetro(°)
1	0	-0.16	0	0.27	0	0.31	0	0.14
2	2	1.78	2	1.70	2	2.26	2	1.91
3	4	3.73	4	3.66	4	4.22	4	3.87
4	6	5.67	6	5.63	6	6.18	6	5.83
5	8	7.62	7	7.59	8	8.14	8	7.78
6	10	9.56	9	9.55	10	10.10	10	9.74

6.10.4 Toma de datos en modo inalámbrico

El electrogoniómetro cuenta con función inalámbrica para la recolección continua de datos del ciclo de movimiento de la rodilla en el banco de pruebas, como se ilustra en la Figura 6.24.

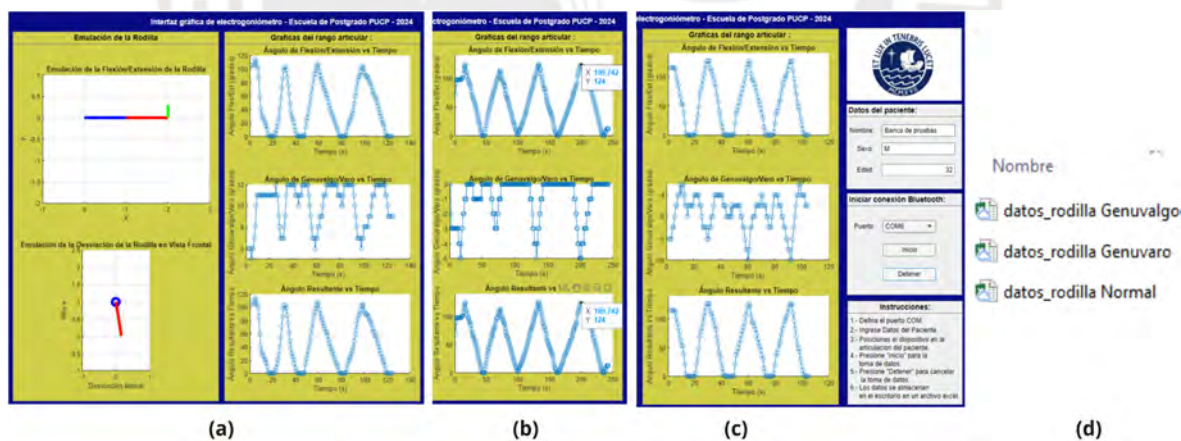


Figura 6.24 - Toma de medidas angulares mediante el modo inalámbrico con condición de desviación articular emulada en el banco de pruebas: (a) Genuvalgus, (b) Normal, (c) Genuvarus, (d) Datos almacenados en archivo Excel.

La Figura 6.24(a) Genu Valgo $> 0^\circ$, Figura 6.24(b) Normal $= 0^\circ$, y Figura 6.24(c) Genu Varo $< 0^\circ$. Para el análisis, se realizaron tres series de pruebas de flexión/extensión, cuyos datos se almacenaron en tres archivos Excel según Figura 6.24 (d).

6.10.5 Análisis de resultados

A continuación, se realizará un análisis a partir de los datos extraídos de la comparación entre el goniómetro convencional y el electrogoniómetro en el banco de pruebas.

a. Análisis de datos del goniómetro y electrogoniómetro en modo manual

Las Tabla 6.8 y Tabla 6.9 presentan un resumen de los datos promedio obtenidos en las mediciones, tanto para el movimiento de flexión/extensión como para el genu varo/valgo, junto con las diferencias y los porcentajes de error calculados según la Ecuación 6.2. En el caso de la flexión/extensión de la Tabla 6.8, se observa que las diferencias entre el goniómetro y el electrogoniómetro varían entre -0.53° y 1.3° , con porcentajes de error que oscilan entre 0.05% y 3.36%. De manera similar, en el caso del genu varo/valgo de la Tabla 6.9, las diferencias son mínimas, con un rango de -0.26° a 0.0° y un porcentaje de error que va del 2.60% al 4.50%, lo que también evidencia un buen nivel de exactitud. Estos resultados demuestran la capacidad del electrogoniómetro para replicar las mediciones obtenidas con el goniómetro convencional en ambos tipos de movimientos, tanto en flexión y extensión como en desviación articular (valgo y varo).

Tabla 6.8 - Resumen de medidas angulares del promedio flexión/extensión

Posición	Goniómetro($^\circ$)	Electrogoniómetro($^\circ$)	Diferencia($^\circ$)	Porcentaje de Error (%)
0	0	0	0	--
1	10	10.06	0.06	0.6
2	19.67	19.33	-0.34	1.73
3	29.33	28.8	-0.53	1.81
4	38.67	39.97	1.3	3.36
5	48	47.83	-0.17	0.35
6	57.67	57.7	0.03	0.05
7	67.67	67.77	0.1	0.15
8	77	77.87	0.87	1.15
9	89.17	90.23	1.06	1.19
10	98.63	99.9	1.27	1.29
11	106.33	107.07	0.74	0.70
12	116	116.8	0.8	0.69
13	125.67	126.53	0.86	0.68
14	135.67	136.27	0.6	0.44

Tabla 6.9 - Resumen de medidas angulares del promedio Genu varo/valgo

Posición	Goniómetro(°)	Electrogoniómetro(°)	Diferencia(°)	Porcentaje de Error (%)
1	0	0.14	0	--
2	2	1.91	-0.09	4.50
3	4	3.87	-0.13	3.25
4	6	5.83	-0.17	2.83
5	8	7.78	-0.22	2.75
6	10	9.74	-0.26	2.60

b. Comparación de Mediciones entre Goniómetro y Electrogoniómetro

Las Figura 6.25 muestran comparaciones gráficas entre las mediciones de flexión/extensión y genu varo/valgo utilizando tanto el goniómetro convencional como el electrogoniómetro.

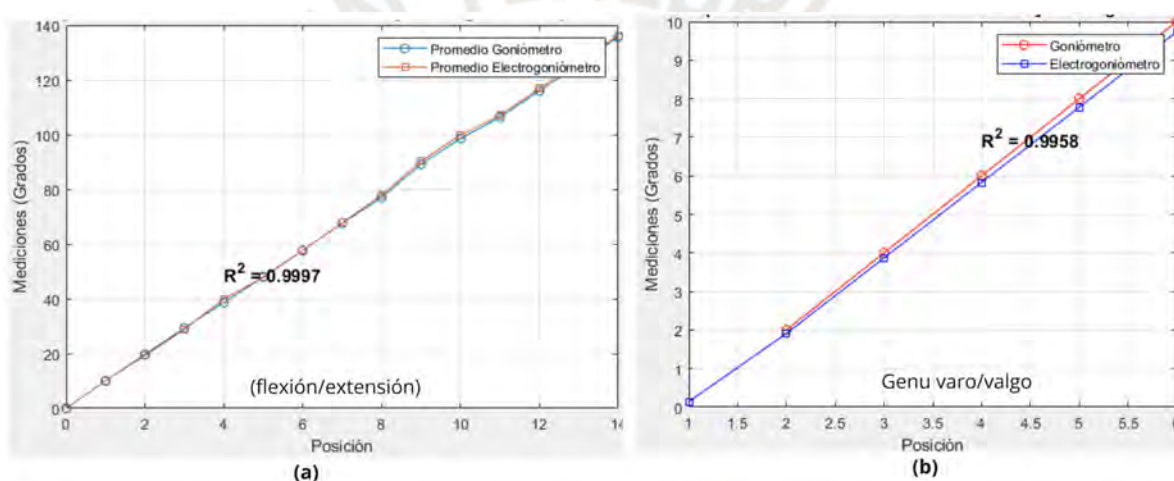


Figura 6.25 - Gráfica de medidas angulares promedios de : (a) Flexión/Extensión (b) Valgo/Varo⁷⁶

Teniendo en cuenta que el coeficiente de determinación, R^2 , mide qué tan bien los valores del electrogoniómetro se ajustan a los valores del goniómetro convencional, este coeficiente se determina utilizando la Ecuación 6.3, donde y_i son los valores obtenidos con el goniómetro convencional, \hat{y}_i son los valores del electrogoniómetro, \bar{y} es el valor promedio de y_i . El valor de R^2 varía entre 0 y 1, donde 0 es más lejano y 1 más aproximado.

$$R^2 = 1 - \frac{\sum(y_i - \hat{y}_i)^2}{\sum(y_i - \bar{y})^2} \quad (6.3)$$

⁷⁶ Código elabora en MATLAB Ver Anexo H

En la primera gráfica, Figura 6.25a, relacionada con la flexión y extensión, el valor de $R^2=0.9997$ indica una coincidencia entre ambos dispositivos. La segunda gráfica, Figura 6.25b, que evalúa genu varo/valgo, presenta un $R^2=0.9958$, lo que también sugiere un alto grado de exactitud.

c. Análisis de datos del modo inalámbrico del electrogoniómetro

Al comparar las tres condiciones emuladas de la articulación, como se muestra en la Figura 6.26⁷⁷, se observa que las desviaciones articulares de color verde afectan directamente al ángulo articular resultante⁷⁸, representado por la línea azul, alterando el alineamiento de la articulación.

Según los datos presentados en la Tabla 6.10, la condición de Genu Valgo exhibe la mayor desviación lateral, con una media de 7.98° . En contraste, Genu Varo evidencia una desviación hacia el interior, con una media de -5.67° . Por otro lado, la condición normal refleja valores más estables, con una media de -0.74° , lo que indica una mayor alineación en esta configuración, dado que no presenta desviaciones articulares significativas.

Tabla 6.10 - Resumen de ángulos articulares medidos en las tres condiciones de la rodilla

Condición	Valor	Genu varo(°)	Normal(°)	Genu valgo(°)
Extensión	Máximo	126	124	115
Flexión	Mínimo	0	0	0
Desviación articulación:	Media	-5.67	-0.74	7.98
	Máximo	-3	0	12
	Mínimo	-10	-5	-10
Ángulo Resultante (Extensión)	Máximo	125.69	123.9	114.89
Ángulo Resultante (Flexión)	Mínimo	4	0	8

⁷⁷ Código para la elaboración de la figura en MATLAB ver Anexo I

⁷⁸ Consultar la Ecuación 5.1, explicada en la Sección 5.4.

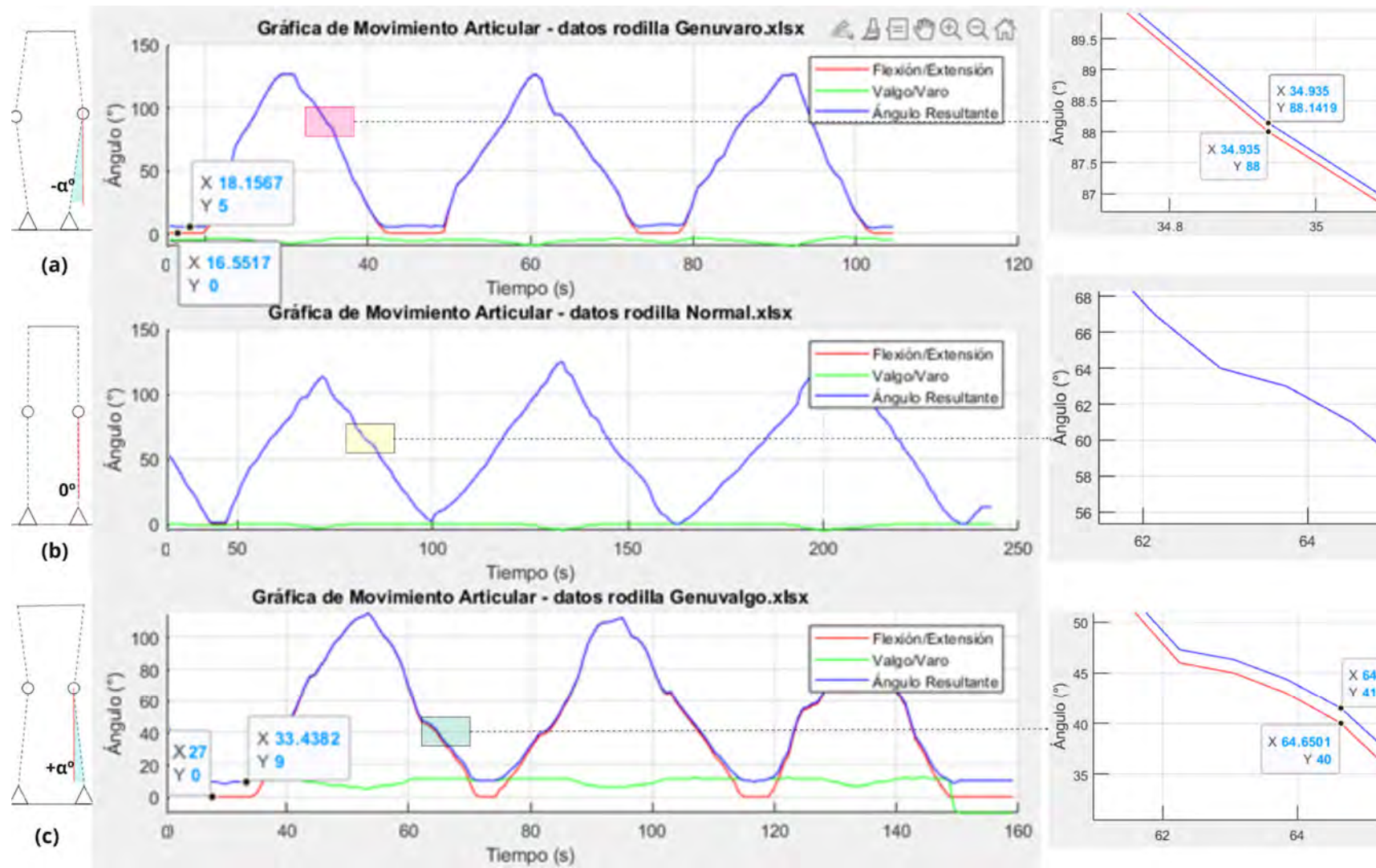


Figura 6.26 - Gráficas de movimiento articular para diferentes condiciones de la Rodilla: Genu Varo, Normal y Genu Valgo

CAPITULO 7

ESTIMACIÓN DE COSTOS

En este capítulo se presentan las estimaciones de costos relacionadas con el diseño, fabricación y adquisición de los componentes del electrogoniómetro, siguiendo las etapas de desarrollo del dispositivo. Para cada uno de los costos mencionados, se ha considerado un análisis en base en las horas de trabajo, los materiales utilizados, los proveedores y los costos adicionales como el envío. A continuación, se desglosan los costos involucrados en el proyecto.

7.1 Costo de Diseño

El costo de diseño se ha determinado en base a las horas invertidas en el desarrollo del electrogoniómetro, considerando el costo por hora de un profesional. El diseño fue ejecutado por un ingeniero mecatrónico durante un período de 4 semanas, trabajando 5 días a la semana con 5 horas diarias, dando como resultado lo mostrado en la Tabla 7.1.

Tabla 7.1 - Resumen de los costos asociados al diseño:

Servicio	Costo por Hora (S/. / hora)	Horas de Trabajo (horas)	Total (S/.)
Diseño de Ingeniería	40	100	4,000.00
Total			4,000.00

7.2 Costo de Fabricación

El costo de fabricación del electrogoniómetro incluye tanto los componentes comerciales como los costos de servicio de manufactura. A continuación, se detallan los componentes y los costos asociados a su adquisición y fabricación.

7.2.1 Costo de componentes electrónico y servicios

a) Costos de componentes electrónicos:

Los componentes electrónicos del electrogoniómetro fueron adquiridos principalmente a través de proveedores locales en el Perú. Sin embargo, algunos componentes clave, como el sensor de efecto Hall de la serie 6120, fueron importados debido a que no están disponibles en el mercado local⁷⁹. El detalle de los costos de cada componente se presenta a continuación en la Tabla 7.2.

Tabla 7.2 – Costos de Componentes electrónicos del electrogoniómetro.

Ítem	Componente	Cantidad	Costo Unitario (S/.)	Costo Total (S/.)
1	ESP32 Dev Kit C	1	40	40
2	Sensor de Efecto Hall Serie 6120	2	190	380
3	Pantalla OLED 1.5" SSD1327	1	60	60
4	Modulo Micro SD Card	1	12	12
5	Regulador de Voltaje (XL6009)	1	10	10
7	Cargador de Baterías TP4056 Micro-USB 5V	1	12	12
6	Batería de litio	1	75	75
8	Resistencia, Tornillos, cables.	Varios	120	120
	Total:	-	-	S/ 700.00

b) Costos de servicios:

Los costos de los servicios incluyen los costos de manufactura asociados con la impresión de la placa de circuito impreso, la cual fue importada de China. Además, se considera el servicio de mecanizado de las bocinas de bronce mediante torno convencional en un taller

⁷⁹ Ver ANEXO E - BOLETA COMPRA DE SENSOR

metalmecánico local, así como el servicio de impresión 3D para la fabricación de las piezas soporte del electrogoniómetro, los cuales se detallan a continuación en la Tabla 7.3.

Tabla 7.3 – Costo de servicios de manufactura

Ítem	Descripción	Costo Total (S/.)
1	Impresión de placa de circuito impreso	250
2	Mecanizado de bocinas de bronce (Incluido material)	100
3	Impresión 3D de piezas soporte	350
	Subtotal 2:	S/ 700.00

7.3 Costo Total de Fabricación

El costo total de fabricación se calcula sumando los costos de los componentes del dispositivo, los servicios de manufactura, ensamble, y un margen de imprevistos del 10%. En la Tabla 7.4 se presenta el costo final de fabricación del electrogoniómetro.

Tabla 7.4-Resumen de costo totales

Ítem	Concepto	Costo (S/.)
1	Diseño de Ingeniería	4000
2	Componentes	700
3	Servicios de Manufactura	700
4	Ensamblaje	300
5	Imprevistos (10%)	564
	Total	S/ 6,264.00

CONCLUSIONES

A continuación, se presentan las conclusiones derivadas de la presente investigación.

Se diseñó un electrogoniómetro adaptable al eje de rotación de la rodilla, aplicando la metodología VDI 2206. El dispositivo cumple con los requisitos de medición y ergonomía para evaluar el rango articular, como se especifica en el Capítulo 2.

Los componentes seleccionados, incluidos los sensores de efecto Hall sin contacto, permitieron mediciones con un error promedio de $\pm 0.41^\circ$ en flexión/extensión y $\pm 0.22^\circ$ en genu varo/valgo, superando el estándar requerido de $\pm 2^\circ$, según lo descrito en la Sección 2.1.2.

El prototipo se implementó con éxito, integrando los componentes seleccionados. Se demostró su capacidad para capturar y transmitir de manera inalámbrica los ángulos articulares, facilitando la interacción a través de la interfaz de usuario.

La validación del dispositivo en el banco de pruebas confirmó la exactitud del electrogoniómetro, con coeficientes de determinación R^2 de 0.9997 en flexión/extensión y 0.9958 en genu varo/valgo, lo que garantiza su aplicabilidad.

El electrogoniómetro fue equipado con una interfaz de usuario que permitió su operación eficiente tanto en modo manual como inalámbrico, facilitando el almacenamiento de datos y la transmisión mediante un ejecutivo cíclico.

La estructura modular del electrogoniómetro desarrollado permitió la medición del rango articular en dos ejes: flexión/extensión y desviación articular de la rodilla. Esta capacidad de adaptación proporciona una dimensión adicional que mejora el alcance de las mediciones en comparación con dispositivos convencionales.

La integración de un sistema de almacenamiento en memoria SD y la conectividad Bluetooth en el dispositivo facilitó la recopilación y análisis de datos angulares, permitiendo su posterior evaluación de manera más eficiente y organizada.

La implementación de una interfaz gráfica interactiva proporciona al especialista en salud una herramienta intuitiva para obtener datos del movimiento articular y sus respectivos ángulos, lo que facilita la recopilación y el análisis de los datos angulares para su almacenamiento y análisis posterior en un archivo Excel.

El dispositivo presenta dos modalidades de adquisición de datos: el modo continuo, mediante la conectividad inalámbrica, y una alternativa manual para la medición directa del rango articular, lo que le confiere flexibilidad en su uso en diferentes entornos y condiciones.

En conclusión, el electrogoniómetro desarrollado es una herramienta útil que supera las limitaciones de los métodos convencionales, ofreciendo una solución tecnológica confiable, adaptable y con amplio potencial para la medición del rango articular de la rodilla.



OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

- Se ha observado que el electrogoniómetro presenta exactitud en las mediciones realizadas durante la validación en el banco de pruebas, tanto en el modo manual como inalámbrico.
- El dispositivo ha demostrado ser una solución eficaz para la medición del rango articular de la rodilla, superando algunas de las limitaciones de los goniómetros convencionales, especialmente en términos de continuidad de la medición y reducción de la intervención manual del especialista.
- A pesar de los buenos resultados obtenidos en la validación, es necesario realizar pruebas adicionales en un entorno clínico con pacientes reales para verificar su comportamiento en situaciones prácticas de uso prolongado.
- Se sugiere realizar un análisis más profundo de la durabilidad de los componentes mecánicos y electrónicos del dispositivo, especialmente considerando las condiciones de uso continuas y la exposición a diferentes factores ambientales.
- Se recomienda desarrollar una versión mejorada del electrogoniómetro que permita la medición de otras articulaciones del cuerpo, como el codo o el tobillo, ampliando así su aplicación en el ámbito de la rehabilitación física.

BIBLIOGRAFÍA

- [Almeida, 2020] Almeida, A. (2020). La articulación de la rodilla: Lesión del ligamento cruzado anterior. *Revista científica estudiantil 2 de Diciembre*, 3(1), e33. Recuperado de <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=7461060>
- [alvasolution.com, s. f.] Alvasolution.com. (s. f.). Pro motion capture- Werium - 3.073,40 € Tienda PhysioBox. Recuperado el 31 de marzo de 2024, de <https://www.physiobox.com/producto/345/pro-motion-capture-werium-mucho-mas-que-un-goniometro-digital-sistema-para-la-medicion-del-rango-articular-de-todas-las-articulaciones-del-cuerpo-humano/>
- [Báez Ayala, 2020] Báez Ayala, A. L., Taipe Huamán, I. M., & Espíritu Salazar, N. D. L. M. (2020). Factores asociados a gonartrosis en pacientes mayores de 40 años atendidos en el Hospital Santa Rosa-2018. *Horizonte Médico (Lima)*, 20(4), e1119. <https://doi.org/10.24265/horizmed.2020.v20n4.03>
- [Beltran-Alacreu, 2019] Beltran-Alacreu, H., Navarro-Fernandez, G., San Juan-Burgueño, J., Gonzalez-Sanchez, J. A., Lerma-Lara, S., Rodriguez-Lopez, O., & Muñoz-García, D. (2019). Fiabilidad intra e interevaluador de un sensor inercial para el rango de movimiento de la rodilla en sujetos asintomáticos. *Fisioterapia*, 41(3), 123-130. <https://doi.org/10.1016/j.ft.2019.02.008>
- [Bergmann, 2013] Bergmann, J. H. M., Anastasova-Ivanova, S., Spulber, I., Gulati, V., Georgiou, P., & McGregor, A. (2013). An attachable clothing sensor system for measuring knee joint angles. *IEEE Sensors Journal*, 13(10), 4090–4097. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2013.2277697>
- [Bruton, 1999] Bruton, A., Ellis, B., & Goddard, J. (1999). Comparison of visual estimation and goniometry for assessment of metacarpophalangeal joint angle. *Physiotherapy*, 85(4), 201–208. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)65665-9](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)65665-9)
- [Castillo, 2024] Castillo, P. A., Nieves, G., Trujillo, S., Ricra, J., Abarca, V. E., & Elias, D. A. (2024). Simulator of the spatial location of the knee axis of rotation during flexion. En *10th-2024 International Conference on Control, Decision and Information Technologies (CoDIT 2024)*, Valletta, Malta.
- [Camde, 2019] Camde. (2019, abril 4). Conoce cómo es la anatomía de la rodilla. Camde. Recuperado de <https://camde.es/anatomia-de-la-rodilla/>
- [Chaurand, 2015] Chaurand, R. Á., León, L. R. P., & Muñoz, E. L. G. (2015). Dimensiones antropométricas de población latinoamericana.
- [Cruz-Pérez & Camacho-Conchucos, 2022] Cruz-Pérez, J. P. D. la, & Camacho-Conchucos, H. T. (2022). Dolor, rigidez y capacidad funcional asociados a la kinesiofobia en pacientes con artrosis de rodilla, Hospital Nacional Hipólito Unanue (Perú). *Revista Ciencias de la Salud*, 20(2), Artículo 2. <https://doi.org/10.12804/revistas.urosario.edu.co/revsalud/a.10320>
- [Díaz, 2020] Díaz Cuadro, C. (2020). Análisis computacional de la articulación de la rodilla: Aplicación en la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (Tesis de maestría). Universidad de la República (Uruguay), Facultad de Ingeniería. Recuperado de <https://hdl.handle.net/20.500.12008/26836>
- [Escobar, 2011] Escobar, A., Vrotsou, K., Bilbao, A., Quintana, J. M., García Pérez, L., & Herrera-Espiñeira, C. (2011). Validación de una escala reducida de capacidad funcional del cuestionario WOMAC. *Gaceta Sanitaria*, 25(6), 513–518. <https://doi.org/10.1016/j.gaceta.2011.06.003>
- [Faisal, 2019] Faisal, A. I., Majumder, S., Mondal, T., Cowan, D., Naseh, S., & Deen, M. J. (2019). Monitoring methods of human body joints: State-of-the-art and research challenges. *Sensors*, 19(11), 2629. <https://doi.org/10.3390/s19112629>

- [Graessler & Hentze, 2020] Graessler, I., & Hentze, J. (2020). The new V-Model of VDI 2206 and its validation. *At - Automatisierungstechnik*, 68(5), 312–324. <https://doi.org/10.1515/auto-2020-0015>
- [Henao Hoyos & López, 2013] Henao Hoyos, J., & López, J. (2013). Goniómetro digital basado en sensores cinemáticos con comunicación inalámbrica en tiempo real. Recuperado de <https://repository.upb.edu.co/handle/20.500.11912/1097>
- [Henao, 2022] Henao, V. (2022). Concordancia entre 2 sistemas de medición de movilidad articular de rodilla en sujetos jóvenes sanos: Estudio transversal. *Fisioterapia*. Recuperado de <https://www.elsevier.es/es-revista-fisioterapia-146-pdf-0211563822000293>
- [La Gonartrosis, 2020] La Gonartrosis—Blog sobre ortopedia de ortoweb.com. (2020, junio 18). <https://www.ortoweb.com/blogortopedia/la-gonartrosis/>
- [Melián-Ortiz, 2019] Melián-Ortiz, A., Varillas-Delgado, D., Laguarda-Val, S., Rodríguez-Aparicio, I., Senent-Sansegundo, N., Fernández-García, M., Roger-de Oña, I., & Melián-Ortiz. (2019). Fiabilidad y validez concurrente de la app Goniometer Pro vs goniómetro universal en la determinación de la flexión pasiva de rodilla. *Acta Ortopédica Mexicana*, 33(1), 18–23.
- [Miner, 2003] Miner, A. L., Lingard, E. A., Wright, E. A., Sledge, C. B., Katz, J. N., Gillespie, W., & Howie, C. (2003). Knee range of motion after total knee arthroplasty: How important is this as an outcome measure? *Journal of Arthroplasty*, 18(3), 286–294. <https://doi.org/10.1054/arth.2003.50046>
- [Panesso, 2008] Panesso, M. C., Trillos, M. C., & Guzmán, I. T. (2008). Biomecánica clínica de la rodilla. Recuperado de <http://hdl.handle.net/11634/42838>
- [Pena, 2006] Peña, E., Calvo, B., & Doblaré, M. (2006). Biomecánica de la articulación de la rodilla tras lesiones ligamentosas. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*, 22(1). Recuperado de <https://raco.cat/index.php/RevistaMetodosNumericos/article/view/123161>
- [Rivera, 2022] Rivera, B., Cano, C., Luis, I., & Elias, D. A. (2022). A 3D-printed knee wearable goniometer with a mobile-app interface for measuring range of motion and monitoring activities. *Sensors*, 22(3), Artículo 3. <https://doi.org/10.3390/s22030763>
- [Saldivia, 2018] Saldivia, M. (2018). Descripción morfológica y biomecánica de la articulación de la rodilla del canino (*Canis lupus familiaris*). *CES Medicina Veterinaria y Zootecnia*, 13(3), 294–307. <https://doi.org/10.21615/cesmvz.13.3.1>
- [Sánchez, 2019] Sánchez Mesa, P. A. (2019). *Ortopedia y traumatología: Manual práctico de diagnóstico* (3.^a ed.). Ediciones Journal. Recuperado de <https://www.edicionesjournal.com/Papel/9789804300998/Ortopedia>
- [Taboadela, 2017] Taboadela, C. H. (2017). Libro de goniometría. Recuperado de <https://www.udocz.com/apuntes/69744/libro-de-goniometria>
- [Tognetti, 2015] Tognetti, A., Lorussi, F., Carbonaro, N., & De Rossi, D. (2015). Wearable goniometer and accelerometer sensory fusion for knee joint angle measurement in daily life. *Sensors*, 15(11), Artículo 11. <https://doi.org/10.3390/s151128435>
- [Vaughan, 1999] Vaughan, C. L. (1999). Dynamics of human gait. Recuperado de http://www.gaitlab.ir/books/gaitlab_ref_4_Dynamics_of_Human_Gait.pdf
- [Vergara, 2004] Vergara Hernández, J., Díaz Peral, M. R., Ortega Cabezas, A., Blanco Leira, J. A., Hernández Cataño, J. M., Pereda Herrera, A., Muelas Velasco, R. (Consultor), & Molina Rodríguez, L. (Consultor). (2004). Protocolo de valoración de la patología de la rodilla. *Medicina de Familia. SEMERGEN*, 30(5), 226–244. [https://doi.org/10.1016/S1138-3593\(04\)74307-5](https://doi.org/10.1016/S1138-3593(04)74307-5)

ANEXO A - HOJA DE DATOS DEL SENSOR

Non-Contacting Hall Effect Single Turn Position Sensor



6120 Series

Features:

- 7/8" diameter
- Non-contacting
- Hall Effect
- Single turn
- Multiple styles available
- Custom models available



Description:

The BI Technologies line of single-turn non-contacting hall-effect position sensors is 7/8" in diameter. Custom models are available. The hall-effect technology used makes this set of position sensors ideal for harsh environments where shock levels, vibration and temperature.

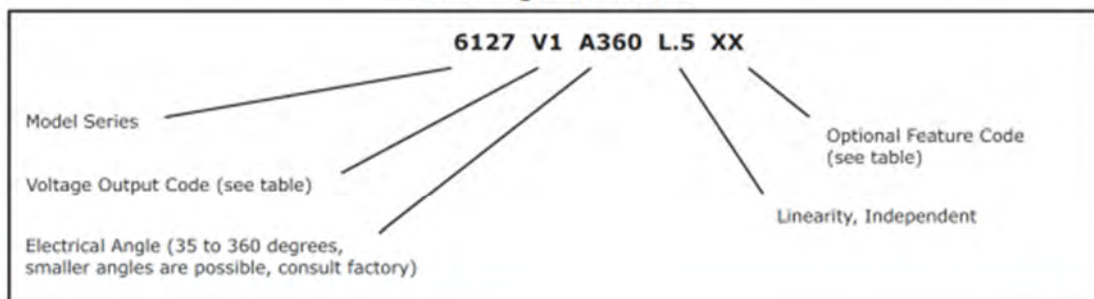
Applications:

- Industrial grade joystick
- HVAC controls

Model Styles Available

6121	1/8" Shaft, 1/4" Bushing
6126	1/8" Shaft, 3/8" Bushing
6127	1/4" Shaft, 3/8" Bushing
612x-XXXX	Custom models are available; Contact Customer Service for special features

Ordering Information



General Note
 TT Electronics reserves the right to make changes in product specification without notice or liability. All information is subject to TT Electronics' own data and is considered accurate at time of going to print.

© TT electronics plc

TT Electronics | BI Technologies
 Circulo de la Amistad #102 PIMSA IV Mexicali B.C. Mexico C.P 21210
 Ph: +1 714 447 2345
www.ttelectronics.com/bi-technologies

Issue C 04/2019 Page 1

Non-Contacting Hall Effect Single Turn Position Sensor



6120 Series

Electrical Specifications¹

Output voltage	0.25 Vdc to 4.75 Vdc typical (see Feature Codes table)
Output overvoltage limits	10 Vdc to -0.3 Vdc; output may be shorted to ground or supply without damage
Output current	±8 mA max.
Output load	1 kΩ min., 10 kΩ typical
Input voltage	4.5 to 5.5 Vdc
Supply voltage absolute limits	20 Vdc max., -10 Vdc min.
Independent linearity ²	±0.5% (0.25% available)
Hysteresis	0.2% max.
Resolution	0.088° for 360° travel, 0.011° for 45° travel
Supply current	7.5 mA typical, 11 mA max.
Dielectric strength	750 V rms
Insulation resistance	1,000 megΩ min.
Electrostatic discharge (ESD)	Passes 2 kV human body model and 15 kV air discharge
Bulk current injection (BCI)	Passes 2-500 MHz at 200 mA
Actual electrical travel	360° typical (see ordering information)
Temperature coefficient of output voltage	±20 ppm/°C

Mechanical Specifications

Total mechanical travel	360° continuous (320° with stop feature)
Bearing	Bearing bronze bushing
Weight	0.6 oz. typical
Static stop strength	40 in. oz.
Panel nut tightening torque	25 in. lb. max.
Supply voltage absolute limits	20 Vdc max., -10 Vdc min.
Independent linearity	±0.5% (0.25% available)
Hysteresis	0.2% max.
Resolution	0.088° for 360° travel, 0.011° for 45° travel

Non-Contacting Hall Effect Single Turn Position Sensor



6120 Series

Electrical Specifications¹

Output voltage	0.25 Vdc to 4.75 Vdc typical (see Feature Codes table)
Output overvoltage limits	10 Vdc to -0.3 Vdc; output may be shorted to ground or supply without damage
Output current	±8 mA max.
Output load	1 kΩ min., 10 kΩ typical
Input voltage	4.5 to 5.5 Vdc
Supply voltage absolute limits	20 Vdc max., -10 Vdc min.
Independent linearity ²	±0.5% (0.25% available)
Hysteresis	0.2% max.
Resolution	0.088° for 360° travel, 0.011° for 45° travel
Supply current	7.5 mA typical, 11 mA max.
Dielectric strength	750 V rms
Insulation resistance	1,000 megΩ min.
Electrostatic discharge (ESD)	Passes 2 kV human body model and 15 kV air discharge
Bulk current injection (BCI)	Passes 2-500 MHz at 200 mA
Actual electrical travel	360° typical (see ordering information)
Temperature coefficient of output voltage	±20 ppm/°C

Mechanical Specifications

Total mechanical travel	360° continuous (320° with stop feature)
Bearing	Bearing bronze bushing
Weight	0.6 oz. typical
Static stop strength	40 in. oz.
Panel nut tightening torque	25 in. lb. max.
Supply voltage absolute limits	20 Vdc max., -10 Vdc min.
Independent linearity	±0.5% (0.25% available)
Hysteresis	0.2% max.
Resolution	0.088° for 360° travel, 0.011° for 45° travel

ANEXO B - HOJA DE DATOS DE LA CINTA DE VELCRO

Hoja Técnica 1/1
Ref. 1703012020
1703011005

CINTA ADHESIVA DOS CARAS

EASY CUT SATRA

Rollo de cinta con adhesivo listo para fijar por presión a cualquier superficie, buena flexibilidad y alta resistencia. Uso especial para telecomunicaciones, peinado de gabinetes y ordenado de cables, evita el desorden al separar los cables de datos de manera ordenada.

- Fácil de usar
- Reutilizable
- Segura
- Ajustable



ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

CONCEPTO	DESCRIPCIÓN	
Presentación	10mm x 5m	20mm x 20m
Ancho	10mm	20mm
Longitud	5m	20m
Espesor	1.2mm	1.2mm
Peso	21.5g	163g
Material	Nylon	
Fuerza de tracción horizontal	5kg	12kg
Fuerza de tracción vertical	200g	420g
Color	Negro	

Este documento es confidencial y propiedad de SATRA, quien posee los derechos de autor. Por ello no debe ser copiado o modificado en cualquier forma, en todo o en parte, sin el permiso por escrito de SATRA. Las características relacionadas con este documento no son contractuales y pueden ser modificadas sin previo aviso.
www.satranet.com



ANEXO C - HOJA DE DATOS DEL PLA

Ficha de datos técnicos PLA

Ultimaker

Denominación química	Ácido poliláctico
Descripción	El filamento de PLA Ultimaker ofrece una experiencia de impresión 3D sencilla gracias a su fiabilidad y buena calidad superficial. Nuestro PLA está fabricado con materiales orgánicos y renovables. Es seguro, fácil de utilizar en la impresión y se adecua a una amplia gama de aplicaciones para usuarios nuevos y experimentados.
Características principales	El PLA ofrece una buena resistencia a la tracción y calidad superficial, facilita el trabajo a altas velocidades de impresión, simplifica el uso en entornos domésticos y de oficina y permite la creación de piezas de alta resolución. Existe una amplia gama de opciones de color disponibles.
Aplicaciones	Herramientas domésticas, juguetes, proyectos educativos, objetos de exposición, prototipado, modelos arquitectónicos y también métodos de fundición a la cera perdida para crear piezas de metal.
No adecuado para	Aplicaciones en contacto con alimentos e in vivo. Uso prolongado en exteriores o aplicaciones en las cuales la parte impresa está expuesta a temperaturas superiores a 50 °C.

Especificaciones del filamento

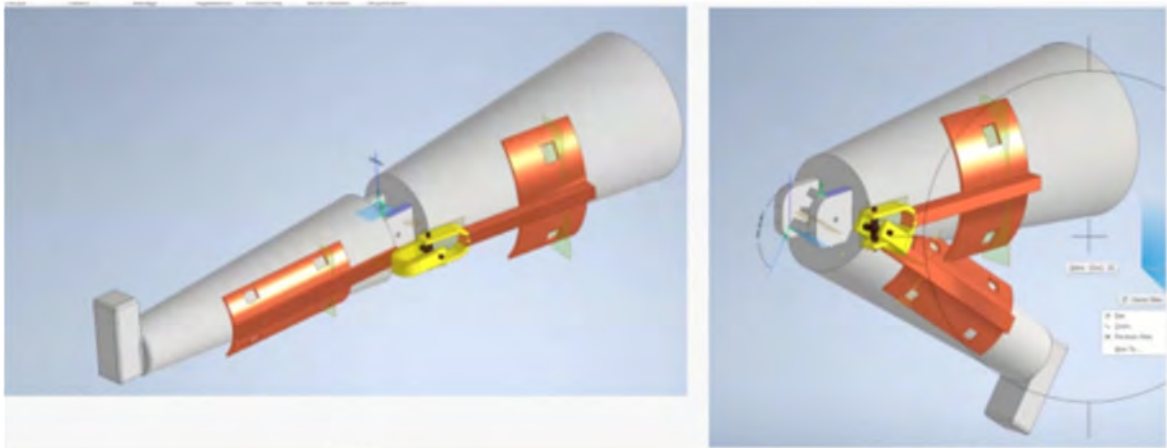
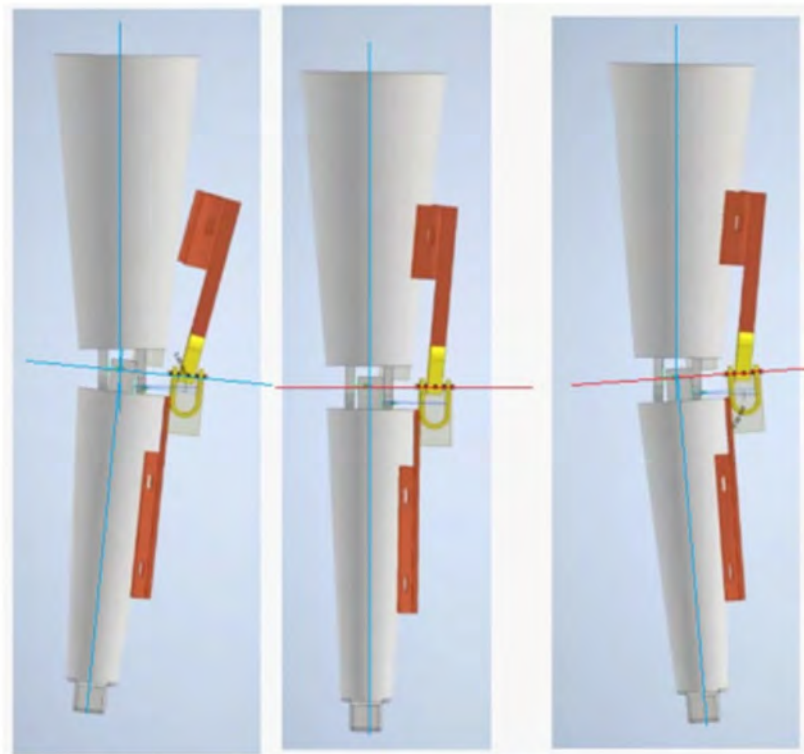
	<u>Valor</u>	<u>Método</u>
Diámetro	2,85 ± 0,10 mm	-
Desviación de redondez máxima	0,10 mm	-
Peso neto del filamento	350 g / 750 g	-
Longitud del filamento	-44 m / -95 m	-

Información sobre el color

<u>Color</u>	<u>Código de color</u>
PLA verde	RAL 6018
PLA negro	RAL 9005
PLA plata metalizado	RAL 9006
PLA blanco	RAL 9010
PLA transparente	n.p.
PLA naranja	RAL 2008
PLA azul	RAL 5002
PLA magenta	RAL 4010
PLA rojo	RAL 3020
PLA amarillo	RAL 1003
PLA blanco nacarado	RAL 1013

<u>Propiedades mecánicas (*)</u>	<u>Moldeo por inyección</u>		<u>Impresión 3D</u>	
	Valor típico	Método de ensayo	Valor típico	Método de ensayo
Módulo de elasticidad a la tracción	-	-	2346,5 MPa	ISO 527 (1 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la deformación	-	-	49,5 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la rotura	-	-	45,6 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la deformación	-	-	3,3 %	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la rotura	-	-	5,2 %	ISO 527 (50 mm/min)
Resistencia a la flexión	-	-	103,0 MPa	ISO 178
Módulo de flexión	-	-	3150,0 MPa	ISO 178
Resistencia a la prueba de impacto Izod, con mella (a 23 °C)	-	-	5,1 kJ/m ²	ISO 180
Resistencia a la prueba de impacto Charpy (a 23 °C)	-	-	-	-
Dureza	-	-	83 (Shore D)	Durómetro
<u>Propiedades térmicas</u>	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>		
Índice de fluidez (MFR)	6,09 g/10 min	ISO 1133 (210 °C, 2,16 kg)		
Deformación térmica (HDT) a 0,455 MPa	-	-		
Deformación térmica (HDT) a 1,82 MPa	-	-		
Transición vítrea	-60 °C	ISO 11357		
Coefficiente de expansión térmica	-	-		
Temperatura de fusión	145-160 °C	ISO 11357		
Contracción térmica	-	-		
<u>Otras propiedades</u>	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>		
Gravedad específica	1,24	ASTM D1505		
Clasificación de llama	-	-		

(*) Ver las notas.

ANEXO D - IDEA INICIAL DEL PROTOTIPO**(a)****(b)****(c)****(d)****(e)**

Vista del dispositivo en diferentes posiciones, mostrando: (a) Flexión, (b) Extensión, (c) Genu Valgo, (d) Posición neutral, y (e) Genu Varo

ANEXO E - BOLETA COMPRA DE SENSOR Y PCB



1000 North Main Street, Mouserfield, TX 75063
 Representante de Servicio al Cliente: Internet Customer Service
 Servicio al Cliente: +52 33 3612 7301
 Crédito: +1 817 804 8545
 RFC / Federal ID# 91-1520598

INCOTERMS: FCA, Punto de Embarque

Factura - Recibo de tarjeta de crédito
 Invoice - Credit Card Receipt

N° de Factura Invoice No.	Fecha de la Factura Invoice Date	N° de Página Page No.
79482049	29-MAR-24	1 of 1
N° de pedido de compra Purchase Order No.	Número de Guía Master Tracker No.	
123456	5085735546	
Número de Cliente Customer Num	Términos Terms	Fecha Del Pedido Order Date
E16CED7	VI 9140	28-MAR-24

Contacto Contact Name	Enviar Vía Ship Via	Número de Cliente Customer Num	Términos Terms	Fecha Del Pedido Order Date
G ANGLUO NIQUEN	DHL WORLDWIDE PRIORITY EX	E16CED7	VI 9140	28-MAR-24

Facturar
A
Bill To

ANGULO NIQUEN, GUILLERMO
 JR. PEREZ DE TUDELA 2011
 LIMA Lima 01, LIMA
 PERU

Enviar
A
Ship To

ANGULO NIQUEN, GUILLERMO
 JR. PEREZ DE TUDELA 2011
 LIMA, LIMA
 PERU

Linea N° Line No.	Número de Parte de M N° de Parte-Cliente/Fabricante Description	Mouser Part Number Customer/MFG Part No. Description	Cantidad Ordenada Quantity Ordered	Cantidad Enviada Quantity Shipped	Cantidad Pendiente Quantity Pending	Precio Por Unidad Unit Price (PED)	Precio Total Extended Price (PED)
1	868-6127V1A180L6PS N° de Parte-Fabricante: 6127V1A180L6PS BI Technologies / TT Electronics 4.5 - 6.5 Volts Line / Sensores industriales de movimiento / posición US HTS:8606110090 ECCN:EAR99 COO:MX		2	2	0	94.180	188.36
Mercancía Merchandise		Manejo Handling	Flete Freight	I/A TAX	Pagado con tarjeta de crédito Paid by credit card		PED 318.36
188.36		0.00	130.00	0.00			
Información de Envío				Shipping Information			
<p>Estos artículos están controlados por el Gobierno de los Estados Unidos y se autoriza su exportación únicamente al país de destino final para ser utilizado por el último destinatario o consumidor final identificado en el presente documento. No pueden ser revendidos, transferidos o de otra manera puestos a disposición a ningún otro país o persona que no sean los últimos destinatarios o consumidores finales autorizados, ya sea en su forma original o después de ser integrados en otros artículos, sin primero obtener la aprobación del Gobierno de los Estados Unidos o ser de otra forma autorizado por las leyes y reglamentos de los Estados Unidos.</p> <p>Fecha de envío: Mar 28, 2024 These items are controlled by the U.S. Government and authorized for export only to the country of ultimate destination for use by the ultimate consignee or end-user(s) herein identified. They may not be resold, transferred, or otherwise disposed of, to any other country or to any person other than the authorized ultimate consignee or end-user(s), either in their original form or after being incorporated into other items, without first obtaining approval from the U.S. government or as otherwise authorized by U.S. law and regulations.</p>							
Número(s) de Guía y Peso Facturado				Tracking Number(s) and Bill Weight			
5085735546 0.30 lb							

Este pedido está sujeto a todos los términos y condiciones mencionados en: <https://www.mouser.com/usa/terms>
 This order is subject to all terms and conditions displayed at: <https://www.mouser.com/usa/terms>



JiaLiChuang (HongKong) Co., Limited

Unit 21, 28/F, Metropole Square
 No.2 On Yiu Street, Shatin, New Territories
 HONG KONG, China
 support@jlcpcb.com
 +86 755 23919769
 JLCPCB.COM

Invoice No.:	7986407A202408301640638
Invoice Date:	31/08/2024
Batch No.:	W202408301640638
Ship Via:	FedEx International Packet
Type of Trade:	CPT

Ship To:

Guillermo Angulo Niquen
 Jr. Perez de tudela
 Lima Lima Lima 01
 PE
 Email:contacto3dtec@gmail.com
 Tel: +51917205556
 VAT No:

Billing To:

Guillermo Angulo Niquen
 Jr. Perez de tudela 2611
 Lima Lima Lima 01
 PERU
 Email:contacto3dtec@gmail.com
 Tel: 917205556
 VAT No:

Product	File Name	Order Number	QTY	Unit Price	Ext.Price
1 2-layer Bare Rigid Printed circuit board	Gerber_Goniometro_Y5	Y5	3	USD \$0.4000	USD \$1.2000
2 2-layer Bare Rigid Printed circuit board	Gerber_ejemplo_PCB_Y6	Y6	3	USD \$0.8000	USD \$2.4000
3 Rigid Populated printed circuit board	Gerber_Goniometro_Y5	SMT02408301919232-Y5	2	USD \$5.1900	USD \$10.3800
4 Rigid Populated printed circuit board	Gerber_ejemplo_PCB_Y6	SMT02408301919238-Y6	2	USD \$9.2200	USD \$18.4400

Merchandise Total:	USD \$32.42
Shipping:	USD \$38.10
Grand Total:	USD \$70.52



ANEXO F - CODIGO DEL MODO MANUAL – ARDUINO PARA SoC SP32

```

#include <SD.h>
#include <SPI.h>
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SSD1327.h>
#include "BluetoothSerial.h" // Incluir la biblioteca de Bluetooth

#define SCREEN_WIDTH 128
#define SCREEN_HEIGHT 128
#define OLED_RESET -1
Adafruit_SSD1327 display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire,
OLED_RESET);

#define SCROLL_BUTTON_PIN 27
#define SELECT_BUTTON_PIN 14
#define POT1_PIN 34
#define POT2_PIN 35
#define NEOPIXEL_I2C_POWER 33
#define SD_CS_PIN 5 // Pin CS para el módulo SD
#define BATTERY_PIN 4 // Pin G4 para la lectura de la corriente de la batería

#define MAX_MENU_OPTIONS 2
#define MAX_MANUAL_OPTIONS 3
#define MAX_BT_MENU_OPTIONS 1 // Solo una opción en el submenú Bluetooth

int manualMenuOption = 0;
int menuOption = 0;
int btMenuOption = 0;
int flexionExtensionValue = 0;
int genuvalgoVaroValue = 0;
int baseFlexionExtensionValue = 0;
int baseGenuvalgoVaroValue = 0;
int batteryLevel = 0; // Variable para almacenar el nivel de batería

bool sendingData = false; // Variable para controlar el envío de datos

BluetoothSerial SerialBT; // Instancia para el Bluetooth

// Un bitmap simple (16x16) de una sonrisa
const unsigned char LogoPUCP [] PROGMEM = {
  0xff, 0xff, 0xff, 0xff, 0xff, 0xf8, 0x00, 0x00, 0x1f, 0xff, 0xff, 0xff, 0xff, 0xff,
  0xff..... 0xff, 0xff.
};

void displayMessage(const String& message) {
  display.clearDisplay();
  display.setCursor(0, 0);

```

```

    display.println(message);
    display.display();
    delay(2000);
}

void showBTSubMenu() {
    display.clearDisplay();
    display.setTextSize(1);
    display.setTextColor(SSD1327_WHITE);
    display.setCursor(0, 0);
    display.println("Conectado a BT:");

    const char* btMenuItems[] = {"1. Terminar Conexion"};
    for (int i = 0; i < MAX_BT_MENU_OPTIONS; i++) {
        display.setCursor(0, 16 + 16 * i);
        display.print(i == btMenuOption ? "> " : " ");
        display.println(btMenuItems[i]);
    }
    display.display();
}

void setup() {
    pinMode(SCROLL_BUTTON_PIN, INPUT_PULLUP);
    pinMode(SELECT_BUTTON_PIN, INPUT_PULLUP);
    pinMode(NEOPIXEL_I2C_POWER, OUTPUT);
    pinMode(BATTERY_PIN, INPUT); // Configurar el pin G4 como entrada
    digitalWrite(NEOPIXEL_I2C_POWER, HIGH);

    Serial.begin(115200); // Para inicialización de la pantalla OLED
    Wire.begin(21, 22); // Pines I2C para la pantalla OLED
    Wire.setClock(100000);

    // Inicialización de Bluetooth
    SerialBT.begin("ESP32-BT-Slave");
    Serial.println("Bluetooth started! Pair with 'ESP32-BT-Slave'");

    if (!display.begin(0x3C)) {
        displayMessage("OLED init failed");
        Serial.println("Error: OLED init failed");
        while (1); // Mantener aquí para evitar avanzar si OLED falla
    } else {
        display.clearDisplay();

        // Dibujar bitmap
        display.drawBitmap(3, 7, LogoPUCP, 112, 114, SSD1327_WHITE);
        display.display();
        Serial.println("Display initialized");
        delay(2000); // Espera 2 segundos
    }
}

```

```

display.setTextSize(1); // Tamaño del texto
display.setTextColor(SSD1327_WHITE); // Color del texto
display.setCursor(10, 121); // Posición del cursor X, Y

// Mostrar texto inicial
display.println("Electrogoniometro..."); // Texto a mostrar
display.display(); // Muestra el contenido en la pantalla
delay(2000); // Espera 2 segundos

// Llama al menú principal
showMenu();
}
}

void loop() {
  if (sendingData) {
    handleBTSubMenu(); // Manejar el submenú de Bluetooth
  } else {
    handleMenuSelection();
  }

  updateBatteryDisplay(); // Actualizar la pantalla OLED con la carga de la batería
}

void showMenu() {
  display.clearDisplay();
  display.setTextSize(1);
  display.setTextColor(SSD1327_WHITE);
  display.setCursor(0, 0);
  display.println("Menu:");

  const char* menuItems[] = {"1. Manual", "2. Inalambrico"};
  for (int i = 0; i < MAX_MENU_OPTIONS; i++) {
    display.setCursor(0, 16 + 16 * i);
    display.print(i == menuOption ? "> " : " ");
    display.println(menuItems[i]);
  }

  updateBatteryDisplay(); // Mostrar el nivel de batería en el menú
  display.display();
}

void updateBatteryDisplay() {
  int sensorValue = analogRead(BATTERY_PIN); // Leer el valor del sensor
  float voltage = sensorValue * (3.3 / 4095.0) * 5.0; // Convertir el valor a voltios con la
  relación del divisor de voltaje
  int batteryLevel = map(voltage, 0, 25, 0, 100); // Convertir el voltaje a porcentaje
  batteryLevel = constrain(batteryLevel, 0, 100); // Asegurarse de que el valor esté entre 0
  y 100%
}

```

```
// Limpiar la parte de la pantalla donde se muestra el porcentaje de la batería
display.fillRect(0, 96, SCREEN_WIDTH, 16, SSD1327_BLACK); // Limpiar la zona
donde se mostrará el nivel de batería
```

```
// Mostrar el nivel de batería en la pantalla OLED
display.setCursor(0, 96); // Mostrar el voltaje debajo del porcentaje de batería
display.print("Bateria: ");
display.print(batteryLevel);
display.println("%");
display.display();
}
```

```
bool readButton(int pin) {
  bool state = digitalRead(pin) == LOW;
  delay(50); // Debounce simple
  return state && (digitalRead(pin) == LOW);
}
```

```
void handleMenuSelection() {
  static unsigned long lastInteractionTime = millis();
  if (millis() - lastInteractionTime < 200) return;

  if (readButton(SCROLL_BUTTON_PIN)) {
    menuOption = (menuOption + 1) % MAX_MENU_OPTIONS;
    showMenu();
    lastInteractionTime = millis();
  }

  if (readButton(SELECT_BUTTON_PIN)) {
    lastInteractionTime = millis();
    if (executeMenuAction()) {
      showMenu();
    }
  }
}
```

```
bool executeMenuAction() {
  switch (menuOption) {
    case 0:
      return showManualMenu();
    case 1:
      sendingData = true; // Activar el envío continuo de datos por Bluetooth
      return true;
  }
  return false;
}
```

```
// Función para convertir el voltaje en ángulo para flexión/extensión
```

```

float voltageToAngleFlexExt(float voltage) {
  // Usando la ecuación  $y = 0.0172x + 0.0449$ 
  // Despejamos x (ángulo):
  float angle = (voltage - 0.0449) / 0.0172;
  return angle;
}

// Función para convertir el voltaje en ángulo para genu varo/valgo
float voltageToAngleGenu(float voltage) {
  // Usando la ecuación  $y = 0.017x + 0.0996$ 
  // Despejamos x (ángulo):
  float angle = (voltage - 0.0996) / 0.017;
  return angle;
}

bool showManualMenu() {
  while (true) {
    int rawPot1Value = getStableReading(POT1_PIN);
    int rawPot2Value = getStableReading(POT2_PIN);

    // Convertir los valores crudos a voltios
    float voltagePot1 = rawPot1Value * (3.3 / 4095.0);
    float voltagePot2 = rawPot2Value * (3.3 / 4095.0);

    // Calcular los ángulos basados en los voltajes
    float angleFlexExt = constrain(voltageToAngleFlexExt(voltagePot1), 0, 180);
    float angleGenu = constrain(voltageToAngleGenu(voltagePot2), 0, 180);

    // Imprimir los valores crudos, voltajes y ángulos en el monitor serial
    Serial.print("Raw Pot1 Value: ");
    Serial.print(rawPot1Value);
    Serial.print(", ");
    Serial.print(voltagePot1);
    Serial.print(" V, ");
    Serial.print(angleFlexExt);
    Serial.println("");

    Serial.print("Raw Pot2 Value: ");
    Serial.print(rawPot2Value);
    Serial.print(", ");
    Serial.print(voltagePot2);
    Serial.print(" V, ");
    Serial.print(angleGenu);
    Serial.println("");

    // Mostrar los valores en la pantalla OLED
    display.clearDisplay();
    display.setTextSize(1);
    display.setTextColor(SSD1327_WHITE);
  }
}

```

```

display.setCursor(0, 0);
display.println("Modo Manual:");
display.setCursor(0, 16);
display.println("  Medida del Rango");
display.setCursor(0, 32);
display.println("    Articular");
display.setCursor(0, 48);
display.print("Mov. Flex/Ext.: ");
display.print(angleFlexExt);
display.setCursor(0, 64);
display.print("Genuvalgo/varo: ");
display.print(angleGenu);
displayOptions();
display.display();

if (handleManualSelection()) {
    return true;
}
delay(100);
}
return false;
}

// Función para obtener una lectura estable (promedio de múltiples lecturas)
int getStableReading(int pin) {
    const int numSamples = 10;
    int total = 0;
    for (int i = 0; i < numSamples; i++) {
        total += analogRead(pin);
        delay(10); // Pequeña demora entre muestras
    }
    return total / numSamples;
}

void displayOptions() {
    const char* options[] = {"1. Calibrar", "2. Guardar", "3. Volver"};
    for (int i = 0; i < MAX_MANUAL_OPTIONS; i++) {
        display.setCursor(0, 80 + 16 * i);
        display.print(manualMenuOption == i ? "> " : " ");
        display.println(options[i]);
    }
    display.display();
}

bool handleManualSelection() {
    if (readButton(SCROLL_BUTTON_PIN)) {
        manualMenuOption = (manualMenuOption + 1) % MAX_MANUAL_OPTIONS;
        displayOptions();
        display.display();
    }
}

```

```

    return false;
}

if (readButton(SELECT_BUTTON_PIN)) {
    switch (manualMenuOption) {
        case 0: // Calibrar
            baseFlexionExtensionValue = getStableReading(POT1_PIN);
            baseGenuvalgoVaroValue = getStableReading(POT2_PIN);
            displayMessage("Calibración completa: Pots reiniciados a 0 grados.");
            return false;
        case 1: // Guardar
            saveDataToSD();
            return false;
        case 2: // Volver
            return true;
    }
}
return false;
}

void saveDataToSD() {
    SPI.begin(18, 19, 23, 5); // Configuración de pines SPI: SCK, MISO, MOSI, CS
    if (!SD.begin(SD_CS_PIN)) {
        displayMessage("SD init failed");
        return;
    }

    File dataFile = SD.open("/data.txt", FILE_WRITE);
    if (dataFile) {
        dataFile.print("Mov. Flex/Ext.: ");
        dataFile.println(flexionExtensionValue);
        dataFile.print("Genuvalgo/varo: ");
        dataFile.println(genuvalgoVaroValue);
        dataFile.close();
        displayMessage("Datos guardados en SD");
    } else {
        displayMessage("Error al abrir data.txt");
    }
}

void handleBTSubMenu() {
    showBTSubMenu(); // Mostrar el submenú cada vez

    while (sendingData) { // Mantener en el submenú mientras se envían datos
        sendDataOverBluetooth();

        if (readButton(SCROLL_BUTTON_PIN)) {
            btMenuOption = (btMenuOption + 1) % MAX_BT_MENU_OPTIONS;
            showBTSubMenu();
        }
    }
}

```

```

}

if (readButton(SELECT_BUTTON_PIN)) {
  if (btMenuOption == 0) { // Terminar Conexión
    SerialBT.end(); // Finaliza la conexión Bluetooth
    sendingData = false; // Detener el envío de datos
    displayMessage("Conexion Terminada");
    showMenu(); // Volver al menú principal
    break; // Salir del bucle
  }
}
}
}

void sendDataOverBluetooth() {
  int rawPot1Value = getStableReading(POT1_PIN);
  int rawPot2Value = getStableReading(POT2_PIN);

  // Ajustar con el valor de calibración para flexión/extensión
  flexionExtensionValue = constrain(voltageToAngleFlexExt((rawPot1Value -
baseFlexionExtensionValue) * (3.3 / 4095.0)), 0, 180);
  // Ajustar con el valor de calibración para genu varo/valgo
  genuvalgoVaroValue = constrain(voltageToAngleGenu((rawPot2Value -
baseGenuvalgoVaroValue) * (3.3 / 4095.0)), 0, 180);

  String data = "Mov. Flex/Ext.(°): " + String(flexionExtensionValue) + "
Genuvalgo/varo(°): " + String(genuvalgoVaroValue);
  SerialBT.println(data);
  delay(500); // Ajustar el tiempo según sea necesario
}

```

ANEXO G - CODIGO DE LA INTERFAZ DE USUARIO – MATHLAB

```

% Liberar puertos ocupados
oldSerial = instrfind;
if ~isempty(oldSerial)
    fclose(oldSerial);
    delete(oldSerial);
end

% Verificar puertos disponibles
ports = serialportlist("available");
disp("Available ports:");
disp(ports);

% Inicializar variables para la gráfica
flex_ext_angles = [];
genuvalgo_varo_angles = [];
resultant_angles = [];
times = [];
startTime = tic; % Iniciar temporizador

% Nombre del archivo Excel
filename = 'H:\Mi unidad\Proyecto goniometro\Dominio Interfaz\PROGRAMA
MATHLAB\datos_rodilla.xlsx';

try
    port = "COM6"; % Intenta primero con COM6
    baudrate = 115200;
    device = serialport(port, baudrate, 'Timeout', 10); % 10 segundos de
timeout

    % Configurar terminator si es necesario
    configureTerminator(device, "CR/LF");

    disp("Conexión exitosa a COM6. Esperando datos...");
    while true
        if device.NumBytesAvailable > 0
            data = readline(device);
            disp("Dato recibido: " + data);

            % Extraer los ángulos de la cadena de texto
            flex_ext_angle = extractBetween(data, "Mov. Flex/Ext.(°): ", "
Genuvalgo/varo(°):");
            genuvalgo_varo_angle = extractAfter(data, "Genuvalgo/varo(°): ");

            % Convertir a número
            flex_ext_angle = str2double(flex_ext_angle);
            genuvalgo_varo_angle = str2double(genuvalgo_varo_angle);

            % Verificar si los valores son numéricos válidos
            if ~isnan(flex_ext_angle) && ~isnan(genuvalgo_varo_angle)
                % Almacenar ángulos y tiempo
                flex_ext_angles = [flex_ext_angles; flex_ext_angle];
                genuvalgo_varo_angles = [genuvalgo_varo_angles;
genuvalgo_varo_angle];
                times = [times; toc(startTime)];
            end
        end
    end
end

```

```

% Cálculo del ángulo resultante con matrices de rotación
% Convertir los ángulos a radianes
flex_ext_angle_rad = deg2rad(flex_ext_angle);
genuvalgo_varo_angle_rad = deg2rad(genuvalgo_varo_angle);

% Matrices de rotación
R_flexion = [cos(flex_ext_angle_rad), 0,
sin(flex_ext_angle_rad);
            0, 1, 0;
            -sin(flex_ext_angle_rad), 0,
cos(flex_ext_angle_rad)];

R_desviation = [1, 0, 0;
               0, cos(genuvalgo_varo_angle_rad), -
sin(genuvalgo_varo_angle_rad);
               0, sin(genuvalgo_varo_angle_rad),
cos(genuvalgo_varo_angle_rad)];

% Matriz combinada
R_resultante = R_desviation * R_flexion;

% Aplicar rotación al vector base
V_base = [0; 0; 1];
V_resultante = R_resultante * V_base;

% Cálculo del ángulo resultante
magnitud = norm(V_resultante);
resultant_angle_rad = acos(V_resultante(3) / magnitud);
resultant_angle = rad2deg(resultant_angle_rad);

% Almacenar resultado
resultant_angles = [resultant_angles; resultant_angle];

% Guardar los datos en un archivo Excel en cada iteración
T = table(times, flex_ext_angles, genuvalgo_varo_angles,
resultant_angles, ...
'VariableNames', {'Tiempo', 'Angulo_Flex_Ext',
'Angulo_Genuvalgo_Varo', 'Angulo_Resultante'});
writetable(T, filename, 'WriteMode', 'append'); % Usar 'append'
para agregar datos

% Figura 1: Graficar los ángulos en tiempo real
figure(1);
subplot(3,1,1);
plot(times, flex_ext_angles, '-o');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Ángulo Flex/Ext (grados)');
title('Ángulo de Flexión/Extensión vs Tiempo');
grid on;

subplot(3,1,2);
plot(times, genuvalgo_varo_angles, '-o');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Ángulo Genuvalgo/Varo (grados)');
title('Ángulo de Genuvalgo/Varo vs Tiempo');
grid on;

```

```

        subplot(3,1,3);
        plot(times, resultant_angles, '-o');
        xlabel('Tiempo (s)');
        ylabel('Ángulo Resultante (grados)');
        title('Ángulo Resultante vs Tiempo');
        grid on;

        drawnow;
    end
end
end
catch e
    disp("Error: " + e.message);
    clear device; % Limpiar el objeto serial

    % Si COM6 no funciona, intentar con COM7
    try
        port = "COM7"; % Cambia a COM7 si COM6 falla
        device = serialport(port, baudrate, 'Timeout', 10); % 10 segundos de
timeout

        % Configurar terminator si es necesario
        configureTerminator(device, "CR/LF");

        disp("Conexión exitosa a COM7. Esperando datos...");
        while true
            if device.NumBytesAvailable > 0
                data = readline(device);
                disp("Dato recibido: " + data);

                % Extraer los ángulos de la cadena de texto
                flex_ext_angle = extractBetween(data, "Mov. Flex/Ext.(Â°): ", "
Genuvalgo/varo(Â°):");
                genuvalgo_varo_angle = extractAfter(data, "Genuvalgo/varo(Â°):
");

                % Convertir a número
                flex_ext_angle = str2double(flex_ext_angle);
                genuvalgo_varo_angle = str2double(genuvalgo_varo_angle);

                % Verificar si los valores son numéricos válidos
                if ~isnan(flex_ext_angle) && ~isnan(genuvalgo_varo_angle)
                    % Almacenar ángulos y tiempo
                    flex_ext_angles = [flex_ext_angles; flex_ext_angle];
                    genuvalgo_varo_angles = [genuvalgo_varo_angles;
genuvalgo_varo_angle];
                    times = [times; toc(startTime)];

                    % Cálculo del ángulo resultante (repetido para COM7)
                    flex_ext_angle_rad = deg2rad(flex_ext_angle);
                    genuvalgo_varo_angle_rad = deg2rad(genuvalgo_varo_angle);

                    R_flexion = [cos(flex_ext_angle_rad), 0,
sin(flex_ext_angle_rad);
                                0, 1, 0;
                                -sin(flex_ext_angle_rad), 0,
cos(flex_ext_angle_rad)];

```

```

        R_desviation = [1, 0, 0;
                        0, cos(genuvalgo_varo_angle_rad), -
sin(genuvalgo_varo_angle_rad);
                        0, sin(genuvalgo_varo_angle_rad),
cos(genuvalgo_varo_angle_rad)];

        R_resultante = R_desviation * R_flexion;

        V_base = [0; 0; 1];
        V_resultante = R_resultante * V_base;

        magnitud = norm(V_resultante);
        resultant_angle_rad = acos(V_resultante(3) / magnitud);
        resultant_angle = rad2deg(resultant_angle_rad);

        resultant_angles = [resultant_angles; resultant_angle];

        % Guardar datos y graficar (similar al bloque de COM6)
    end
end
end
catch e
    disp("Error: " + e.message);
    clear device; % Limpiar el objeto serial
end
end
end

```



ANEXO H - CÓDIGO PARA EL ANÁLISIS ANGULAR EN MATLAB

```

% Datos
posiciones = 1:15; % Posiciones de 1 a 15
gonio_promedio = [NaN, 10.00, 19.67, 29.33, 38.67, 48.00, 57.67, 67.67, 77.00,
89.17, 98.63, 106.33, 116.00, 125.67, 135.67];
electrogonio_promedio = [0.00, 10.06, 19.33, 28.80, 39.97, 47.83, 57.70, 67.77,
77.87, 90.23, 99.90, 107.07, 116.80, 126.53, 136.27];

% Cálculo de la diferencia y error relativo
diferencia_promedio_nuevo = electrogonio_promedio - gonio_promedio;
porcentaje_error_promedio_nuevo = abs(diferencia_promedio_nuevo ./
gonio_promedio) * 100;

% Gráfico comparativo entre el promedio de Goniómetro y Electrogoniómetro
figure;
plot(posiciones, gonio_promedio, '-o', 'DisplayName', 'Promedio Goniómetro');
hold on;
plot(posiciones, electrogonio_promedio, '-s', 'DisplayName', 'Promedio
Electrogoniómetro');
title('Comparación de Mediciones entre Goniómetro y Electrogoniómetro');
xlabel('Posición');
ylabel('Mediciones (Grados)');
legend show;
grid on;
hold off;

% Gráfico de la diferencia absoluta entre promedios
figure;
plot(posiciones, diferencia_promedio_nuevo, '-xr', 'DisplayName', 'Diferencia
Absoluta');
title('Diferencia entre Goniómetro y Electrogoniómetro');
xlabel('Posición');
ylabel('Diferencia (Grados)');
grid on;

% Gráfico del porcentaje de error relativo
figure;
plot(posiciones, porcentaje_error_promedio_nuevo, '-dg', 'DisplayName',
'Porcentaje de Error Relativo');
title('Porcentaje de Error entre Goniómetro y Electrogoniómetro');
xlabel('Posición');
ylabel('Error (%)');
grid on;

% Mostrar los datos calculados en MATLAB
T = table(posiciones', gonio_promedio', electrogonio_promedio',
diferencia_promedio_nuevo', porcentaje_error_promedio_nuevo', ...
'VariableNames', {'Posición', 'Goniómetro', 'Electrogoniómetro',
'Diferencia', 'Porcentaje de Error (%)'});

disp(T);

```

ANEXO I - CÓDIGO PARA ANÁLISIS ANGULAR EN MODO INALÁMBRICOS EN MATLAB

```

archivos Excel
filenames = {'datos_rodilla Genuvaro.xlsx', 'datos_rodilla Normal.xlsx',
'datos_rodilla Genuvalgo.xlsx'};

% Crear una nueva figura
figure;

for i = 1:3
    % Cargar datos desde el archivo Excel
    data = readtable(filenames{i});

    % Extraer las columnas de interés
    tiempo = data(:,1); % Columna de tiempo
    flexion_extension = data(:,2); % Columna de flexión/ extensión
    valgo_varo = data(:,3); % Columna de valgo/varo
    angulo_resultante = data(:,4); % Columna de ángulo resultante

    % Análisis descriptivo básico
    mean_flexion_extension = mean(flexion_extension);
    std_flexion_extension = std(flexion_extension);
    max_flexion_extension = max(flexion_extension);
    min_flexion_extension = min(flexion_extension);

    mean_valgo_varo = mean(valgo_varo);
    std_valgo_varo = std(valgo_varo);
    max_valgo_varo = max(valgo_varo);
    min_valgo_varo = min(valgo_varo);

    mean_angulo_resultante = mean(angulo_resultante);
    std_angulo_resultante = std(angulo_resultante);
    max_angulo_resultante = max(angulo_resultante);
    min_angulo_resultante = min(angulo_resultante);

    % Mostrar los resultados del análisis descriptivo en la consola
    fprintf('Análisis descriptivo para %s\n', filenames{i});
    fprintf('Flexión/Extensión: Media = %.2f, Desviación Estándar = %.2f,
Máximo = %.2f, Mínimo = %.2f\n', ...
        mean_flexion_extension, std_flexion_extension, max_flexion_extension,
min_flexion_extension);
    fprintf('Valgo/Varo: Media = %.2f, Desviación Estándar = %.2f, Máximo =
%.2f, Mínimo = %.2f\n', ...
        mean_valgo_varo, std_valgo_varo, max_valgo_varo, min_valgo_varo);
    fprintf('Ángulo Resultante: Media = %.2f, Desviación Estándar = %.2f,
Máximo = %.2f, Mínimo = %.2f\n\n', ...
        mean_angulo_resultante, std_angulo_resultante, max_angulo_resultante,
min_angulo_resultante);

    % Crear subplot para cada archivo
    subplot(3, 1, i); % Crear 3 filas y 1 columna de subplots, y seleccionar
el subplot i
    hold on;

    % Graficar las diferentes variables con respecto al tiempo

```

```
plot(tiempo, flexion_extension, '-r', 'DisplayName', 'Flexión/Extensión');
plot(tiempo, valgo_varo, '-g', 'DisplayName', 'Valgo/Varo');
plot(tiempo, angulo_resultante, '-b', 'DisplayName', 'Ángulo Resultante');

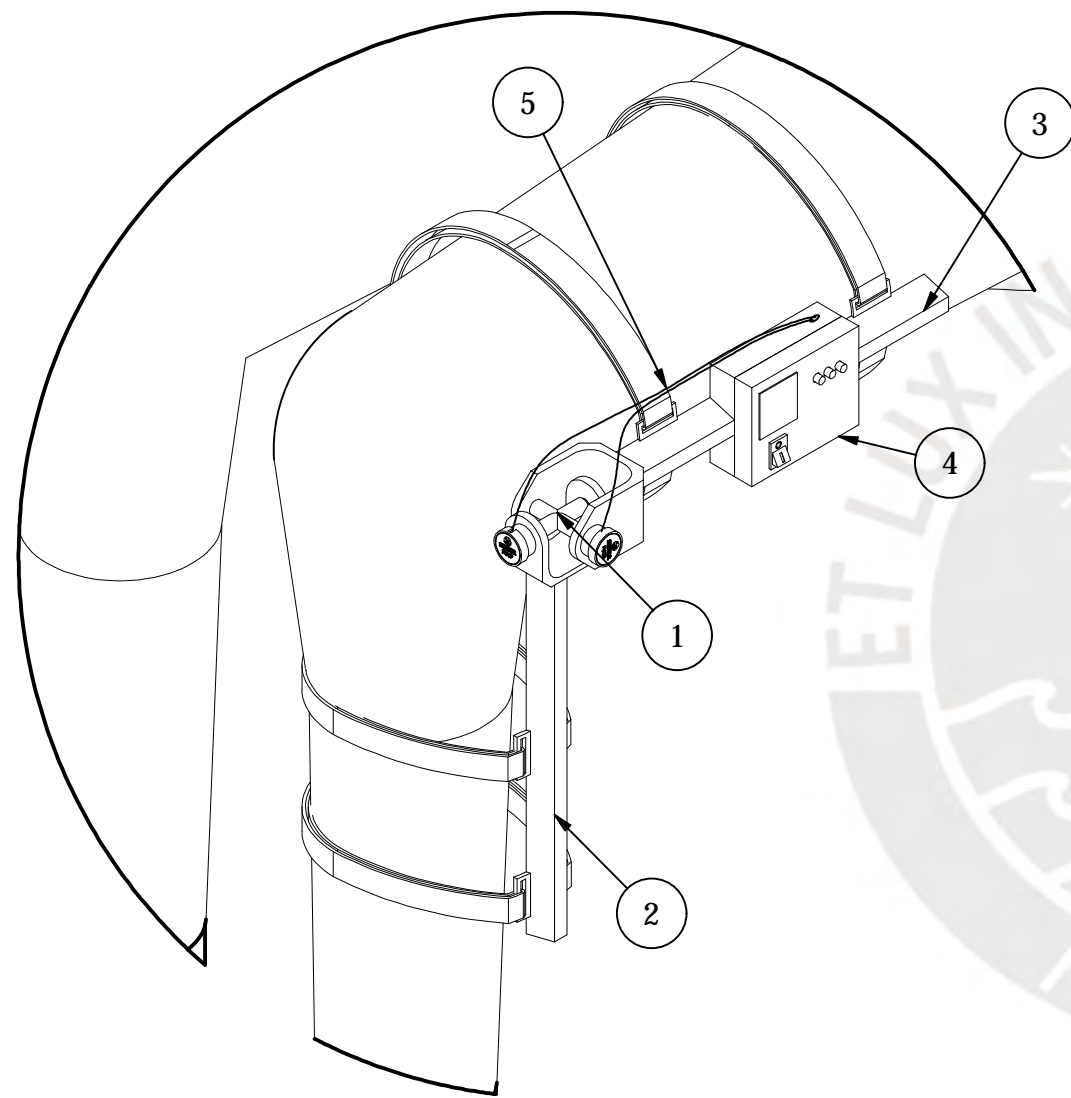
% Personalizar la gráfica
title(['Gráfica de Movimiento Articular - ', strrep(filenamees{i}, '_', '
')]); % Reemplazar guiones bajos por espacios para una mejor visualización
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Ángulo (°)');
legend('show');
grid on;
hold off;
end

% Ajustar el espaciado entre los subplots para mejor visualización
sgtitle('Comparación de movimientos articulares en diferentes ensayos de
desviación articular'); % Título global para todas las gráficas
tight_layout();
```



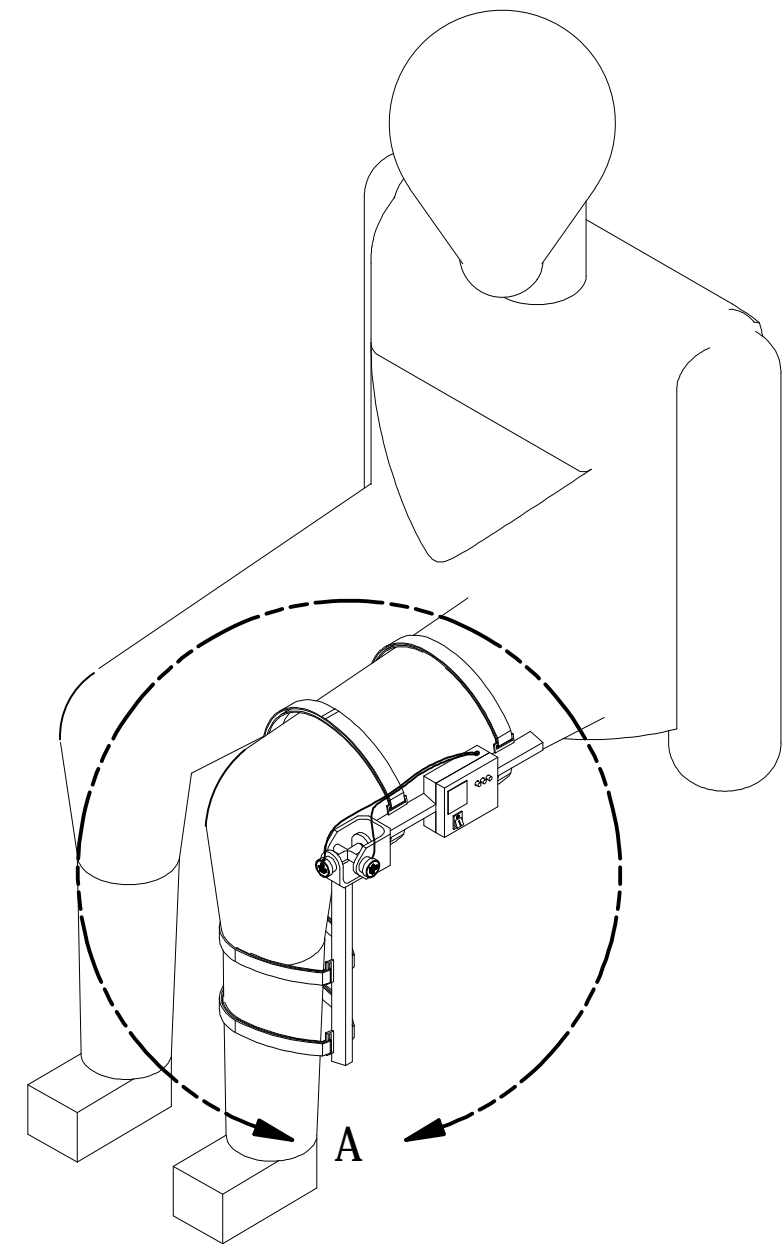
ANEXO J - PLANOS





DETALLE A
ESCALA 1 / 5

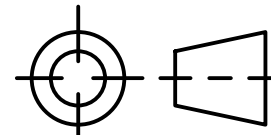
LA ESTRUCTURA SOPORTE DE LA PANTORRILLA Y LA ESTRUCTURA SOPORTE DEL MUSLO ESTÁN FIJADAS AL CUERPO MEDIANTE CINTAS DE VELCRO.



LISTA DE PARTES				
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	MATERIAL	OBSERVACIONES
5	1	Cables recubiertos		
4	1	Caja de componentes electrónicos		PE-A3-01
3	1	Estructura soporte de muslo		PD-A3-02
2	1	Estructura soporte de pantorrilla		PD-A3-03
1	1	Mecanismo de 2 grados de libertad		PE-A3-02

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
ESCUELA DE POSGRADO - MAestrÍA EN INGENIERÍA MECATRÓNICA

Método de Proyección



DISEÑO DE UN ELECTROGONIÓMETRO PARA MEDIR LOS ÁNGULOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN Y GENU VARO-VALGO DE LA RODILLA.

ESQUEMA DEL SISTEMA INTEGRADO

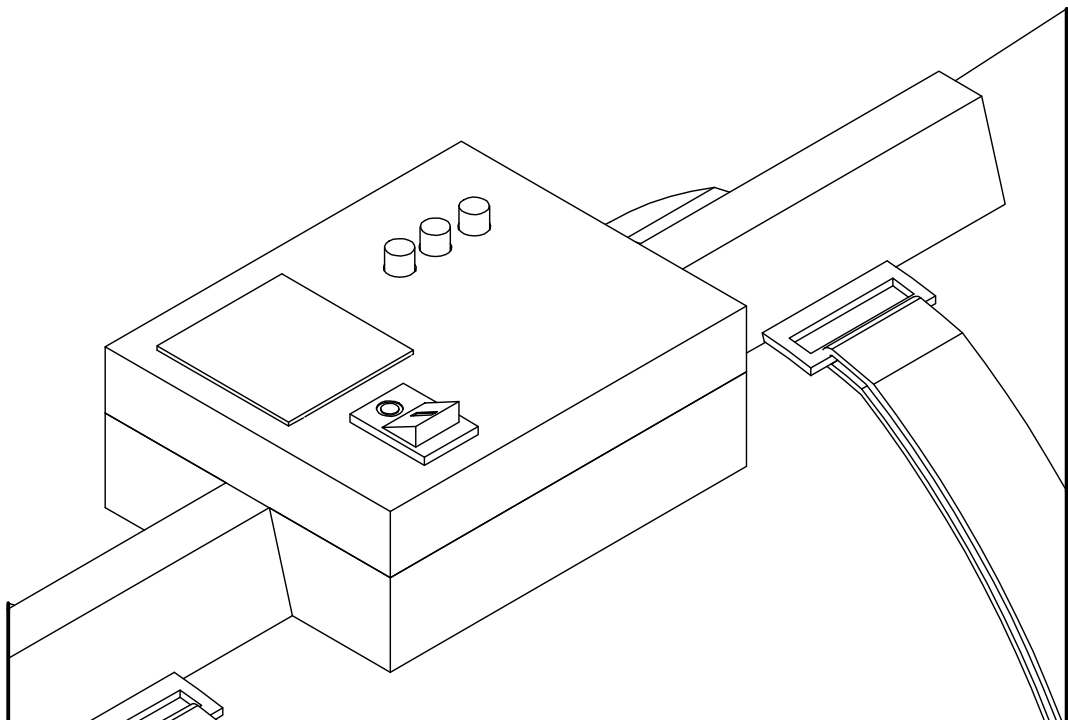
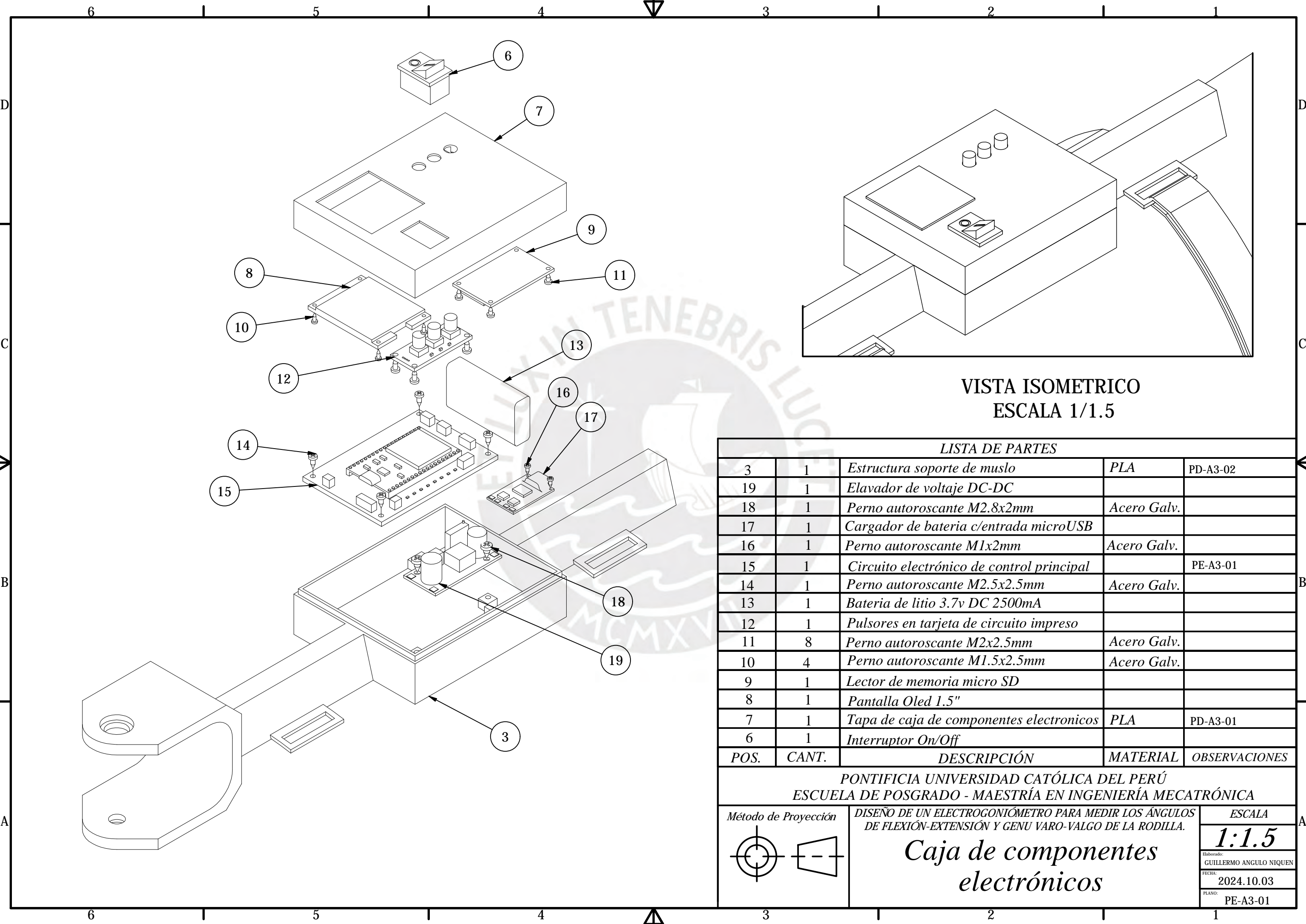
ESCALA

1:5

Elaborado:
GUILLERMO ANGULO NIQUEN

FECHA:
2024.10.03

PLANO:
PE-A3-00

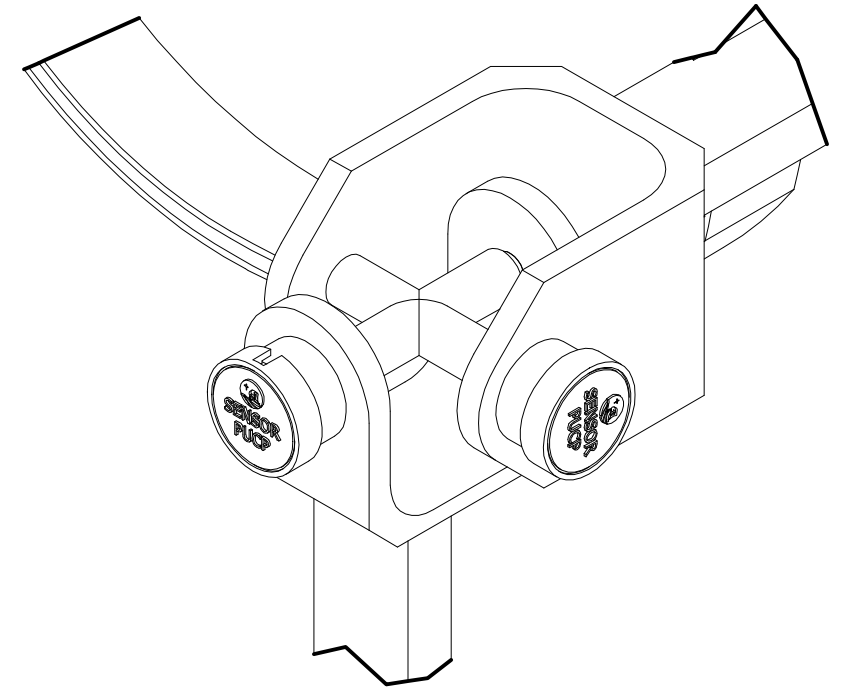
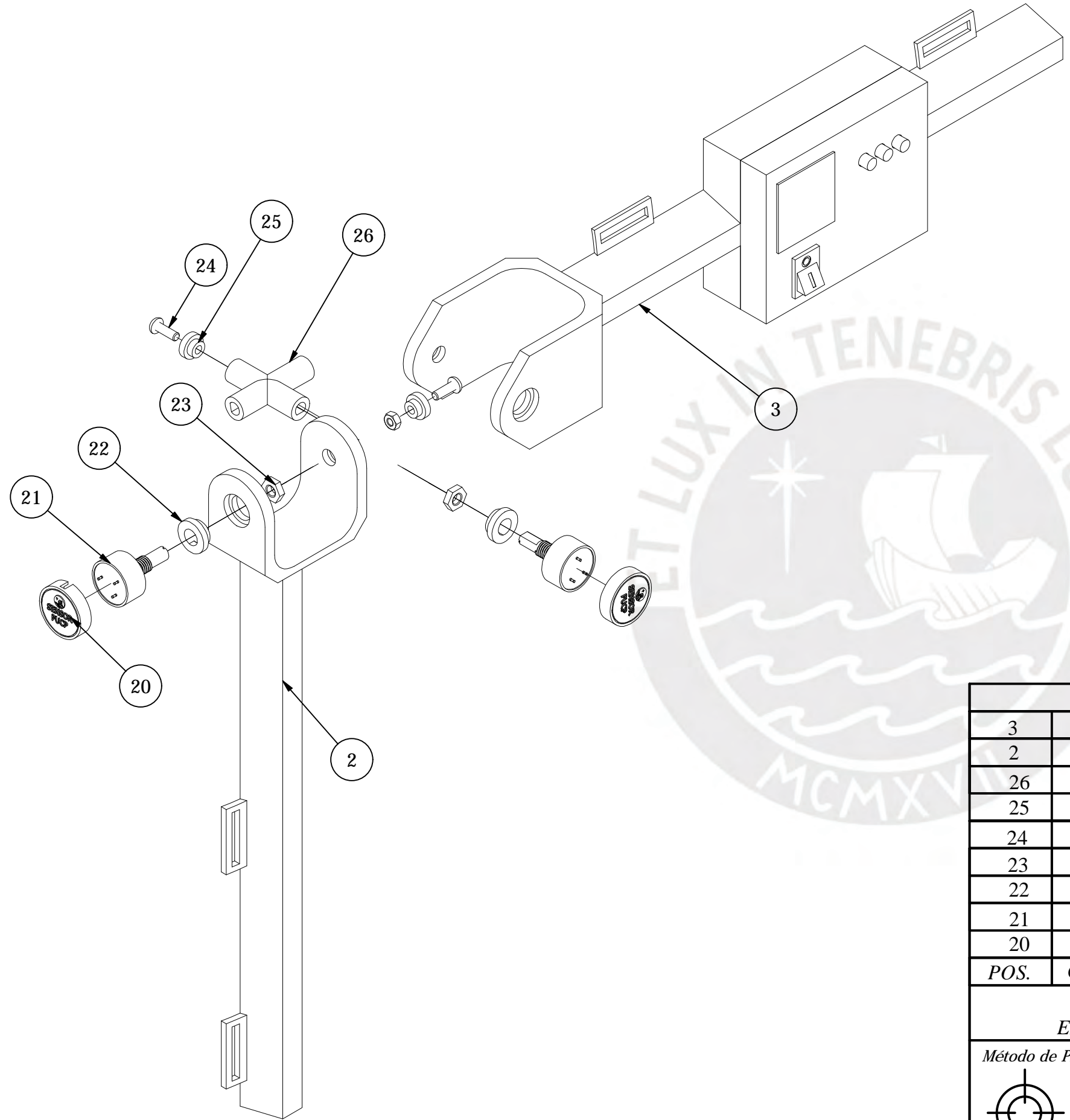


VISTA ISOMETRICO
ESCALA 1/1.5

LISTA DE PARTES				
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	MATERIAL	OBSERVACIONES
3	1	Estructura soporte de muslo	PLA	PD-A3-02
19	1	Elavador de voltaje DC-DC		
18	1	Perno autoroscante M2.8x2mm	Acero Galv.	
17	1	Cargador de bateria c/entrada microUSB		
16	1	Perno autoroscante M1x2mm	Acero Galv.	
15	1	Circuito electrónico de control principal		PE-A3-01
14	1	Perno autoroscante M2.5x2.5mm	Acero Galv.	
13	1	Bateria de litio 3.7v DC 2500mA		
12	1	Pulsos en tarjeta de circuito impreso		
11	8	Perno autoroscante M2x2.5mm	Acero Galv.	
10	4	Perno autoroscante M1.5x2.5mm	Acero Galv.	
9	1	Lector de memoria micro SD		
8	1	Pantalla Oled 1.5"		
7	1	Tapa de caja de componentes electronicos	PLA	PD-A3-01
6	1	Interruptor On/Off		

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
ESCUELA DE POSGRADO - MAESTRÍA EN INGENIERÍA MECATRÓNICA

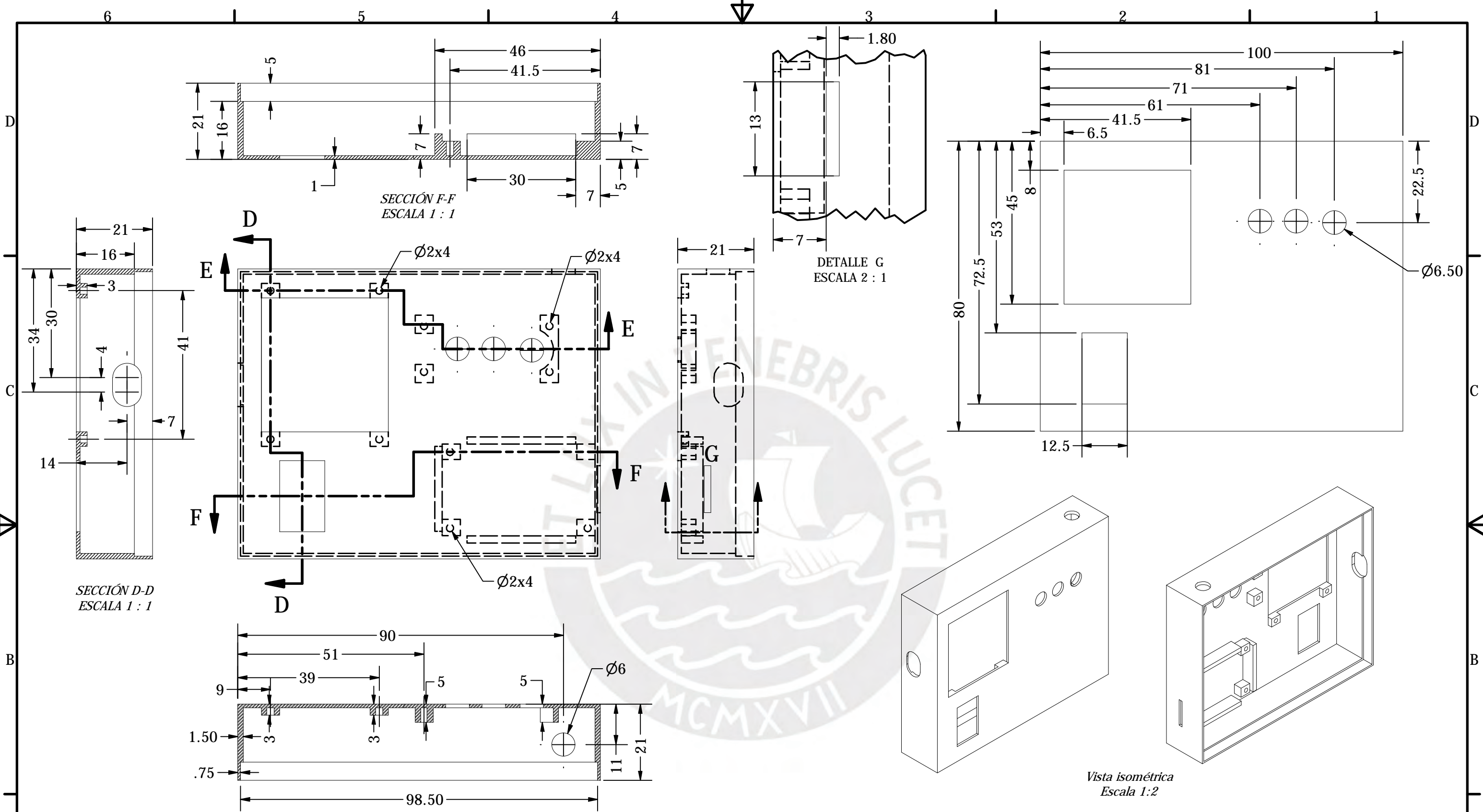
Método de Proyección 	DISEÑO DE UN ELECTROGONIÓMETRO PARA MEDIR LOS ÁNGULOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN Y GENU VARO-VALGO DE LA RODILLA. <i>Caja de componentes electrónicos</i>	ESCALA 1:1.5
		<small>Elaborado:</small> GUILLERMO ANGULO NIQUEN <small>FECHA:</small> 2024.10.03 <small>PLANO:</small> PE-A3-01



Vista isométrica
Escala 1:1.5

LISTA DE PARTES				
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	MATERIAL	OBSERVACIONES
3	1	Estructura soporte de muslo	PLA	PD-A3-02
2	1	Estructura soporte de pantorrilla	PLA	PD-A3-03
26	1	Cruceta	PLA	PD-A3-04
25	1	Bocina de perno guía	Acero Galv.	PD-A3-04
24	2	Perno Socket M4x10mm	Acero Galv.	
23	2	Tuerca Hexagonal M5	Acero Galv.	
22	1	Bocina de Sensor	Bronce	PD-A3-04
21	2	Sensor angular efecto hall VIA180L.5FS		
20	2	Tapa posterior de sensor	PLA	PD-A3-04

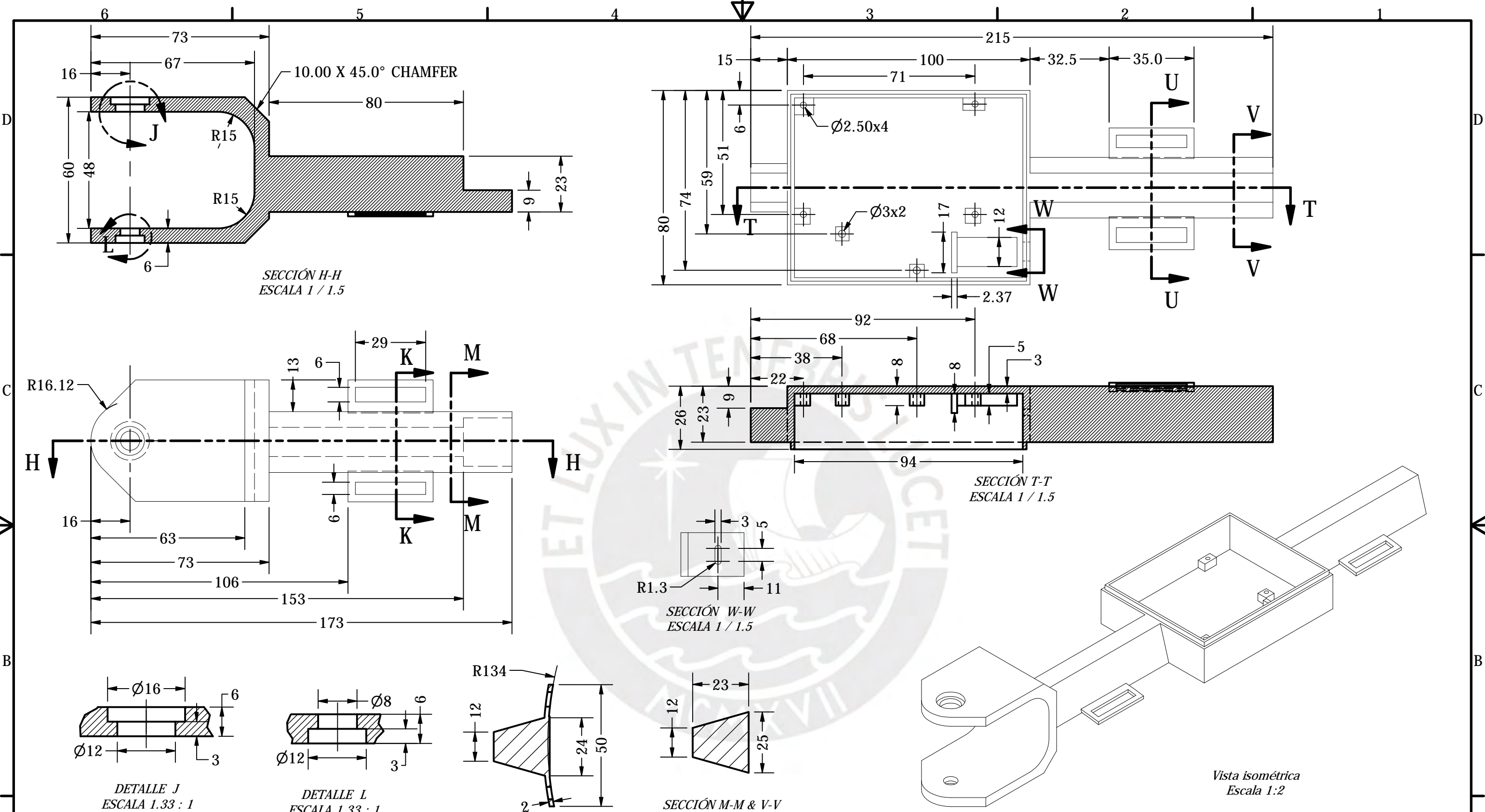
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ESCUELA DE POSGRADO - MAESTRÍA EN INGENIERÍA MECATRÓNICA		ESCALA 1:1.5
Método de Proyección 	DISEÑO DE UN ELECTROGONIÓMETRO PARA MEDIR LOS ÁNGULOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN Y GENU VARO-VALGO DE LA RODILLA. Mecanismo de 2 grados de libertad (GDL)	Elaborado: GUILLERMO ANGLUO NIQUEN FECHA: 2024.10.03 PLANO: PE-A3-02



ACABADO SUPERFICIAL 3.2/	TOLERANCIA GENERAL DIN 2768 MEDIO	MATERIAL PLA (polylactic acid en inglés)
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ESCUELA DE POSGRADO - MAESTRÍA EN INGENIERÍA MECATRÓNICA		
Método de Proyección 	DISEÑO DE UN ELECTROGONIÓMETRO PARA MEDIR LOS ÁNGULOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN Y GENU VARO-VALGO DE LA RODILLA. <i>Tapa de la caja de componentes electrónicos</i>	ESCALA 1:1
		Elaborado: GUILLERMO ANGULO NIQUEN FECHA: 2024.10.03 PLANO: PD-A3-01

TOLERANCIA DIMENSIONALES SEGUN DIN ISO 2768-1						
Rango de dimensiones nominales (mm)	Más de 0.5 a 3	Más de 3 a 6	Más de 6 a 30	Más de 30 a 120	Más de 120 a 400	Más de 400 a 1000
Clase m (media)	± 0.1	± 0.1	± 0.2	± 0.3	± 0.5	± 0.8

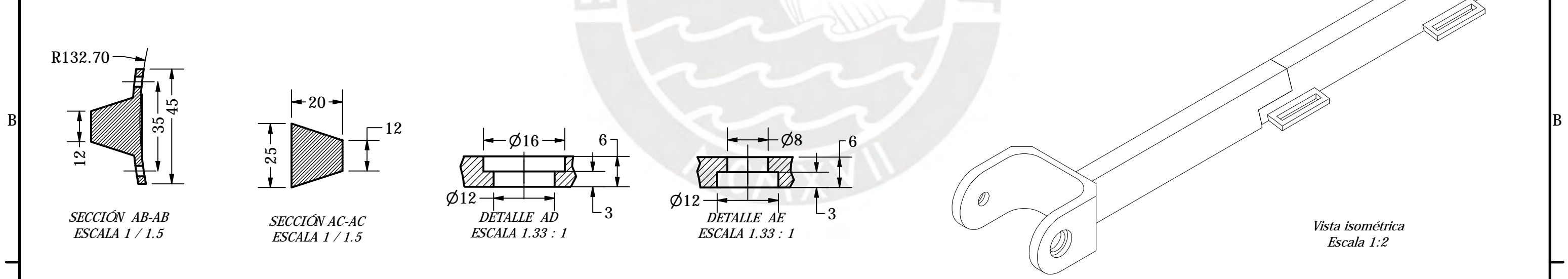
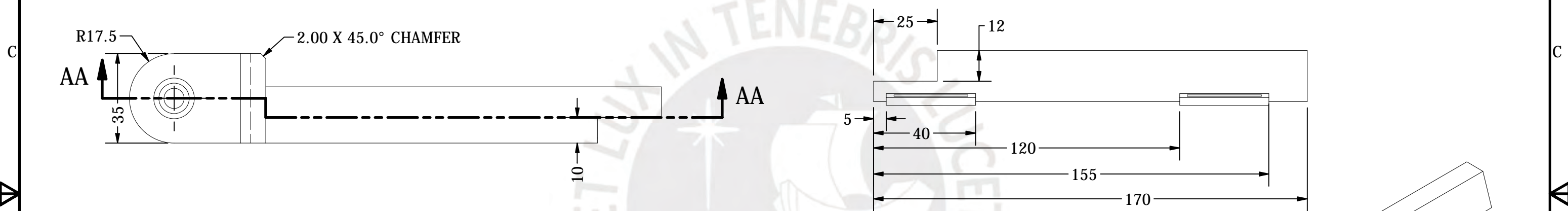
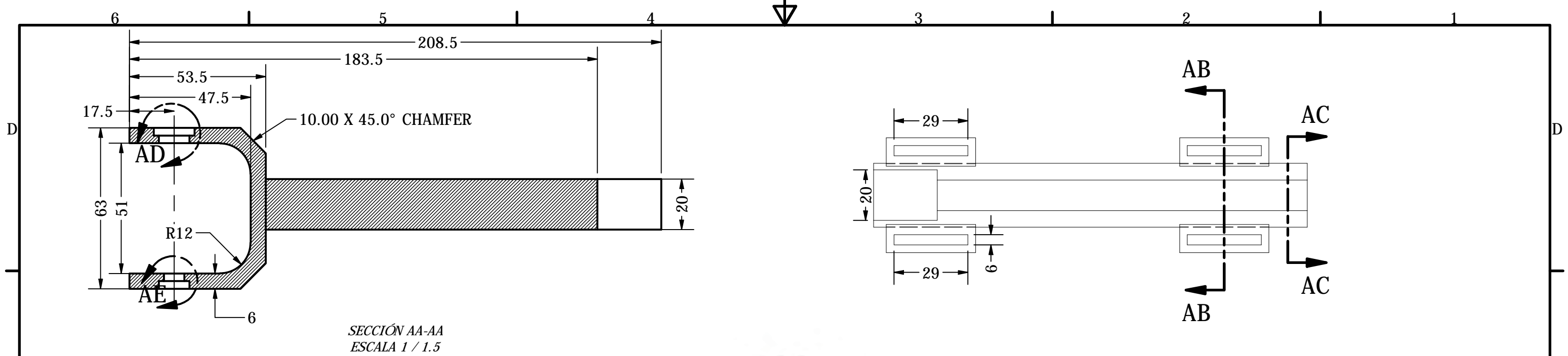
Densidad de la pieza : 100%
 Altura de capa: 0.12mm
 Velocidad de impresion: 60mm/s



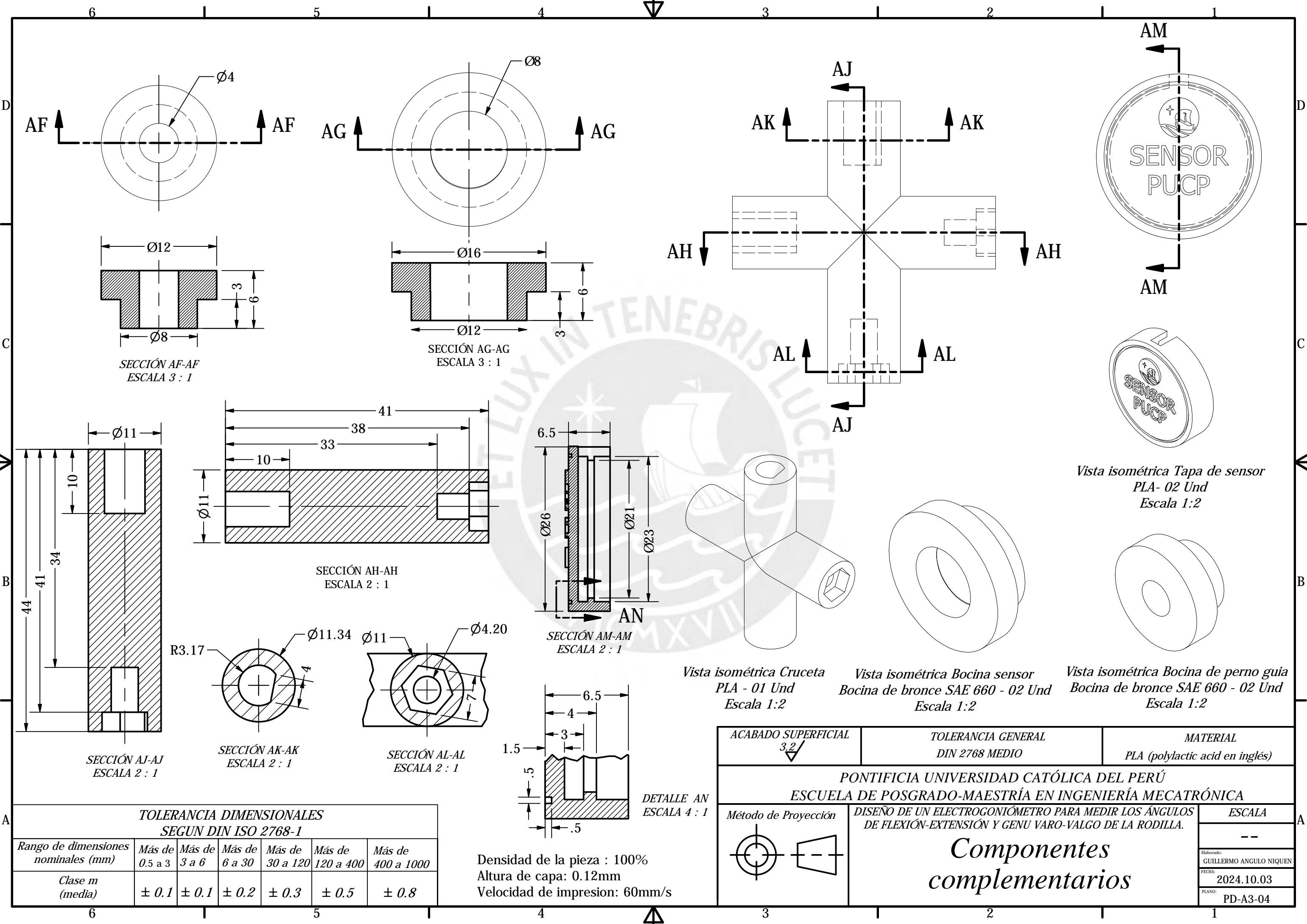
TOLERANCIA DIMENSIONALES SEGUN DIN ISO 2768-1						
Rango de dimensiones nominales (mm)	Más de 0.5 a 3	Más de 3 a 6	Más de 6 a 30	Más de 30 a 120	Más de 120 a 400	Más de 400 a 1000
Clase m (media)	± 0.1	± 0.1	± 0.2	± 0.3	± 0.5	± 0.8

Densidad de la pieza : 100%
 Altura de capa: 0.12mm
 Velocidad de impresion: 60mm/s

ACABADO SUPERFICIAL 3.2	TOLERANCIA GENERAL DIN 2768 MEDIO	MATERIAL PLA (polylactic acid en inglés)
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ESCUELA DE POSGRADO - MAESTRÍA EN INGENIERÍA MECATRÓNICA		
Método de Proyección 	DISEÑO DE UN ELECTROGONIÓMETRO PARA MEDIR LOS ÁNGULOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN Y GENU VARO-VALGO DE LA RODILLA.	ESCALA 1:1.5
Estructura soporte de muslo		Elaborado: GUILLERMO ANGLUO NIQUEN FECHA: 2024.10.03 PLANO: PD-A3-02



ACABADO SUPERFICIAL 3.2		TOLERANCIA GENERAL DIN 2768 MEDIO		MATERIAL PLA (polylactic acid en inglés)		
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ESCUELA DE POSGRADO - MAestrÍA EN INGENIERÍA MECATRÓNICA						
Método de Proyección 				DISEÑO DE UN ELECTROGONIÓMETRO PARA MEDIR LOS ÁNGULOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN Y GENU VARO-VALGO DE LA RODILLA.		
Estructura soporte de pantorrilla				ESCALA 1:1.5		
				<small>Elaborado:</small> GUILLERMO ANGULO NIQUEN <small>FECHA:</small> 2024.10.03 <small>PLANO:</small> PD-A3-03		
TOLERANCIA DIMENSIONALES SEGUN DIN ISO 2768-1						
<i>Rango de dimensiones nominales (mm)</i>	<i>Más de 0.5 a 3</i>	<i>Más de 3 a 6</i>	<i>Más de 6 a 30</i>	<i>Más de 30 a 120</i>	<i>Más de 120 a 400</i>	<i>Más de 400 a 1000</i>
<i>Clase m (media)</i>	± 0.1	± 0.1	± 0.2	± 0.3	± 0.5	± 0.8
Densidad de la pieza : 100% Altura de capa: 0.12mm Velocidad de impresion: 60mm/s						



SECCIÓN AF-AF
ESCALA 3 : 1

SECCIÓN AG-AG
ESCALA 3 : 1

SECCIÓN AH-AH
ESCALA 2 : 1

SECCIÓN AM-AM
ESCALA 2 : 1

SECCIÓN AJ-AJ
ESCALA 2 : 1

SECCIÓN AK-AK
ESCALA 2 : 1

SECCIÓN AL-AL
ESCALA 2 : 1

Vista isométrica Tapa de sensor
PLA- 02 Und
Escala 1:2

Vista isométrica Cruceta
PLA - 01 Und
Escala 1:2

Vista isométrica Bocina sensor
Bocina de bronce SAE 660 - 02 Und
Escala 1:2

Vista isométrica Bocina de perno guía
Bocina de bronce SAE 660 - 02 Und
Escala 1:2

**TOLERANCIA DIMENSIONALES
SEGUN DIN ISO 2768-1**

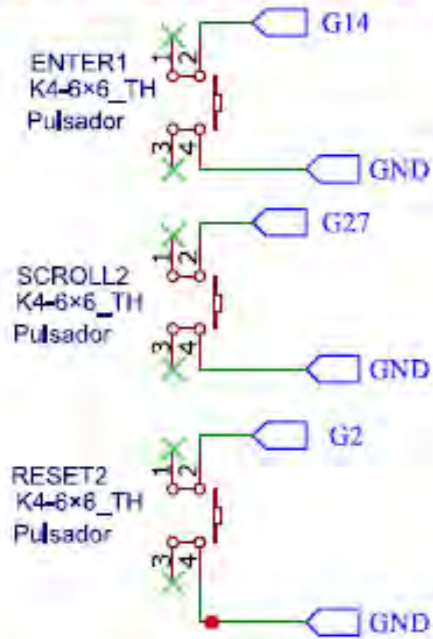
Rango de dimensiones nominales (mm)	Más de 0.5 a 3	Más de 3 a 6	Más de 6 a 30	Más de 30 a 120	Más de 120 a 400	Más de 400 a 1000
Clase m (media)	± 0.1	± 0.1	± 0.2	± 0.3	± 0.5	± 0.8

Densidad de la pieza : 100%
 Altura de capa: 0.12mm
 Velocidad de impresion: 60mm/s

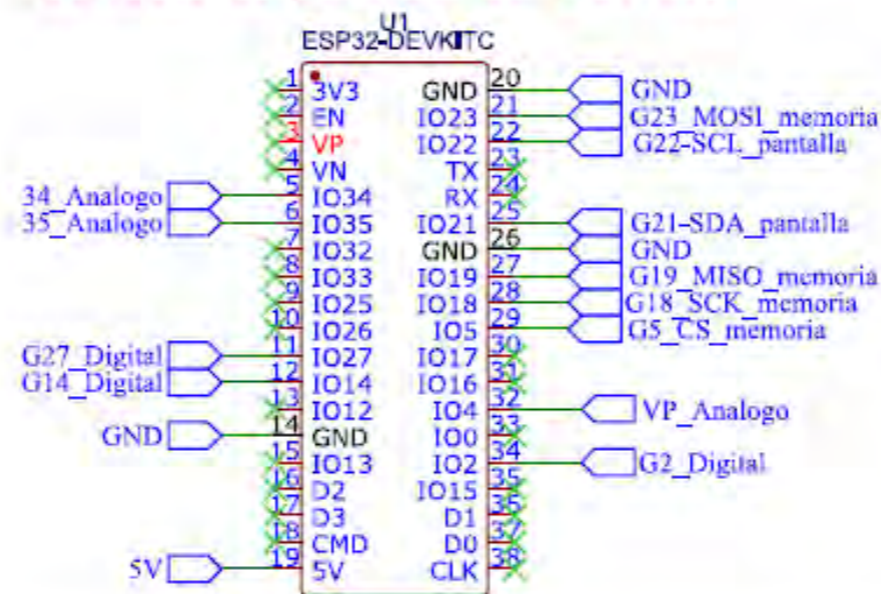
DETALLE AN
ESCALA 4 : 1

ACABADO SUPERFICIAL 3.2	TOLERANCIA GENERAL DIN 2768 MEDIO	MATERIAL PLA (polylactic acid en inglés)
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ ESCUELA DE POSGRADO-MAESTRÍA EN INGENIERÍA MECATRÓNICA		
Método de Proyección	DISEÑO DE UN ELECTROGONIÓMETRO PARA MEDIR LOS ÁNGULOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN Y GENU VARO-VALGO DE LA RODILLA.	ESCALA --
Componentes complementarios		Elaborado: GUILLERMO ANGULO NIQUEN
		FECHA: 2024.10.03
		PLANO: PD-A3-04

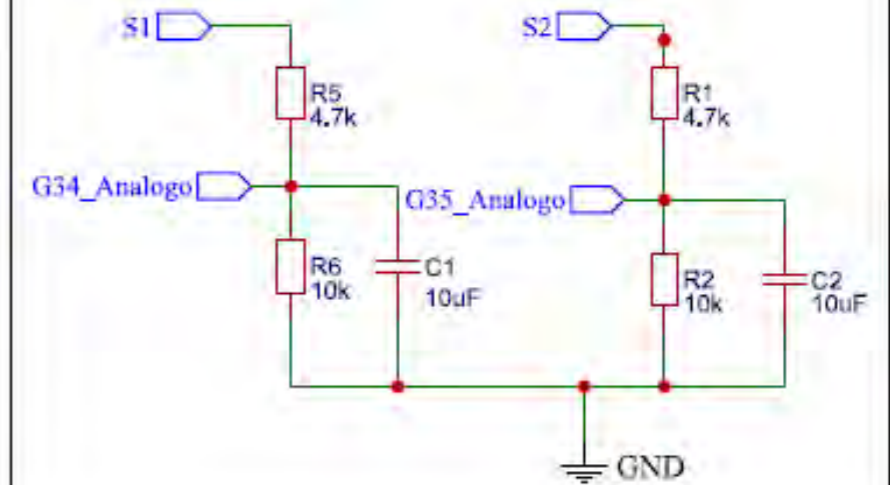
Diagrama de pulsadores



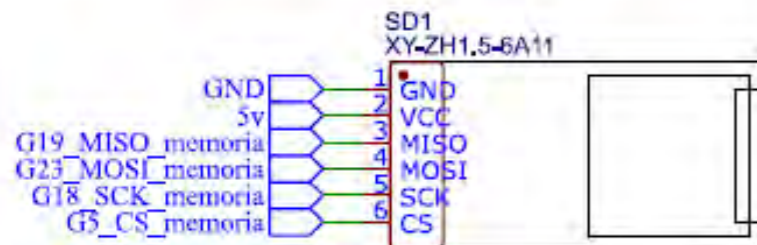
Conectores para ESP32-DevKitC



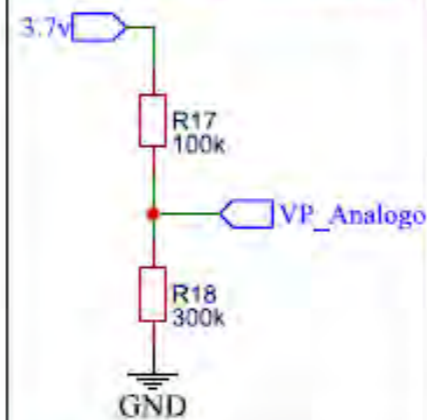
Acondicionar señal de sensores Divisor y filtro paso bajo



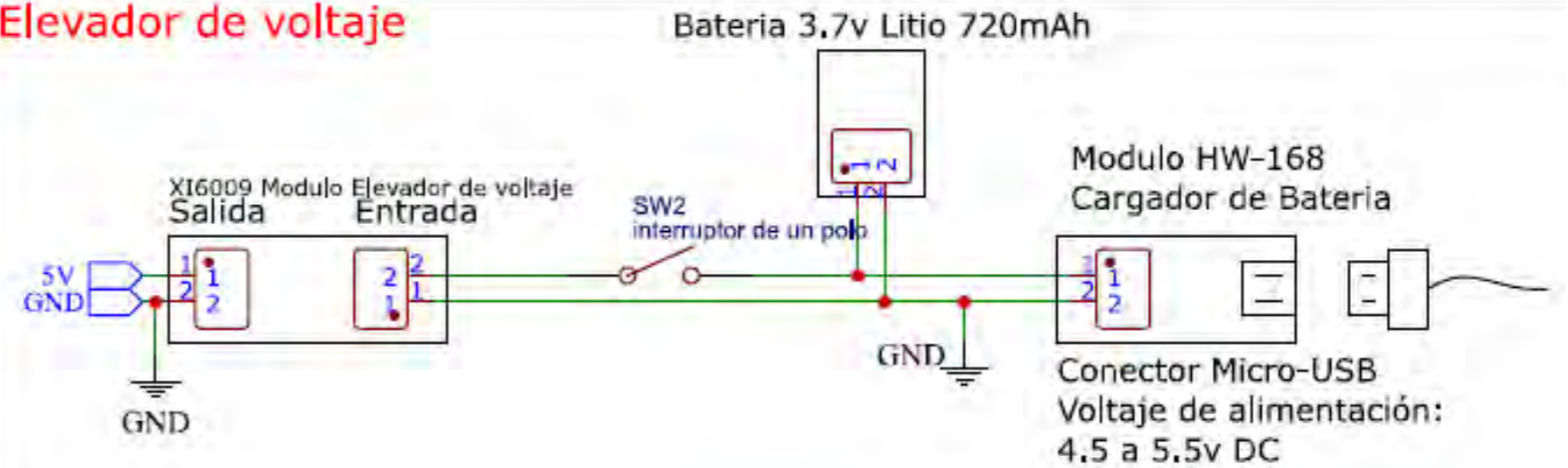
Conectores memoria micro SD



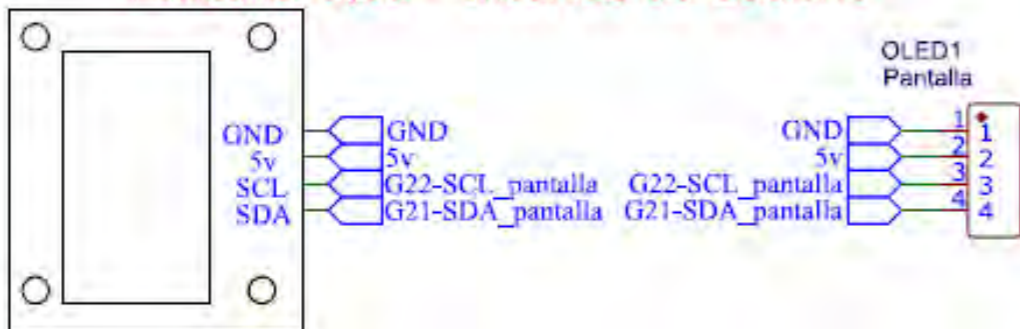
Divisor de Tension



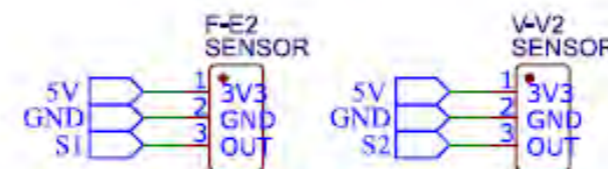
Elevador de voltaje



Pantalla Oled - Interfaz de Usuario



Conectores



Conector Sensores



Conector Botonera

Conector Sensor BT



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
ESCUELA DE POSGRADO - MAESTRÍA EN INGENIERÍA MECATRÓNICA

DISEÑO DE UN ELECTROGONIÓMETRO PARA MEDIR LOS ÁNGULOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN Y GENU VARO-VALGO DE LA RODILLA.

Diagrama Electrónico

Elaborado:
GUILLERMO ANGLU NIQUEN
FECHA:
2024.10.03
PLANO:
DE-A3-01