

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**

**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**



**DISEÑO DE UN ELECTROGONIÓMETRO PARA MEDIR LOS  
ÁNGULOS DE FLEXO-EXTENSIÓN Y PRONO-SUPINACIÓN  
DEL CODO**

**Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Mecatrónico**

**AUTOR**

Javier Antonio Félix Ruiz

**ASESOR:**

Ing. Dante Ángel Elías Giordano

Lima, julio, 2022

## RESUMEN

La rigidez en el codo puede provenir de lesiones traumáticas y luxaciones, para su tratamiento se realizan diferentes tipos de terapias y ejercicios que paulatinamente van aumentando el rango de movimiento, en cada sesión es importante medir el progreso del paciente debido a que, si se terminan las terapias sin lograr un rango completo de movimiento, las posibilidades de tener contracturas al flexionar el codo aumentan.

Es por esa razón, que en la presente tesis se ha desarrollado un electrogoniómetro para medir los ángulos de flexo-extensión y prono-supinación del codo. Una de las características más importantes es que permite obtener valores con una precisión de  $\pm 1^\circ$ , y adicionalmente al tener un dispositivo que permite almacenar los valores leídos, se puede usar en el área de la ciencia para realizar estudios en las acciones que se realizan en los diferentes deportes y así poder evitar lesiones.

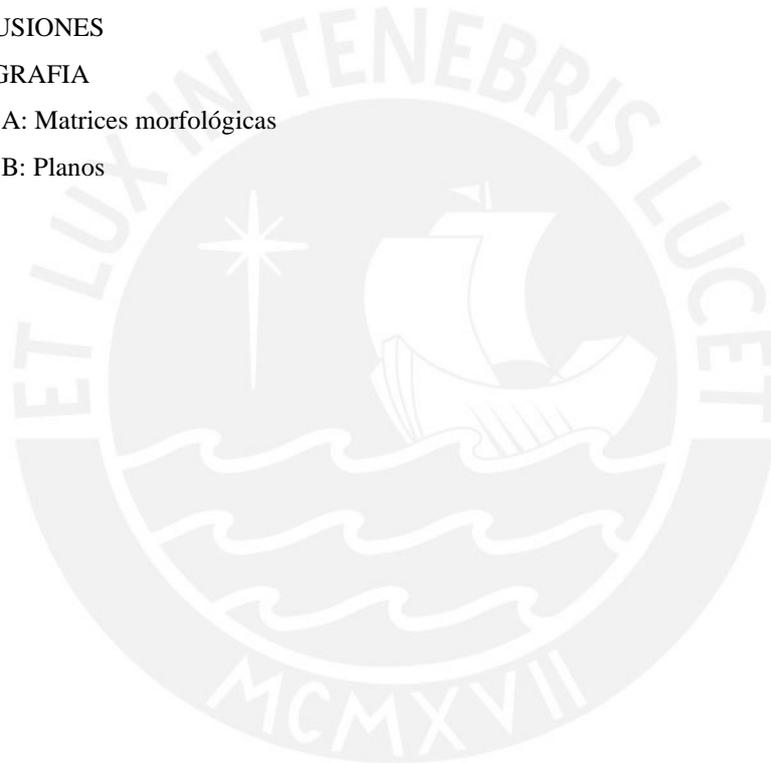
El diseño fue realizado utilizando las metodologías según las normas VDI 2206 y VDI 2221, para ello se realizó un estudio de la problemática actual referente al uso del goniómetro universal, y además se compararon las diferentes tecnologías que existen para medir ángulos. A partir de la información obtenida se obtuvieron diferentes conceptos de solución, en el cual el ganador fue escogido a través una evaluación técnica-económica. En el diseño final se realizaron una serie de consideraciones como la selección de componentes, los materiales a usar, el dimensionamiento de las piezas que protegerán los componentes internos, entre otros, estas consideraciones permitieron llegar al diseño propuesto.

Finalmente, se realizó una estimación de los costos involucrados en el desarrollo del dispositivo, se consideró los costos de manufactura, ensamblado, y para las piezas se consideró el costo de importación, sumando cada uno de los subtotales se obtiene que el costo estimado del dispositivo es de S/. 800.00 aproximadamente.

# ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN	i
ÍNDICE DE CONTENIDOS	ii
ÍNDICE DE FIGURAS	iv
ÍNDICE DE TABLAS	v
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1 - ESTADO DEL ARTE	3
1.1.    Antecedentes	3
1.2.    Biomecánica del codo	5
1.2.1    Valgo fisiológico del codo	7
1.2.2    Medición de flexión-extensión del codo	8
1.2.3    Medición de pronación-supinación del antebrazo	9
1.3.    Principales lesiones del codo	10
1.4.    Rehabilitación para miembros superiores	11
1.5.    Técnicas y tecnologías de medición angular	12
1.5.1    Sensores para medición angular	12
1.5.2    Electrogoniómetros basados en sensores para medición angular	15
1.6.    Tecnologías de comunicación inalámbrica	18
1.7.    Energización del sistema	21
CAPÍTULO 2 - DISEÑO CONCEPTUAL	25
2.1.    Requerimientos	25
2.1.1    Necesidades del usuario	25
2.1.2    Requerimientos del dispositivo	26
2.2.    Estructura de funciones	29
2.3.    Matrices morfológicas	36
2.4.    Conceptos de solución integrados	38
2.5.    Evaluación de soluciones	42
2.6.    Propuesta de diseño conceptual	48
2.6.1    Interfaz del dispositivo móvil	49
2.6.2    Diagrama de operaciones del usuario	50
2.6.3    Diagrama de flujo del sistema	52
CAPÍTULO 3 - INGENIERÍA DE DETALLE	53
3.1.    Consideraciones preliminares	53
3.2.    Lógica de funcionamiento	56
3.3.    Selección de componentes	57
3.3.1    Módulo Bluetooth	58
3.3.2    Sensores IMU	59
3.3.3    Calibración acelerómetros	61
3.3.4    Selección de componentes adicionales	66
3.3.5    Selección del microcontrolador	67
3.3.6    Selección de la batería	68
3.4.    Módulos de medición y módulo de control	69
3.5.    Correas de velcro	74

3.6.	Configuración de los acelerómetros	75
3.6.1	Configuración del modo de medición	75
3.6.2	Ecuaciones para obtener dos acelerómetros virtuales	77
3.7.	Modo de uso	79
3.8.	Simulación y validación del algoritmo	80
		81
CAPÍTULO 4 - ELECTROGONIÓMETRO, PLANOS Y COSTOS		82
4.1.	Electrogoniómetro diseñado en usuario	82
4.2.	Planos	83
4.3.	Estimación de costos	84
4.3.1	Costo de diseño	84
4.3.2	Costo de fabricación	84
OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES		87
CONCLUSIONES		89
BIBLIOGRAFIA		91
ANEXO A: Matrices morfológicas		94
ANEXO B: Planos		98



## ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Fig. 1.1. Partes del goniómetro	4
Fig. 1.2 Uso del goniómetro con el brazo flexionado y extendido	5
Fig. 1.3 Anatomía lateral del codo	6
Fig. 1.4. Flexión y extensión del codo	7
Fig. 1.5. Posición neutra, supinación y pronación del codo respectivamente	7
Fig. 1.6. Valgo fisiológico del codo	8
Fig. 1.7. Uso del goniómetro en la flexión y extensión del codo	9
Fig. 1.8. Uso del goniómetro en la pronación-supinación del antebrazo	10
Fig. 1.9. Puente de Wheatstone	12
Fig. 1.10 Medición de ángulos del codo con solo dos IMU's	13
Fig. 1.11. Sensor de fibra óptica basado en la pérdida por flexión	14
Fig. 1.12. Disposición de los elementos del sensor de fibra óptica	16
Fig. 1.13. Electrogoniómetro para tobillo y rodilla por impresión 3D	17
Fig. 1.14. Uso de goniómetro basado en un potenciómetro	17
Fig. 1.15. Esquema del electrogoniómetro con cuatro acelerómetros	18
Fig. 1.16 Ancho de banda usado en UWB y otras comunicaciones inalámbricas	20
Fig. 1.17 Consumo de potencia en tecnologías de comunicación inalámbrica	21
Fig. 2.1. Caja negra del electrogoniómetro	30
Fig. 2.2. Estructura de funciones integrada	31
Fig. 2.3. Funciones parciales del Dominio Mecánico	32
Fig. 2.4. Funciones parciales del Dominio eléctrico - electrónico	33
Fig. 2.5. Funciones parciales del Dominio de Control	34
Fig. 2.6. Funciones parciales del Dominio de Sensores	35
Fig. 2.7. Funciones parciales del Dominio de Interfaz	36
Fig. 2.8 a) Vista lateral de la alternativa de solución 1. b) Interior del módulo de control	39
Fig. 2.9. a) Vista lateral de la solución 2. b) Interior del módulo de control	40
Fig. 2.10. a) Vista lateral de la solución 3. b) Vista superior de la solución 3. c) Interior del módulo de control	41
Fig. 2.11. Resultados evaluación técnica - económica	47
Fig. 2.12. Empaquetadura de los dos sensores inerciales más cercanos a la mano	48
Fig. 2.13. a) Vista de detalle del módulo de protección del sistema de control b) Vista lateral del módulo de protección del sistema de control	49
Fig. 2.14: Interfaz del dispositivo móvil. a) Selección del codo. b) Selección tipo de medición	50
Fig. 2.15: Diagrama de operaciones del usuario	51
Fig. 3.1: Circunferencia corporal promedio de las diferentes partes del cuerpo	54
Fig. 3.2 Longitudes disponibles para colocar los sensores	55
Fig. 3.3 Huesos del antebrazo	55
Fig. 3.4: Disposición de los sensores inerciales en el brazo	56
Fig. 3.5: Esquema de integración e interacción de los componentes del electrogoniómetro	57
Fig. 3.6: Resolución mínima del acelerómetro para un ángulo de inclinación deseado	60
Fig. 3.7: a) Sensor ubicado en el eje Z. b) Sensor ubicado en el eje Y	66
Fig. 3.8: a) Propuesta de Electrogoniómetro inicial b) Propuesta de Electrogoniómetro final	70
Fig. 3.9: Disposición de los componentes dentro del módulo de control	71
Fig. 3.10: Dimensiones principales de los módulos de protección, a) Módulo de protección para el sistema de control b) Módulo de protección para el sistema de medición del brazo y antebrazo	72
Fig. 3.11: Módulo de protección para acelerómetros	73
Fig. 3.12: Módulo de protección del sistema de control	74
Fig. 3.13: Longitud correas de velcro	75
Fig. 3.14: Registro de escritura/lectura del sensor ADXL345	76
Fig. 3.15: Dirección de almacenamiento de los ejes del sensor ADXL345	76
Fig. 3.16: Sensibilidad del sensor ADXL345	77
Fig. 3.17: Interfaz gráfica del usuario	80
Fig. 3.18: Simulación de ángulo vs tiempo	81
Fig. 4.1: Representación de una persona utilizando el electrogoniómetro	83

## ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1 Comparación entre tecnologías de comunicación inalámbrica	20
Tabla 1.2. Características de la batería de plomo ácido	21
Tabla 1.3. Características de la batería de níquel-cadmio	22
Tabla 1.4. Características de la batería de hidruro de níquel-metal	22
Tabla 1.5. Características de la batería de sulfuro de sodio	23
Tabla 1.6. Características de la batería de Ion de litio	23
Tabla 1.7. Características de la batería de polímero de litio	24
Tabla 1.8. Tabla comparativa de las diferentes baterías	24
Tabla 2.1. Resumen de los requisitos del electrogoniómetro	28
Tabla 2.2 Conceptos de solución del dominio mecánico	37
Tabla 2.3 Conceptos de solución del dominio eléctrico – electrónico	37
Tabla 2.4 Conceptos de solución del dominio control	38
Tabla 2.5 Escala de valores de puntaje y peso ponderado	43
Tabla 2.6 Peso ponderado y justificación de los criterios técnicos	43
Tabla 2.7 Peso ponderado y justificación de los criterios económicos	44
Tabla 2.8 Puntaje y justificación de cada solución según el criterio técnico	45
Tabla 2.9 Puntaje y justificación de cada solución según el criterio económico	46
Tabla 2.10 Evaluación técnica	46
Tabla 2.11 Evaluación económica	47
Tabla 3.1: Principales características del módulo Bluetooth hc - 05	58
Tabla 3.2: Principales características del módulo Bluetooth hc - 06	58
Tabla 3.3: Principales características del módulo Bluetooth hm-10	59
Tabla 3.4: Principales características del Arduino Nano vs ItsyBitsy M0 Express	68
Tabla 3.5: Suma de energías de los componentes seleccionados	69
Tabla 3.6: Principales características del PLA y ABS	70
Tabla 4.1 Planos del sistema	83
Tabla 4.2: Costo de diseño	84
Tabla 4.3: Costo de componentes comerciales	85
Tabla 4.4: Costo de manufactura en impresión 3D	85
Tabla 4.5: Costo total de fabricación	86
Tabla A.1. Alternativas de solución del dominio mecánico	94
Tabla A.2. Alternativas de solución del dominio eléctrico – electrónico	95
Tabla A.3. Alternativas de solución del dominio control	96

## INTRODUCCIÓN

El ser humano a lo largo de sus actividades diarias está en constante uso de sus extremidades superiores e inferiores, como lo son los brazos y las piernas respectivamente. El codo al ser parte de los miembros superiores del cuerpo, es decir los brazos, tienen vital importancia en las tareas diarias que se realizan. Su función principal es estabilizar y posicionar la mano en el espacio, por lo que tener alguna limitación en el movimiento del codo afectaría directamente a las actividades que se podrían realizar con el brazo.

Los movimientos más comunes que generan lesiones en el codo son: lanzar, empujar o tirar, torcer o doblar el brazo. Las lesiones en la articulación del codo son bastante comunes en deportistas, aproximadamente el 50% de tenistas experimentaron algún problema relacionado al codo [Patel, 2020]. Estas lesiones no solo afectan a deportistas sino también a personas que realizan tareas repetitivas o, en algunos casos, los niños y adolescentes cuyos huesos aún no han madurado. Asimismo, los trabajadores de las fábricas son particularmente susceptibles a las lesiones por uso excesivo y repetitivo del brazo.

En el codo se encuentran 3 articulaciones y la interrupción de cualquiera de estas articulaciones puede ocasionar rigidez del mismo, restringiendo los movimientos de flexo-extensión y prono-supinación [Guerrero, 2019]. En algunos casos esta limitación de movimiento puede llevar a la incapacidad de alimentarse o realizar su higiene básica por sí mismo. Las limitaciones o restricciones del movimiento son comunes luego de un traumatismo de codo.

Cuando se presenta alguna lesión en el codo o en alguna articulación que requiera rehabilitación, la persona especializada en ayudar a resolver el problema es el fisioterapeuta. Una de las primeras acciones que realiza el especialista, es medir el rango de movimiento que tiene la articulación. Esto lo logra a través de una herramienta llamada goniómetro, pero tiene ciertas limitaciones ya que el goniómetro debe tomarse con las ambas manos, y esto genera que, el examinador no pueda efectuar correctamente la estabilización manual del segmento proximal de la articulación que se evalúa [Taboadela, 2007]. Por otro lado, también se tiene el error de paralaje, el cual

es propio de los instrumentos de medición. Además, realizar una correcta medición es importante ya que luego de la terapia o intervención el especialista volverá a medir para asegurarse que la terapia está siendo efectiva [Brett, 2020].

Recientemente se han producido una proliferación de nuevas tecnologías en el área de la rehabilitación, esto ha generado mejores y más rápidos resultados [Owens, 2020]. Es por ello que, en esta misma dirección, se propone el diseño de un sistema que permita monitorear los ángulos de flexo-extensión y prono-supinación del codo con un electrogoniómetro portable y un dispositivo móvil. Esto permitirá que las mediciones realizadas por el especialista no requieran el uso de ambas manos, y que los resultados de los valores medidos sean enviados y registrados en un dispositivo móvil.

En el desarrollo de este trabajo se hará uso de una metodología basada en las normas VDI 2206 (Metodología de diseño de sistemas mecatrónicos) y VDI 2221 (Métodos para el desarrollo y diseño de sistemas técnicos y productos). De esta manera, se elaborará el estado del arte con énfasis en la anatomía y biomecánica del codo, así como sobre técnicas y tecnologías en el desarrollo de dispositivos de medición angular en las articulaciones de las extremidades del cuerpo humano. Luego del estado del arte, se establecerán los requerimientos de diseño para, así, elaborar la propuesta de diseño conceptual. Seguidamente, se realizará el cálculo y la selección de los componentes del sistema mecatrónico. Finalmente, se presentará el dispositivo diseñado, se elaborarán los planos de ensamble y de despiece, y se estimarán los costos de diseño y de fabricación correspondientes.

El dispositivo de medición se diseñará de tal manera que resulte de bajo costo, y que pueda ser usado tanto con niños como con adultos. Es de esperar que con este trabajo se motive el desarrollo de tecnología nacional.

## **CAPÍTULO 1**

### **ESTADO DEL ARTE**

En este capítulo se presenta los antecedentes y la biomecánica del codo con sus respectivos ángulos permitidos de flexión, extensión, pronación y supinación. Además, se expondrán los diferentes dispositivos que se usan para la medición de ángulos en el área médica, la tecnología que los involucra y la importancia de hacer un seguimiento en la rehabilitación del paciente.

#### **1.1. Antecedentes**

Las articulaciones de la extremidad superior normalmente se describen como que no soportan peso, sin embargo, la articulación del codo soporta una gran carga. Por otro lado, posee una desventaja biomecánica debido al largo brazo de palanca de fuerzas aplicadas a través de la mano [Ramussen, 2020]. Además, el ritmo de vida actual ha generado que las lesiones en las personas aumenten, como es el hecho de estar tanto tiempo frente a la computadora manteniendo la misma posición o estar haciendo tareas repetitivas de gran impacto; esto tiene repercusiones tanto en los brazos como en el cuerpo.

Las lesiones que una persona puede tener referente al codo son: fractura del extremo distal del húmero, fracturas de cúbito y radio, luxación de codo y finalmente los traumatismos, donde se pueden encontrar algunas lesiones como “Codo de tenista”, “Codo de golfista”, “Esguince del bíceps”, entre otros. De las lesiones mencionadas, según las estadísticas, la patología del codo ocupa un alto porcentaje de lesiones en el

ámbito deportivo y hasta un 3% en la población general, siendo la epicondilalgia (dolor en el codo), la afección más frecuente.

En la mayoría de personas que presentan alguna de las lesiones anteriormente mencionadas, se les deriva con el fisioterapeuta. En estos casos, la función del fisioterapeuta es evaluar y tratar a las personas cuyos movimientos están limitados por una lesión, enfermedad o vejez<sup>1</sup>.

El fisioterapeuta, para poder realizar una correcta terapia, lo primero que hace es ver el rango de movilidad que tiene el codo, esto lo logra a través de un instrumento llamado goniómetro. El goniómetro se utiliza para medir ángulos, en el caso médico se usa para medir el rango de movilidad en las articulaciones del cuerpo. Está formado por tres partes: un cuerpo (tiene la forma de un transportador convencional puede ser de 180° y 360°), un brazo fijo (su movimiento no es independiente) y un brazo móvil (tiene un movimiento independiente al cuerpo del goniómetro)<sup>2</sup>, en la Figura 1.1 se pueden observar las partes del goniómetro; este diseño del goniómetro clásico no ha cambiado en los últimos 30 años.

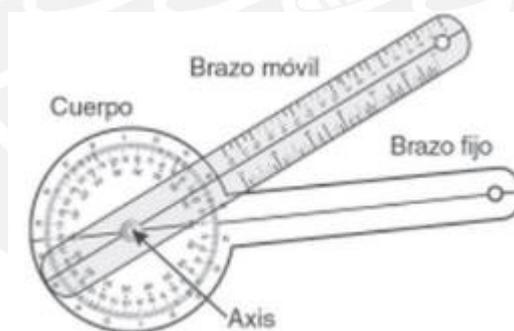


Fig. 1.1. Partes del goniómetro [Taboadela, 2007]

La mayoría de actividades de la vida diaria puede realizarse con un rango de movimiento del codo de 30°-130°. A pesar de que, el rango máximo del codo es 150°, cuando una persona fallece la flexión del codo aumenta hasta 185° y, si se secciona la estructura ligamentosa, el rango de flexión llegaría a 210° [Fornalski, 2003]. En la

<sup>1</sup> Fisioterapeuta.educaweb.(s.f.) <https://www.educaweb.com/profesion/fisioterapeuta-191/>. 26/03/2021

<sup>2</sup> Goniómetro o instrumento de valoración en fisioterapia. (s. f.). fisioterapia-online. Recuperado 26 de marzo de 2021, de <https://www.fisioterapia-online.com/glosario/goniometro-o-instrumento-de-valoracion-en-fisioterapia#:~:text=El%20goni%C3%B3metro%20se%20utiliza%20para,de%20las%20articulaciones%20del%20cuerpo.>

Figura 1.1. se observa cómo sería el uso del goniómetro para la medición del ángulo de movimiento del codo. El goniómetro es un instrumento que debe usarse con dos manos, una para sostener el brazo fijo y otro para el brazo móvil, y es por esta razón que el terapeuta o examinador no pueda realizar una correcta estabilización del segmento proximal.

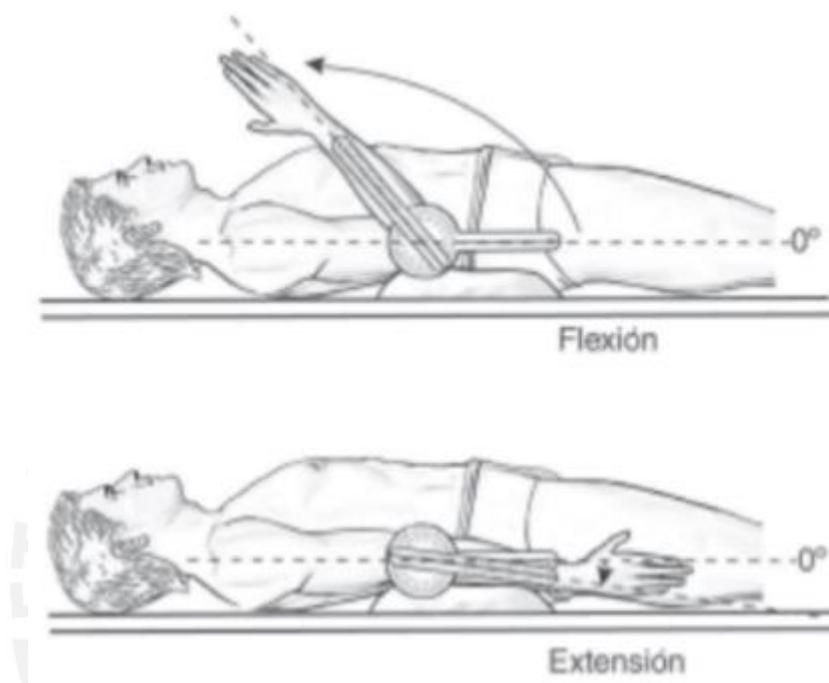


Fig. 1.2 Uso del goniómetro con el brazo flexionado y extendido [Taboadela, 2007]

Además, en una investigación se encontró que cuando los examinadores no tuvieron una previa instrucción sobre el uso del goniómetro, se encontraron errores de hasta  $11.5^\circ$  [Rijn, 2018], lo que quiere decir que es un dispositivo que se debe tener mucho cuidado al momento de posicionarlo, con el fin de evitar errores. Incluso cuando la persona a utilizar el goniómetro es una persona experimentada, cuando se usa para fines de investigación se recomienda usar otros métodos que puedan tener un mayor nivel de precisión.

## 1.2. Biomecánica del codo

La biomecánica del codo es compleja, el radio, el húmero y el cúbito se articulan entre sí para poder permitir que la colocación de la mano se pueda definir en un punto en el espacio, además, cuenta con estabilizadores musculares, óseos y ligamentosos. Dentro de

los estabilizadores musculares están los músculos que cruzan la articulación, dentro de los óseos están la cabeza radial y la apófisis coronoide y, dentro de los ligamentos, están el ligamento colateral medial y el ligamento colateral lateral [Ramussen, 2020]. Los huesos más importantes que conforman el codo se pueden observar en la Figura 1.3.

Los brazos, al igual que las piernas, tienen articulaciones las cuales permiten que estos se puedan flexionar, por lo que hacer movimientos inadecuados o forzados pueden llevar a que algunas de estas articulaciones dejen de cumplir su función. Luego de cualquier lesión en el brazo, el rango de movimiento que se tenía en condiciones normales se ve disminuido, por lo que es necesario realizar una medición del rango de movimiento que se tiene actualmente.



Fig. 1.3 Anatomía lateral del codo<sup>3</sup>

Los movimientos que se pueden realizar en el codo son: flexión, extensión, supinación y pronación, estos movimientos se pueden observar en la Figura 1.4 y Figura 1.5. Es en estos movimientos donde es necesario realizar la medición para poder tener un valor del estado del codo del paciente.

---

<sup>3</sup> Imagen extraída de: <https://orthoinfo.aaos.org/es/diseases--conditions/fracturas-de-los-codos-en-los-ninos-elbow-fractures-in-children/> . 28/03/2021

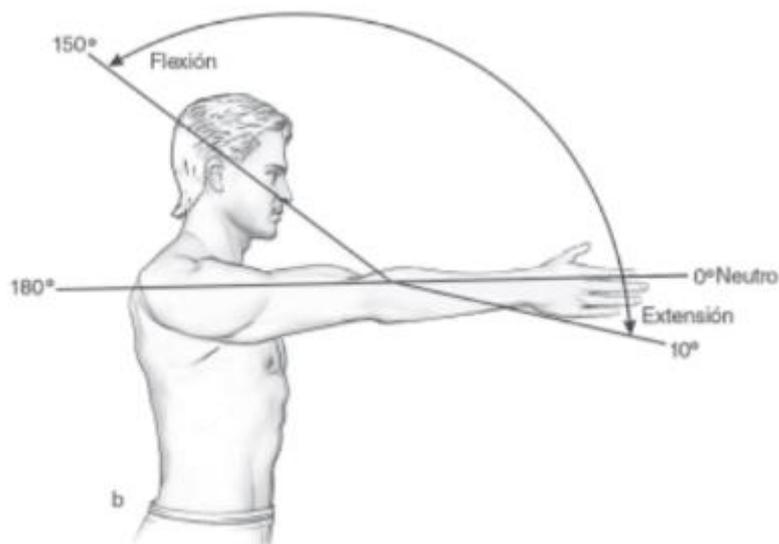


Fig. 1.4. Flexión y extensión del codo [Taboleda, 2007]



Fig. 1.5. Posición neutra, supinación y pronación del codo respectivamente [Taboleda, 2007]

### 1.2.1 Valgo fisiológico del codo

Es una desviación interna de los ejes de los miembros superiores. Como se observa en la Figura 1.6, existe un cierto valor de ángulo en la articulación del codo de  $20^\circ$  de la flexión del brazo, para así liberar la punta del olecranon (el cual se encuentra en la parte posterior del codo), se produce un valgo fisiológico que en los varones puede ser de  $7^\circ$ - $10^\circ$  y en las mujeres puede alcanzar los  $15^\circ$ - $20^\circ$ , este valgo va desapareciendo en cuanto se alcanza la flexión máxima del codo [Corvalan, 2018].

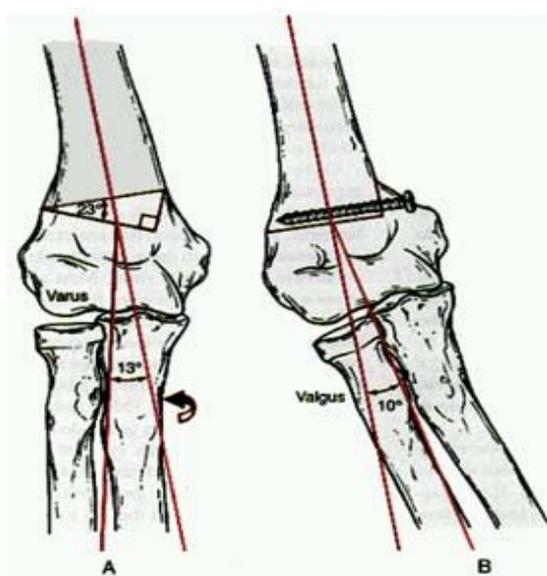


Fig. 1.6. Valgo fisiológico del codo<sup>4</sup>

### 1.2.2 Medición de flexión-extensión del codo

Realizar una correcta medición de la flexión-extensión del codo es importante y es por eso que para realizarlo correctamente se debe colocar el eje del goniómetro sobre la proyección del hueso piramidal (borde cubital de la muñeca, ligeramente por delante de la apófisis estiloides cubital), el brazo fijo debe ir alineado con la línea media longitudinal del cúbito y el brazo móvil debe ir alineado con la línea media longitudinal del quinto metacarpiano [Taboleda, 2007].

En la Figura 1.7 se observa cómo se realizaría esta medición, donde es importante tener en cuenta que la amplitud total de flexión permitida es 150°, y está limitada por las masas musculares de los antebrazos. En cuanto a la extensión, se alejan los puntos de la musculatura llegando hasta 0° y en algunos casos de hiperextensión se puede lograr una amplitud de 5°-10° [Corvalan, 2018].

<sup>4</sup> Imagen extraída de: <http://biomecanicadelmms.blogspot.com/2011/06/biomecanica-del-codo.html> . 10/04/2021

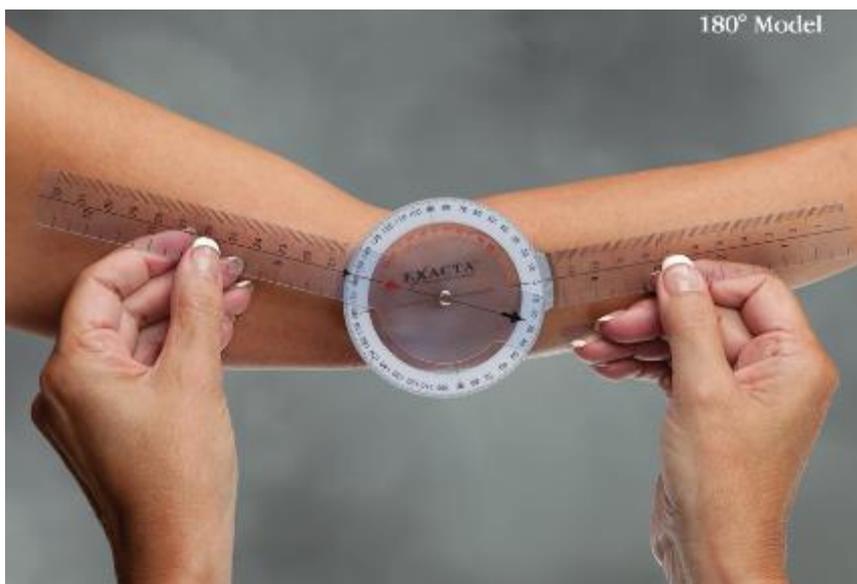


Fig. 1.7. Uso del goniómetro en la flexión y extensión del codo<sup>5</sup>

### 1.2.3 Medición de pronación-supinación del antebrazo

Realizar una correcta medición de la pronación-supinación del antebrazo es de igual manera importante y es por eso que se debe colocar el eje del goniómetro en la apófisis estiloides cubital para la supinación, y en la apófisis estiloides radial para la pronación. El brazo fijo debe ir alineado paralelamente a la línea media longitudinal del húmero, por fuera para la pronación y por dentro para la supinación, y finalmente, el brazo móvil de colocarse para la supinación en la cara palmar del antebrazo, y en la pronación en la cara dorsal del antebrazo [Taboadela, 2007]. Un ejemplo de cómo se realizaría esta medición se encuentra en la Figura 1.8, para la pronación o supinación el codo debe encontrarse en un ángulo de 90° y el antebrazo neutro con el dedo pulgar hacia arriba, la pronación del antebrazo tiene una amplitud de 60°-80° y el movimiento se dirige con la palma hacia abajo, por el contrario, la supinación se realiza en dirección contraria y llega hasta 90°.

<sup>5</sup> Imagen extraída de: [https://www.ncmedical.com/item\\_710.html#!prettyPhoto](https://www.ncmedical.com/item_710.html#!prettyPhoto) . 10/04/2021

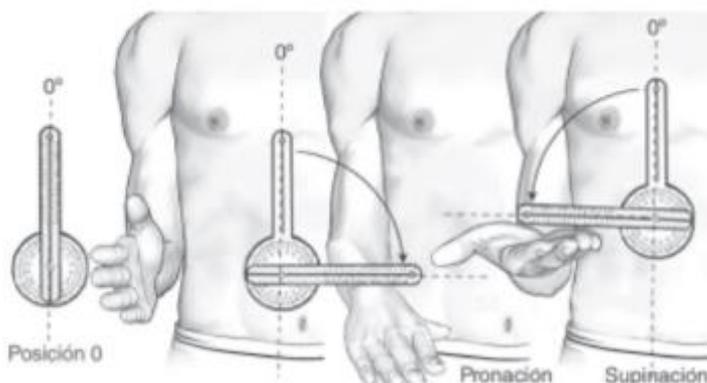


Fig. 1.8. Uso del goniómetro en la pronación-supinación del antebrazo [Taboadela, 2007]

### 1.3. Principales lesiones del codo

Existe una gran variedad de lesiones relacionadas al codo, pero en esta sección se mostrarán las lesiones más frecuentes que suceden en las personas.

**Codo de tenista (epicondilitis lateral):** el codo de tenista es una enfermedad ocasionada por el uso excesivo del codo, y es por ello que esta lesión es bastante frecuente entre los jugadores de tenis o personas que realicen actividades que requieran un uso repetitivo y vigoroso del antebrazo, como pintores, plomeros, carpinteros entre otros. Esta lesión se basa en la inflamación de los tendones que unen los músculos del antebrazo con la parte exterior del codo, estos ligamentos se dañan debido a la misma acción repetitiva que se realiza [AAOS, 2016].

**Codo del golfista (epicondilitis medial):** esta lesión ocasiona una inflamación a nivel de los tendones de los músculos flexores que se insertan en el epicóndilo medial, es decir, en la parte interna del codo. El dolor se puede extender desde el antebrazo hasta la muñeca [Mayoclinic, 2020].

Estas dos lesiones mencionadas están relacionadas al uso excesivo y repetitivo del antebrazo, se caracterizan por generar dolor en el codo, sensibilidad, rigidez y en algunos casos debilidad en las manos y muñecas. Estas lesiones no son las únicas que pueden restringir el movimiento del codo, también se encuentran las fracturas del extremo distal del húmero, fracturas de cúbito y radio, luxación de codo y los traumatismos/lesiones como los anteriormente mencionadas. Es importante conocer estas lesiones ya que de acuerdo al tipo de lesión se realizará una terapia diferente.

#### **1.4. Rehabilitación para miembros superiores**

La exploración física del codo debe contemplar una serie de componentes como lo son el tipo de actividad laboral, sexo, dominancia, edad, las prácticas deportivas (aficionado o profesional), volumen y características intrínsecas asociadas [Corvalan, 2018]. Toda lesión capaz de dejar secuelas o una incapacidad prolongada se beneficia de un programa de rehabilitación.

A continuación, se mostrará un programa de rehabilitación estándar que se usa en los deportistas, el cual consta de 4 fases.

*Fase 1 - Movimiento inmediato:* Esta fase se centra en minimizar los efectos de la inmovilización, disminuir el dolor y la inflamación, y restablecer el rango de movimiento. Las actividades del rango de movimiento se realizan en todos los planos para evitar que se forme tejido cicatricial y adherencias. Es muy importante en esta etapa restablecer el rango de movimiento que se tenía antes de la lesión, esto minimizará que formen contractura en la flexión del codo.

*Fase 2 – Intermedio:* Esta fase se iniciará cuando recién se tenga un rango de movimiento completo o al menos  $\frac{3}{4}$  de la movilidad total, es por ello que es importante tener un dispositivo con el cual se pueda monitorear el rango de movimiento del codo. El énfasis en esta fase se basa en mantener y mejorar el rango de movimiento. Los ejercicios de estiramiento y fortalecimiento continúan en esta fase, a diferencia de la fase anterior. Se agregan ejercicios de control neuromuscular para mejorar la capacidad de los músculos de la articulación del codo.

*Fase 3 - Fortalecimiento avanzado:* Esta fase se centra en aumentar gradualmente la fuerza, la potencia, la resistencia y el control neuromuscular, los ejercicios de igual manera van aumentando de intensidad.

*Fase 4 - Regreso a la actividad:* En esta última fase ya se permite al deportista regresar a los entrenamientos, pero de manera gradual.

En los programas de rehabilitación no quirúrgica es muy importante realizar un seguimiento a los rangos de movimiento del paciente, como se explicó en la primera fase, pues terminar la rehabilitación sin lograr un rango de movimiento completo hace que las posibilidades de tener contracturas al flexionar el codo aumenten [Wilk, 2012].

### 1.5. Técnicas y tecnologías de medición angular

A continuación, se revisarán algunos sensores que se usan para las mediciones angulares de las articulaciones, y luego se mostrará algunas aplicaciones en donde estos sensores fueron utilizados.

#### 1.5.1 Sensores para medición angular

A continuación, se mostrará y explicará brevemente los sensores usados en los diferentes dispositivos de medición angular.

- Potenciómetros: En la Figura 1.9 se observa el puente de Wheatstone, el cual es utilizado para conocer los ángulos a través del voltaje diferencial, el voltaje se obtiene de la Ecuación 1.1.

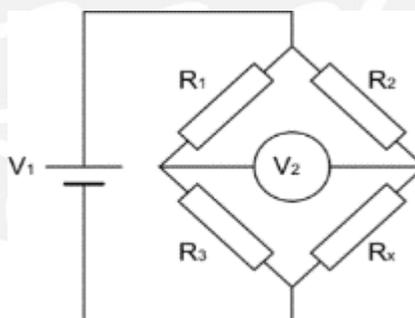


Fig. 1.9. Puente de Wheatstone

$$V_2 = [R_x / (R_2 + R_x) - R_3 / (R_1 + R_3)] * V_1 \quad (1.1)$$

Donde el  $V_2$  representa el voltaje de salida (valor que debe ser medido) y  $R_1$ ,  $R_2$  y  $R_3$  representan valores conocidos de resistencias,  $R_x$  representa el valor de la resistencia del potenciómetro y  $V_1$  representa el voltaje de alimentación del puente de Wheatstone.

- Acelerómetros: también se encuentran dentro de los IMU (unidad de medición inercial), ya que estos cuentan con un giroscopio y un acelerómetro. Se pueden medir los ángulos con solo dos acelerómetros, como se observa en la Figura 1.10, a través de la diferencia de las aceleraciones de los vectores. A esta técnica se le llama rechazo de modo común (CMR).

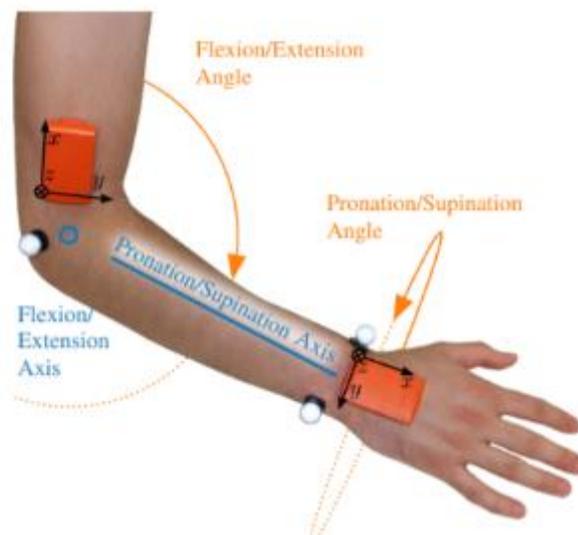


Fig. 1.10 Medición de ángulos del codo con solo dos IMU's [Müller, 2016]

En muchos casos no es posible usar sólo dos acelerómetros debido a que, la colocación de estos, interfieren con los movimientos, ya que deben ubicarse lo más cercano al centro de rotación de la articulación, es por ello que se pueden usar cuatro acelerómetros para poder acomodarlos de mejor manera, estos cuatro acelerómetros emulan dos acelerómetros virtuales en el centro de la rotación. En el cálculo de la aceleración de los acelerómetros virtuales se usan las Ecuaciones 1.2 a 1.5.

$$A'1x = ((r2 \cdot A1x) - (r1 \cdot A2x))/(r2 - r1) \quad (1.2)$$

$$A'1y = ((r2 \cdot A1y) - (r1 \cdot A2y))/(r2 - r1) \quad (1.3)$$

$$A'2x = ((r4 \cdot A3x) - (r3 \cdot A4x))/(r4 - r3) \quad (1.4)$$

$$A'2y = ((r4 \cdot A3y) - (r3 \cdot A4y))/(r4 - r3) \quad (1.5)$$

Donde  $r_1$ ,  $r_2$ ,  $r_3$  y  $r_4$  representan la distancia desde el acelerómetro hasta el centro de rotación,  $A_1$ ,  $A_2$ ,  $A_3$  y  $A_4$  representan a los cuatro acelerómetros utilizados y  $A'_1$  y  $A'_2$  representan a los acelerómetros virtuales.

Luego de obtener los valores de aceleración de los acelerómetros virtuales, el ángulo se obtiene de la diferencia de  $180^\circ - \phi$ , donde  $\phi$  se obtiene usando la Ecuación 1.6.

$$\phi = \arctan(A'_1y/A'_1x) - \arctan(A'_2y/A'_2x) \quad (1.6)$$

- Sensor de fibra óptica: para la medición de los ángulos en los sensores basados en la propagación de luz en fibras ópticas se usa el principio de transducción mostrado en la Figura 1.11, la flexión de la fibra cambia la atenuación de la luz y un detector al final de la fibra proporciona una señal relacionada con la rotación angular, normalmente la detección de la luz se puede realizar con fotodiodos. Este tipo de sensores presenta resistencia a impactos y altos límites de deformación. Dentro de los sensores de fibra óptica también se encuentran el sensor POF (fibra óptica de plástico) y el sensor FBG (Rejilla de fibra de Bragg).

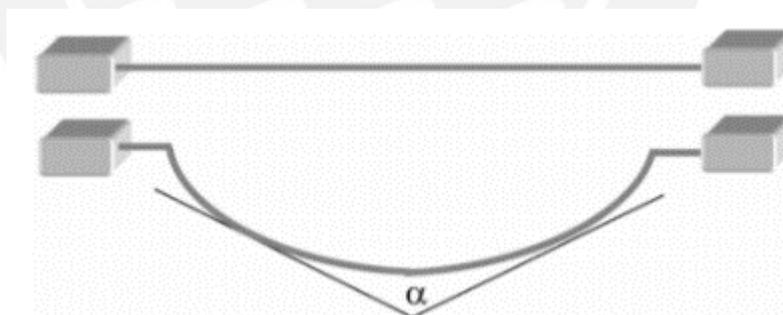


Fig. 1.11. Sensor de fibra óptica basado en la pérdida por flexión [Donno, 2008]

- Sensor de efecto Hall: Los sensores de efecto Hall se basan en la medición de campos magnéticos utilizando la tecnología magneto-resistiva (GMR), en este caso se mide el campo magnético de un imán el cual gira respecto al sensor. A diferencia de los otros métodos mecánicos de medición, este sensor presenta un desgaste nulo ya que no existe rozamiento entre sus componentes, esto trae como resultado que

el ruido obtenido sea bastante bajo, una característica bastante importante en los sensores de medición.

- Encoder óptico: Los *encoder* eléctricos son dispositivos de medición que transforman las rotaciones en valores angulares digitales a través de la conversión fotoeléctrica, esto se debe a que los *encoder* ópticos hacen uso de la fuente de luz y un fotodetector para contar las líneas de la escala. La configuración más común de los *encoder* ópticos se basan en el sistema de doble rejilla, una rejilla actúa como el cabezal de lectura mientras la otra actúa como escala.

Adicionalmente a estos sensores, también se pueden determinar los ángulos de las articulaciones a través de sistemas de captura de movimiento basados en sensores ópticos o en videos con procesamiento de imágenes. En estos casos, una o más sensores o cámaras son los componentes principales del sistema, los cuales rastrean las articulaciones utilizando relaciones antropométricas como lo son el tamaño, la forma y composición del cuerpo humano. Este tipo de mediciones comprende varios campos como la biomecánica, el procesamiento de imágenes, el aprendizaje automático y el reconocimiento de patrones [Faisal, 2019].

### **1.5.2 Electrogoniómetros basados en sensores para medición angular**

Dentro de los sensores de fibra óptica, se ha desarrollado un nuevo método el cual permite calcular la rotación de la articulación colocando dos paletas del controlador de polarización de fibra de birrefringencia inducida por tensión (SIBPC) a un lado de la articulación, y la tercera paleta al otro lado, en la Figura 1.12 se observa cómo sería la disposición de las paletas. Este goniómetro está compuesto por un láser semiconductor, un conector de férula de fibra óptica monomodo con un cable de conexión de pulido de contacto físico (FC / PC), un fotodiodo pin de silicio y dos polarizadores (láminas de plástico Polaroid) [Donno, 2008]. Estos se utilizan para polarizar la salida del láser y para analizar el estado de polarización de la luz que sale del controlador de polarización de fibra. Tiene una resolución de menos de  $0,01^\circ$  y una desviación estándar de  $0,1^\circ$ . Entre sus principales ventajas se encuentra que es un dispositivo ligero, flexible, alta velocidad de reacción y alta precisión.

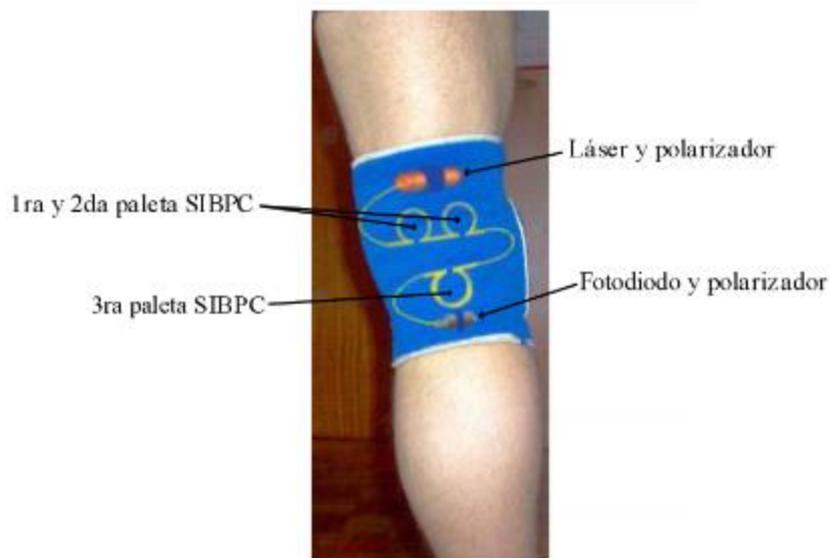


Fig. 1.12. Disposición de los elementos del sensor de fibra óptica [Donno, 2008]

Como segunda aplicación se tiene el diseño de un electrogoniómetro basado en sensores de efecto Hall, el electrogoniómetro de la Figura 1.13 fue desarrollado por Luis et al [Luis, 2017], el cual presenta articulaciones de un grado de libertad para la rodilla y de dos grados de libertad para el tobillo; la estructura mecánica consta de dos módulos, uno para cada articulación. Para evitar las desalineaciones se usaron mecanismos de autoalineación (SAM), la información medida es enviada a la interfaz de usuario mediante comunicación inalámbrica del tipo Bluetooth.

Entre sus principales ventajas se encuentra el diseño anatómico, la información medida puede ser almacenada para un posterior seguimiento y, además, puede ser usado para el análisis de la cinemática. El sistema propone estar en funcionamiento un total de 30h, o en su equivalente realizar 1080 evaluaciones de 10 minutos cada una.



Fig. 1.13. Electrogoniómetro para tobillo y rodilla por impresión 3D [Luis, 2017]

Como tercera aplicación se tiene el diseño de un goniómetro basado en un potenciómetro de precisión, su rango varía entre 0 y 405  $\Omega$ , estos valores corresponden a 0° y 145°. La adquisición de la señal se hace a través del voltaje diferencial que se obtiene del puente de Wheatstone. Luego se encuentra la etapa del filtrado en donde se usan dos filtros, un filtro pasabajo tipo Butterworth no inversor de sexto orden y un filtro Notch para eliminar la componente de 60 Hz del suministro eléctrico. El sistema es alimentado con una batería de 9V y presenta un error promedio de 3% [Granados, 2017]. En la Figura 1.14 se observa una implementación de este goniómetro.



Fig. 1.14. Uso de goniómetro basado en un potenciómetro [Granados, 2017]

Como cuarta aplicación se tiene un electrogoniómetro basado en cuatro acelerómetros conectados a un microcontrolador. Se usan dos acelerómetros en cada segmento del

brazo para crear dos "acelerómetros virtuales" en el centro de rotación de la articulación. El ángulo de la articulación es estimado a través del ángulo del vector de la aceleración, a este método se le llama rechazo de modo común distribuido (DCMR). La calibración de los sensores es fundamental para asegurar una precisión en las mediciones, estas presentaron un error menor al 0.3% en comparación con los goniómetros digitales comerciales, es decir un error menor a  $1^\circ$  [Mercado, 2014]. En la Figura 1.15. se observa una implementación de este electrogoniómetro.

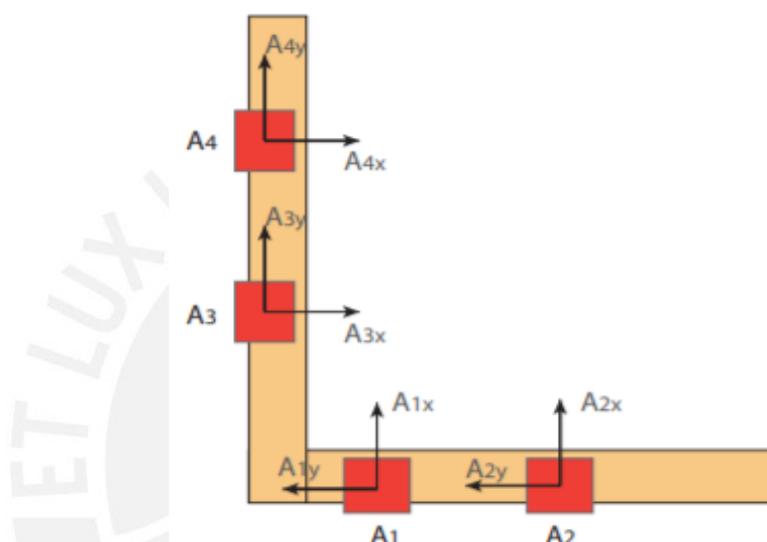


Fig. 1.15. Esquema del electrogoniómetro con cuatro acelerómetros [Mercado, 2014]

## 1.6. Tecnologías de comunicación inalámbrica

Las conexiones inalámbricas consisten en dos o más dispositivos que cuentan con herramientas de transmisores de radio y receptores. A continuación, se analizarán y compararán los diferentes protocolos inalámbricos de corto y largo alcance.

- **Bluetooth:** Las características claves de la comunicación inalámbrica Bluetooth se basan en el bajo consumo, bajo costo, y una estructura uniforme la cual permite una amplia comunicación entre los diferentes dispositivos. Esta tecnología permite tanto datos asíncronos como datos síncronos, actualmente se encuentra en su 5ta versión (Bluetooth 5.0) y lo que ha mejorado con respecto a sus versiones anteriores es que la conexión entre dispositivos se puede realizar a una distancia mayor y, además, la velocidad de transmisión llega a 2Mbps. Opera en la banda ISM libre entre los 2.402 y los 2,480 GHz; esta frecuencia no necesita licencia.

- Wi-Fi: La arquitectura del wi-fi se compone de muchos componentes que trabajan juntos para poder proporcionar la red de área local inalámbrica (WLAN). Esta tecnología de transmisión de datos, utilizada para internet, se basa en ondas de radio. Su alcance depende de varios factores como lo son la salida de potencia de radio, la banda de frecuencia, la sensibilidad del receptor, entre otros. Su alcance puede ser ampliado con el uso de repetidores direccionales o antenas, aun así, su alcance es mayor que el Bluetooth. Permite conectar diferentes dispositivos a la misma conexión de internet, y también permite que estos se puedan conectar entre sí dentro de la misma red. La velocidad máxima de transmisión es de 9,6 Gbps para WiFi 6, aunque puede encontrar dificultades para atravesar ciertos materiales, y también puede tener interferencias con otras ondas que se encuentren en las mismas frecuencias.
- ZigBee: Este es un protocolo usualmente usado para dispositivos que consumen menos energía y no se necesite una gran velocidad de transferencia de datos. Es una tecnología mayormente utilizada en la domótica, ya que permite crear redes inalámbricas entre diferentes dispositivos; estos dispositivos se conectan por una red en malla. Es necesario un dispositivo que esté conectado a internet, el cual permitirá que la señal sea repartida entre los diferentes dispositivos, es decir, se necesita un dispositivo completamente funcional (FFD) y un dispositivo funcional reducido (RFD). El FFD podrá comunicarse con otros dispositivos FFD como con los dispositivos RFD, pero los dispositivos RFD solo se pueden comunicar con un FFD. Tiene un alcance aproximado de 10 a 20 metros, y una velocidad de transferencia muy baja, de 250 kbit/s. Una de sus principales ventajas es que ayuda a evitar la saturación de la red, lo que sucede cuando hay muchos dispositivos conectados a la misma red, es menos costoso que el Bluetooth y el Wi-fi.
- Ultra banda ancha: La popularidad de la ultra banda ancha (UWB) ha aumentado debido a que presenta una alta velocidad de comunicación inalámbrica en interiores. Reemplaza el cable en redes domésticas, en especial el USB 2.0 y, como menciona su nombre, se refiere a una tecnología que hace uso de un ancho de banda mayor a 500 MHz. Puede usarse para capturar datos espaciales y direccionales con una alta

precisión. En la Figura 1.16 se puede observar la diferencia que existe en la frecuencia y densidad espectral entre UWB y otras tecnologías.

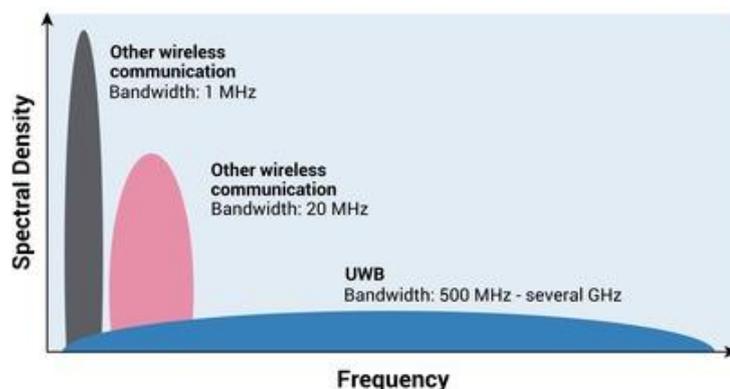


Fig. 1.16 Ancho de bando usado en UWB y otras comunicaciones inalámbricas<sup>6</sup>

- Z-Wave: Z-wave a diferencia de ZigBee no utiliza un protocolo abierto y tiene un rango de alcance de hasta 100 m, además permite una gran cantidad de dispositivos conectados, aproximadamente 65000. Esta tecnología también necesita de un puente para administrar los diferentes dispositivos conectados y presenta una velocidad de transferencia de datos muy baja, una velocidad de 100 kbit/s, de igual manera que ZigBee es ampliamente usada en el área de la domótica.

En la Tabla 1.1 se muestran las diferentes características que tienen las tecnologías anteriormente mencionadas, y cuál sería su métrica de éxito. Tanto el Zigbee como el Z-wave son protocolos que se usan habitualmente en domótica y que, a pesar de que tienen ciertas características diferentes, se usan en el mismo tipo de dispositivos, es por ello que se colocó Zigbee, ya que actualmente entre las dos este protocolo es el más utilizado.

Tabla 1.1 Comparación entre tecnologías de comunicación inalámbrica [Mubashar, 2021]

	<b>Bluetooth</b>	<b>Zigbee</b>	<b>Wi-Fi</b>	<b>UWB</b>
Consumo de energía	Medio	Muy poco	Alto	Bajo
Banda de operación	2.4 GHz	915 MHz	5 GHz	10.6 GHz
Ancho de banda	1 MHz	2 MHz	25–20 MHz	0.5–7.5 GHz
Número máximo de nodos	8	65,000	2007	236
Métricas de éxito	Costo	Fiabilidad, potencia, costo	Flexibilidad de velocidad	Relación costo-rendimiento

<sup>6</sup> Imagen extraída de: <https://www.xataka.com/servicios/que-ventajas-tiene-tecnologia-banda-ultrancha-uwv-vieja-alternativa-al-bluetooth-que-apple-samsung-estan-revitalizando> . 10/04/2021

Enfoque de aplicación	Reemplazo de cables	Control de de varios sistemas	Red de datos, monitoreo de red	Monitoreo de la red de datos
-----------------------	---------------------	-------------------------------	--------------------------------	------------------------------

En la Figura 1.17 se muestra el consumo de potencia entre estas cuatro tecnologías, un dato relevante si se desea utilizar una comunicación inalámbrica con un bajo consumo de potencia.

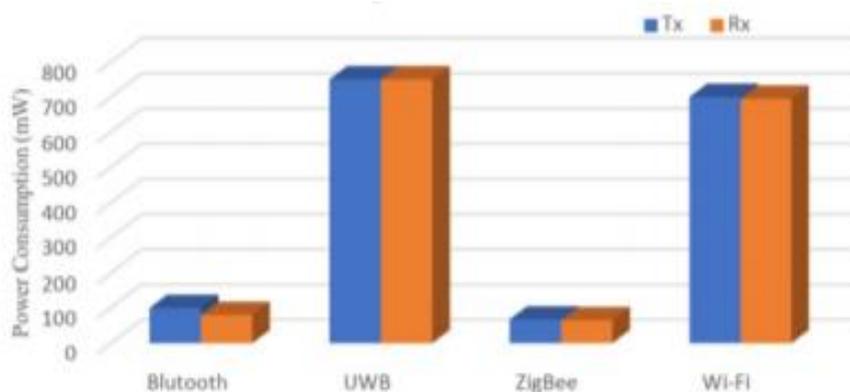


Fig. 1.17 Consumo de potencia en tecnologías de comunicación inalámbrica [Mubashar, 2021]

## 1.7. Energización del sistema

El electrogoniómetro para un correcto funcionamiento necesita una fuente de energía, la cual puede provenir de una batería o de un sistema ya energizado. En este caso se analizará los tipos de baterías que existen.

- ***Plomo ácido (Pb-Ac)***: La batería está compuesta de una matriz o esponja de plomo en el cátodo y dióxido de plomo en el ánodo; el electrolito puede ser líquido. En la Tabla 1.2 se muestran sus principales características.

Tabla 1.2. Características de la batería de plomo ácido [Marin-Garcia, 2020]

Ventajas	Desventajas	Consideraciones importantes
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bajo costo</li> <li>• Tolerantes al uso intensivo</li> <li>• Alto voltaje por celda</li> <li>• Permite una profunda descarga</li> <li>• Baja tasa de autodescarga</li> <li>• Es reciclable</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gran peso debido al plomo</li> <li>• Corta vida útil (promedio de 500 a 1000 ciclos)</li> <li>• No permite carga rápida</li> <li>• Puede requerir mantenimiento</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Si la batería falla debe ser reemplazada</li> <li>• Cuando su capacidad máxima en menor al 80% se degradan es muy rápida</li> </ul>

Níquel-Cadmio (Ni-Cd): Son baterías compuestas por un cátodo de hidróxido de níquel y un ánodo de cadmio. En la Tabla 1.3 se muestran sus principales características.

Tabla 1.3. Características de la batería de níquel-cadmio [Marin-Garcia, 2020]

Ventajas	Desventajas	Consideraciones importantes
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Buen comportamiento a diferentes temperaturas (<math>-40^{\circ}\text{C}</math> a <math>60^{\circ}\text{C}</math>)</li> <li>• Acepta sobrecargas</li> <li>• Ciclo de vida prolongado (más de 3500 ciclos)</li> <li>• Permite descargas profundas</li> <li>• Mayor relación potencia densidad (50 – 75 Wh/kg)</li> <li>• Es ideal para conexiones en serie</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Es una tecnología de elevado precio</li> <li>• El cadmio es muy contaminante</li> <li>• Autodescarga considerable (10% mensual)</li> <li>• Bajo voltaje por celda</li> <li>• Puede dañarse a altas temperaturas</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• El usuario debe tener cuidado con los residuos de la batería</li> <li>• Se debe diseñar un sistema de control para los procesos de carga y descarga</li> </ul>

➤ Hidruro de níquel-metal (Ni-MH): Es una batería compuesta por un cátodo de hidruro metálico y un ánodo de hidróxido de níquel, es una mejora/modificación de las baterías de níquel-cadmio. En la Tabla 1.4 se muestran sus principales características.

Tabla 1.4. Características de la batería de hidruro de níquel-metal [Marin-Garcia, 2020]

Ventajas	Desventajas	Consideraciones importantes
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Poseen todas las ventajas del níquel-cadmio</li> <li>• Mayor densidad energética que los de níquel-cadmio (60 - 120 Wh / kg)</li> <li>• Se elimina el efecto memoria y está libre de cadmio, por lo que es menos contaminante y penalizado</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alta tasa de autodescarga (15% - 20% por mes)</li> <li>• No soporta descargas fuertes</li> <li>• Bajo voltaje por celda</li> <li>• Tiempo de vida alrededor de 300-500 ciclos de carga</li> <li>• Mayor tiempo de carga que el níquel-cadmio y menos tolerancia a su funcionamiento forzado (sobrecargas o completa descargas)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• La alta tasa de autodescarga puede reducirse o "bloquearse" con una pequeña corriente de carga</li> </ul>

➤ Sulfuro de sodio (Na-S): Es una nueva tecnología, tiene ánodo de azufre y cátodo de sodio; el electrolito es un compuesto cerámico que se utiliza como separador. En la Tabla 1.5 se muestran sus principales características.

Tabla 1.5. Características de la batería de sulfuro de sodio [Marin-Garcia, 2020]

Ventajas	Desventajas	Consideraciones importantes
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Respuesta extremadamente rápida</li> <li>• Permite grandes picos de energía (llegando al 600%)</li> <li>• Larga vida útil gracias a electrodos líquidos que no se ven afectados por cambios de temperatura y no producen ruidos ni vibraciones</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Los voltajes de las celdas deben estar bien controlados para evitar efectos no deseados</li> <li>• Temperatura de funcionamiento muy alta debido a las reacciones químicas (270°C –350°C)</li> <li>• Se pueden generar auto-sobrecargas internas en las celdas por la operación y esto puede aumentar la resistencia interna</li> <li>• No debe estar completamente descargada</li> <li>• Requiere sistemas de control y protección</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Es una tecnología muy cara porque está patentada por NGK.</li> <li>• Algunas consideraciones importantes con respecto a la temperatura y el uso deben tener en cuenta su aplicación</li> </ul>

- Ion de litio (Li-ion): Se basan en compuestos con litio en ambos electrodos, generalmente con litio en el ánodo y grafito en el cátodo. En la Tabla 1.6 se muestran sus principales características.

Tabla 1.6. Características de la batería de Ion de litio [Marin-Garcia, 2020]

Ventajas	Desventajas	Consideraciones importantes
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alta densidad de energía (75-125 Wh / kg)</li> <li>• No tiene efecto memoria</li> <li>• Bajo efecto de autodescarga (&gt; 10%)</li> <li>• Alto voltaje por celda (3.3V – 4.0V)</li> <li>• Larga vida útil con buenas técnicas de carga y descarga</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Requiere un circuito de carga</li> <li>• Capacidad pico de corriente baja</li> <li>• Duración de entre 2 y 5 años se utilicen o no</li> <li>• Rápida degradación de los electrodos si está completamente descargado</li> <li>• Susceptibles a altas temperaturas</li> <li>• Costosos en comparación con otras tecnologías como Pb-Ac</li> <li>• Pueden dañarse por eventos de sobretensión</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Se recomienda cargar cuando la carga sea inferior al 50%, pero no se debe permitir que se descargue por completo</li> <li>• Se produce una degradación notable de la batería en un año con o sin uso (es mínima)</li> <li>• Requiere técnicas especiales de carga-descarga por celda en aplicaciones donde se utilizan múltiples celdas para garantizar la máxima vida útil</li> </ul>

- Polímero de litio (Li-Po): Se basan en compuestos con litio en ambos electrodos, generalmente con litio en el ánodo y grafito en el cátodo. En la Tabla 1.7 se muestran sus principales características.

Tabla 1.7. Características de la batería de polímero de litio [Marin-Garcia, 2020]

Ventajas	Desventajas	Consideraciones importantes
<ul style="list-style-type: none"> <li>Alta densidad de potencia (superior a la de iones de litio, 130 - 200 Wh / Kg) gracias al electrolito</li> <li>Volumen reducido</li> <li>Menor peso</li> <li>Sin efecto memoria</li> <li>Baja tasa de autodescarga</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Este tipo de batería es cara debido al electrolito que reduce la conductividad, tiene una mayor resistencia interna (resuelta con electrolitos en gel, pero con una menor densidad de potencia), requiere control de carga y aún está en desarrollo</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>El usuario debe tener cuidado con el proceso de carga ya que puede hincharse como señal de daño, en este caso la batería debe ser reemplazada</li> <li>Un mal funcionamiento puede provocar una explosión</li> <li>Si no se usa durante mucho tiempo (más de 3 meses), manténgalos en lugares secos y frescos a media carga pero nunca descargados por completo</li> </ul>

Finalmente, en la Tabla 1.8. se puede observar la comparación que se realiza entre los diferentes tipos de baterías, las baterías Na-S no han sido incluidas debido a que no se dispone de mucha información.

Tabla 1.8. Tabla comparativa de las diferentes baterías [Marin-Garcia, 2020]

Parameter / Technology	Pb-Ac	Ni-Cd	Ni-MH	Li-ion	Li-Po
Cell voltage (V * cell)	2 V	1.2 V	1.2 V	3.3 V	3.7 V
Self-discharge (% / month)	> 20%	10%	30%	8%	5%
Lifecycles	500-800	1500-2000	300-500	2000 V	> 1000
Life time (years)	5 – 15	10 – 20	10 – 15	2 – 5	2 – 7
Specific energy (Wh / Kg)	30-40	40-60	30-80	100-250	130-200
Efficiency	50%-92%	70%-90%	66%	80%-95%	90%-95%
Overload tolerance	-	V. Good	Good	V. Bad	V. Bad
Impact robustness	Good	V. Good	Good	V. Bad	V. Bad
High temperature work	Mean	V. Good	Mean	V. Bad	V. Bad

## **CAPÍTULO 2**

### **DISEÑO CONCEPTUAL**

En el presente capítulo se desarrollarán las consideraciones necesarias para el diseño del electrogoniómetro, se listará y explicará los requerimientos del proyecto y en base a esos requerimientos se realizará las funciones parciales de cada dominio. Con la información del estado del arte, se propondrán tecnologías que cumplan las funciones parciales de cada dominio y luego de realizar una evaluación técnica y económica se obtendrá la solución óptima del diseño.

#### **2.1. Requerimientos**

Los requerimientos del proyecto se basan en las necesidades de usuarios y en las normas estándar que están relacionadas con los dispositivos de medición médicos.

##### **2.1.1 Necesidades del usuario**

El usuario especialista en salud, el fisioterapeuta o la persona encargada de realizar las terapias, requiere de un dispositivo con el cual pueda realizar las mediciones de los ángulos de flexo-extensión y pronosupinación del codo. Este dispositivo no debe tener un impacto negativo en los movimientos del usuario ya que eso llevaría a tener mediciones incorrectas. Además, el electrogoniómetro deberá registrar los datos automáticamente en un dispositivo móvil, con el fin de realizar un seguimiento al paciente, los datos a registrar también deben incluir la fecha del día de medición.

Las lesiones de codo se pueden presentar en cualquier rango de edad, es por ello que el dispositivo a realizar deberá poder acoplarse a las diferentes anatomías que presentan los

brazos de las personas. El factor económico también es una variable importante al momento de adquirir nueva tecnología, es por ello que se realizará un dispositivo con un precio de fabricación mínimo.

### **2.1.2 Requerimientos del dispositivo**

Dado que es un dispositivo de medición que usarán pacientes con lesiones o personas a las cuales se les desea medir el rango de movimiento del codo, el dispositivo podrá acoplarse tanto al codo derecho como al izquierdo sin ningún problema. De igual manera, el rango de edad y la contextura de la persona no será un limitante al momento de usar el dispositivo.

En este dispositivo se debe tener especial consideración en la sujeción y ergonomía del electrogoniómetro, los movimientos de flexo-extensión o de prono-supinación no deben ocasionar que el dispositivo se deslice a lo largo del brazo, ya que eso podría traer consigo medidas no deseadas. Por lo tanto, el diseño debe ser adaptable y tener una correcta sujeción en todo momento. Asimismo, al ser un dispositivo que tendrá contacto directo con la piel, no debe contener elementos que puedan causar irritación en la piel del paciente o persona a la que se le desea realizar la medición, el níquel es un elemento usado en joyería, cierres de ropa, monedas, dispositivos médicos, entre otros y es una causa común de alergia por contacto<sup>7</sup>, es por esa razón que debe evitarse su uso en cualquier parte del dispositivo.

Además, los valores medidos se deben registrar automáticamente en un dispositivo móvil, teniendo en cuenta que el tamaño mínimo de los consultorios médicos es de aproximadamente 14 m<sup>2</sup> [MINSAs, 2015], y la distancia entre los diferentes espacios dentro del consultorio que es menor a 4 metros, esta distancia será el alcance máximo para envío de datos, ya que permitirá realizar la medición desde cualquier parte del consultorio. Para este propósito se necesita que el dispositivo móvil tenga como mínimo Android 4.3, pues a partir de esa versión se pueden enviar y recibir datos entre dispositivos móviles. Actualmente los celulares de gama baja vienen con Android 10.0, por lo tanto, el electrogoniómetro podría conectarse con dispositivos tanto de gama baja como de alta.

---

<sup>7</sup> Equivalencias de las medidas por talla. Enlace : <https://www.valerialanas.com/es/escuela/tabla-de-equivalencias-de-las-medidas-por-tallas/> . 16/04/2021

Tomando en cuenta que es un goniómetro que se usará en el área médica, según la Asociación Médica Americana el máximo valor permitido de error en el dispositivo debe ser menor a 5° [Shiratsu, 2013]. Del mismo modo, el electrogoniómetro debe poder medir como mínimo los valores normales para los movimientos de flexo-extensión y pronosupinación del codo, el cual comprende de 0°-150° para la flexión y extensión, 80° para la pronación y 90° para la supinación [Corvalan, 2018]. Cabe mencionar que si hay una extensión incompleta se registrará con signo negativo y en caso haya una hiperextensión se registrará con signo positivo. Estos valores deberán ser mostrados tanto en el dispositivo móvil como en el electrogoniómetro, con el fin de garantizar que no exista una dependencia entre el electrogoniómetro y el dispositivo móvil.

El suministro de energía es un aspecto relevante si se desea tener un dispositivo portátil. Se espera que el electrogoniómetro tenga una autonomía mínima de 2 horas, teniendo en cuenta que el tiempo promedio de la evaluación del codo es de 15 minutos y que la sesión de fisioterapia es de 1 hora<sup>8</sup>. Si se multiplica el tiempo de evaluación del codo por la cantidad de personas que el especialista puede atender en un día (considerando un horario laboral de 8 horas = 8 personas) se obtiene un total de 2h. Si bien se empleará baterías para energizar el sistema, se garantizará que estas baterías no sean propensas a causar daño al paciente, y que su impacto al medio ambiente sea el mínimo posible, es por esa razón que las baterías deberán ser recargables.

Al ser un dispositivo en el cual la mayoría de sus componentes serán electrónicos, a menos que haya una falla en el sistema, el mantenimiento será casi nulo o por lo general estará relacionado a la limpieza superficial del dispositivo o al cambio de algún componente si así lo requiera, además, teniendo en cuenta que se usarán componentes electrónicos el dispositivo debe contar como mínimo con protección IP61, debido a que en algunas zonas del Perú existe una gran cantidad de humedad y polvo. El sistema debe ser desmontable para que en caso se malogre algún componente solo se tenga que cambiar o reparar el componente dañado y no se necesite reemplazar todo el sistema por uno nuevo.

---

<sup>8</sup> Fisioterapeuta Albacete : <https://www.pablolasema.es/preguntas-frecuentes.php> . 18/04/2021

Finalmente, el factor económico es un aspecto importante teniendo en cuenta la economía del país, el electrogoniómetro biométrico angular de Biosignalplux<sup>9</sup> tiene un costo comercial de \$879, este es un electrogoniómetro de altas prestaciones y de tamaño compacto. Si bien se realizará solo una unidad del dispositivo y los componentes a adquirir serán comprados según la necesidad, no sería posible estimar un precio de fabricación respecto a los productos comerciales, pero se asegurará que el margen de ganancia sea suficiente para la viabilidad del producto y pueda representar un precio competitivo. Aun así, el costo comercial de \$879 se tomará como un valor de referencia.

Como síntesis, en la Tabla 2.1 se presenta un resumen de todos los requerimientos antes mencionados para el diseño del electrogoniómetro.

Tabla 2.1. Resumen de los requisitos del electrogoniómetro

Parámetro	Descripción
Función principal	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Medir los ángulos de flexo-extensión y prono-supinación del codo</li> <li>- No tener un impacto negativo en los movimientos del paciente</li> </ul>
Energía	- El dispositivo debe contar con baterías recargables que puedan administrar energía a todo el dispositivo y brinden una autonomía mínima de 2 horas
Rango	<ul style="list-style-type: none"> <li>- El dispositivo debe tener un rango mínimo de 0°-150° para la extensión y flexión</li> <li>- El dispositivo debe tener un rango mínimo de 90° para la supinación y 80° para la pronación</li> </ul>
Material	- No usar materiales que en contacto con la piel la irriten
Señales	- Enviar los valores medidos a un dispositivo móvil a distancia máxima de 4m
Control de calidad	- Tolerancia máxima de $\pm 5^\circ$
Comunicaciones	- Comunicación bidireccional, el electrogoniómetro se comunicará con un dispositivo móvil de manera inalámbrica, a partir del sistema operativo Android 4.3, y el dispositivo móvil enviará las señales recibidas al electrogoniómetro
Seguridad	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Los componentes de la batería no perjudicarán la integridad de la persona, ni el medio ambiente</li> <li>- Protección mínima: IP61</li> </ul>
Ergonomía	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Usar componentes adaptables a diferentes anchos de brazo, no debe generar dolor ni incomodidad</li> <li>- Debe mantenerse sujeto, sin desplazarse de su posición en todo momento</li> </ul>
Montaje	- El sistema debe contar con uniones desmontables
Mantenimiento	- Casi nulo, solo para limpieza o cambio de componentes.
Uso	- El electrogoniómetro debe contar con una interfaz visual
Costos	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Margen de ganancia suficiente para la viabilidad del producto</li> <li>- Costo de fabricación debe ser menor que el costo comercial de referencia de \$879</li> </ul>

<sup>9</sup> Robotshop.Enlace: <https://www.robotshop.com/en/biosignalsplux-goniometer-gon-angular-biometric-sensor.html> .  
16/04/2021

## 2.2. Estructura de funciones

Considerando los requerimientos establecidos, se procede a realizar la estructura de funciones para cada dominio, pero antes se realiza una estructura de funciones global denominada caja negra o *black box*. En la Figura 2.1 se observan los parámetros de entrada y salida del sistema, previamente se realiza una explicación de cada uno de los parámetros mostrados.

### *Entradas de la caja negra:*

- **Codo de la persona sin ángulos medidos:** Es el codo del paciente al que se le realizará las mediciones, para saber su rango de movimiento del codo.
- **Energía eléctrica:** Proveniente de la red eléctrica, será la encargada de energizar las baterías del sistema.
- **Energía mecánica (especialista en salud):** Es la energía producida por el especialista en salud al momento de realizar las acciones referentes al ajuste del dispositivo.
- **Energía mecánica (paciente):** En la energía producida por el paciente al momento de realizar los movimientos del codo.
- **Encendido y Apagado:** Señales propias del dispositivo las cuales permitirán encenderlo y apagarlo.
- **Señal para guardar valores medidos:** Es la señal que permitirá guardar los valores de los ángulos del codo.
- **Señal para detener guardado de valores medidos:** Es la señal que detendrá el guardado de valores de los ángulos del codo.

### *Salidas de la caja negra:*

- **Codo de la persona con ángulos medidos:** Es el codo del paciente una vez que se han obtenido de flexo-extensión y/o prono-supinación.
- **Vibraciones:** Es producido por los movimientos que realiza tanto el paciente como el especialista en salud.
- **Ángulo medido:** Son los ángulos obtenidos luego de realizar las mediciones en el paciente.
- **Indicador de estado de la batería:** Es la luz proveniente de la señal que mostrará el nivel de carga de la batería.

- **Indicador durante guardado de valores:** Es una señal que se activará una vez que se empiecen a guardar los valores medidos, esta señal se detendrá cuando el usuario decida detener el guardado de valores.

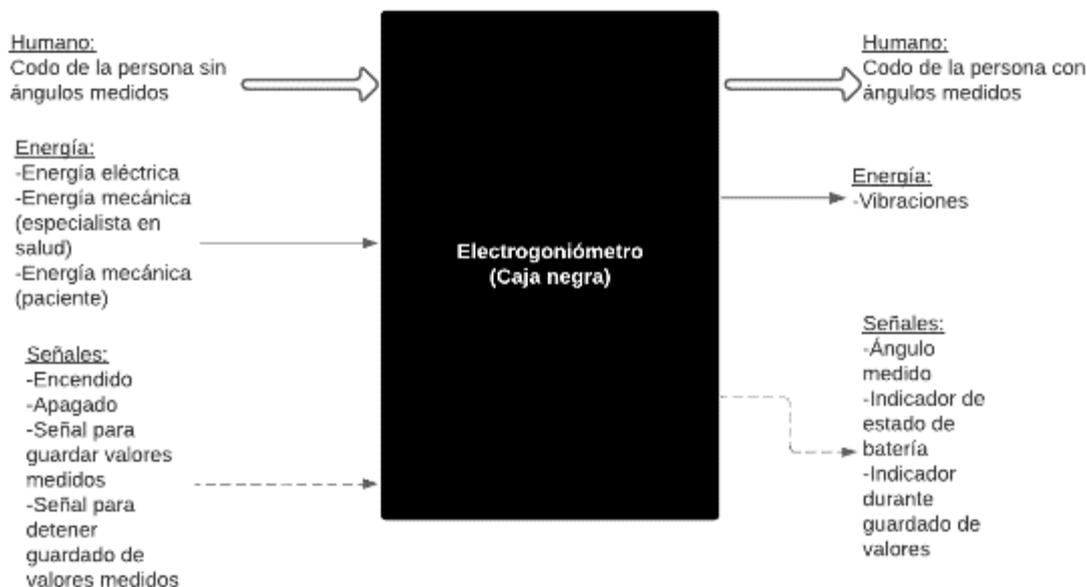


Fig. 2.1. Caja negra del electrogoniómetro

Luego de obtener la caja negra del sistema, donde se pueden apreciar las entradas y salidas, se procede a realizar la estructura de funciones para cada dominio.

Como resultado y unión de las funciones parciales de cada dominio, se obtiene una estructura de funciones integrada en la cual se observa que algunas funciones de diferentes dominios interactúan entre sí. En la Figura 2.2 se observa la unión de todas las funciones parciales y además un rectángulo que las contiene, este rectángulo representa el *black box* mostrado en la Figura 2.1.

Las líneas discontinuas de la Figura 2.2 representan un intercambio de información entre dos funciones parciales, se ha asignado un color a cada dominio con el fin de diferenciarlos más fácilmente y observar las funciones parciales que componen el dominio. Seguidamente de la Figura 2.2 se encuentra una breve explicación de cada dominio y sus respectivas funciones parciales.

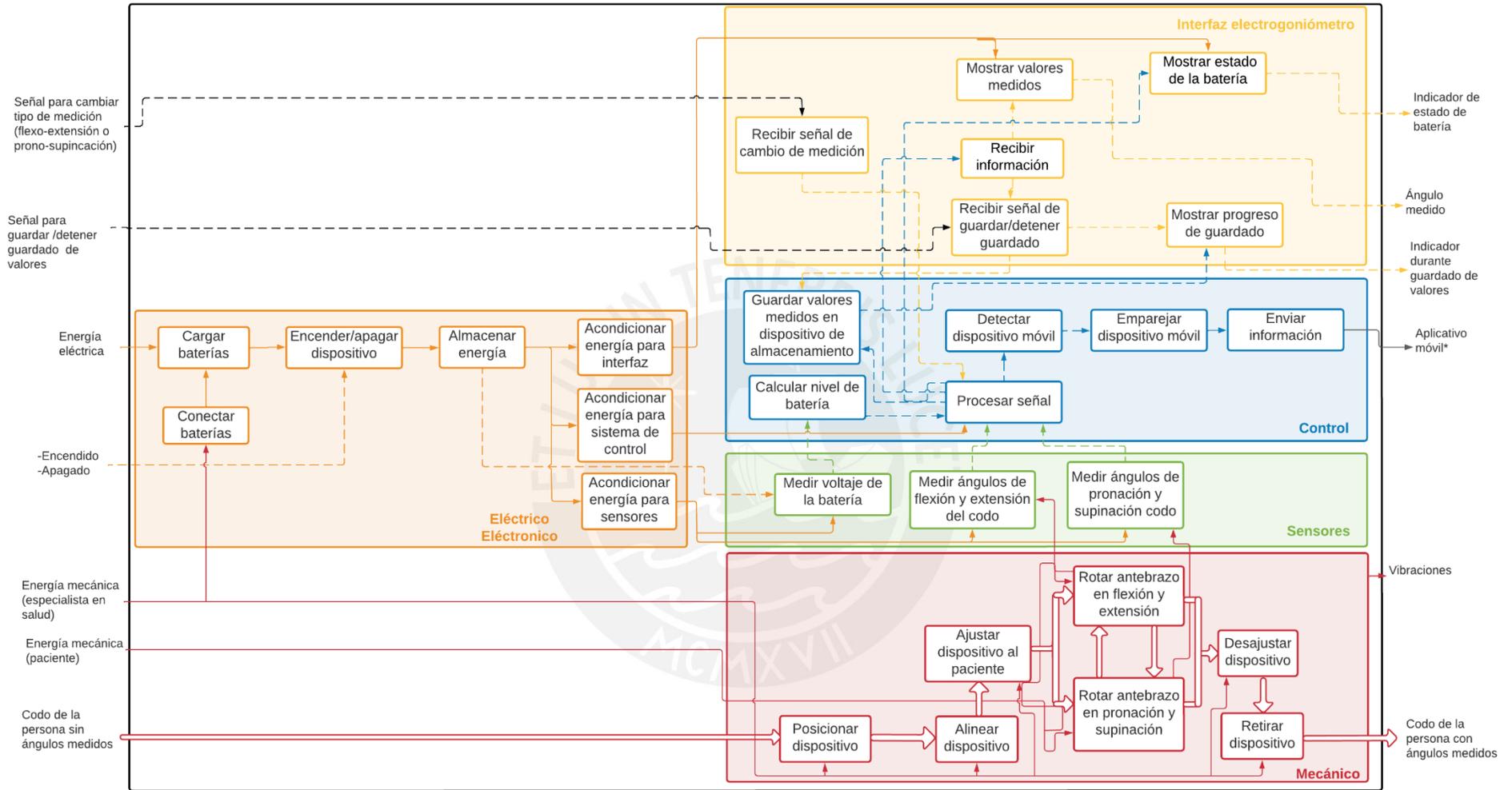


Fig. 2.2. Estructura de funciones integrada

*Dominio mecánico:*

- **Posicionar dispositivo:** se refiere a la acción de colocar el dispositivo sobre el brazo, pero todavía sin ninguna alineación ni ajuste.
- **Alinear dispositivo:** una vez posicionado el dispositivo se realiza una alineación del dispositivo con los sensores, para que estos entreguen un correcto valor del ángulo a medir.
- **Ajustar dispositivo al paciente:** su función es ajustar el dispositivo al paciente de tal manera que permita su uso sin deslizamiento, ni ocasionando un impacto negativo al paciente.
- **Rotar antebrazo en flexión y extensión:** es la acción que realiza el paciente para obtener los ángulos de flexión y extensión del codo.
- **Rotar antebrazo en pronación y supinación:** es la acción que realiza el paciente para obtener los ángulos de pronación y supinación del codo.
- **Desajustar dispositivo del paciente:** su función es liberar todas las uniones que hacen que el dispositivo se mantenga ajustado al brazo del paciente.
- **Retirar dispositivo:** es la acción que realiza el especialista en salud para separar el dispositivo del brazo del paciente.

En la Figura 2.3 se muestran los bloques de las funciones parciales correspondientes al dominio mecánico, además, se observa su interacción con otros dominios y parte de las entradas y salidas generales del sistema que se vieron en la *black box*.

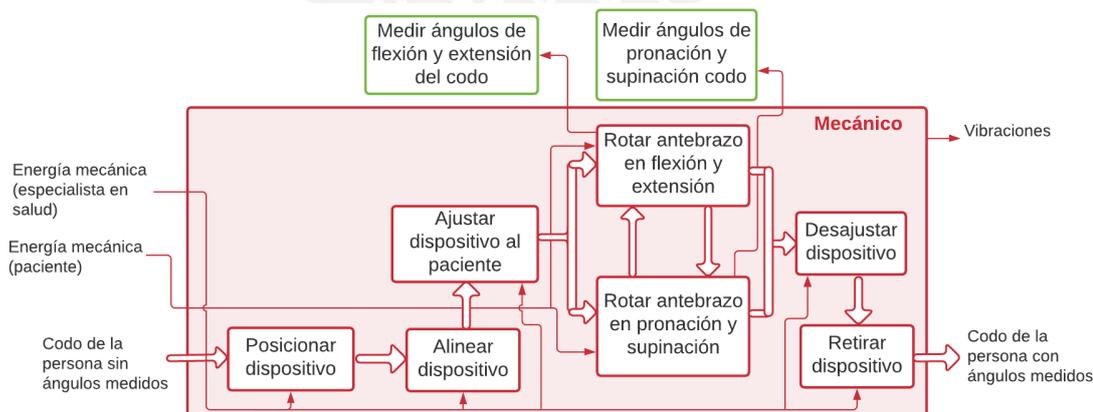


Fig. 2.3. Funciones parciales del Dominio Mecánico

*Dominio eléctrico - electrónico:*

- **Conectar baterías:** es la acción que permite que la energía eléctrica llegue a las baterías del dispositivo.
- **Cargar baterías:** al usar baterías recargables, se necesita un sistema el cual las pueda recargar.
- **Encender/apagar dispositivo:** permite encender y apagar el dispositivo sólo cuando se requiera de su uso.
- **Almacenar energía:** su función será almacenar y proveer de energía a todo el sistema, a través de baterías.
- **Acondicionar energía para interfaz:** su función es acondicionar la energía de las baterías para que sea adecuada a los componentes de la interfaz.
- **Acondicionar energía para sistema de control:** su función es acondicionar la energía de las baterías para que sea adecuada al componente encargado de procesar y generar señales de control.
- **Acondicionar energía para sensores:** su función es acondicionar la energía de las baterías para que sea adecuada a los sensores utilizados.

En la Figura 2.4 se muestran los bloques de las funciones parciales correspondientes al dominio eléctrico-electrónico, además, se observa parte de las entradas y salidas generales del sistema que se vieron en la *black box*.

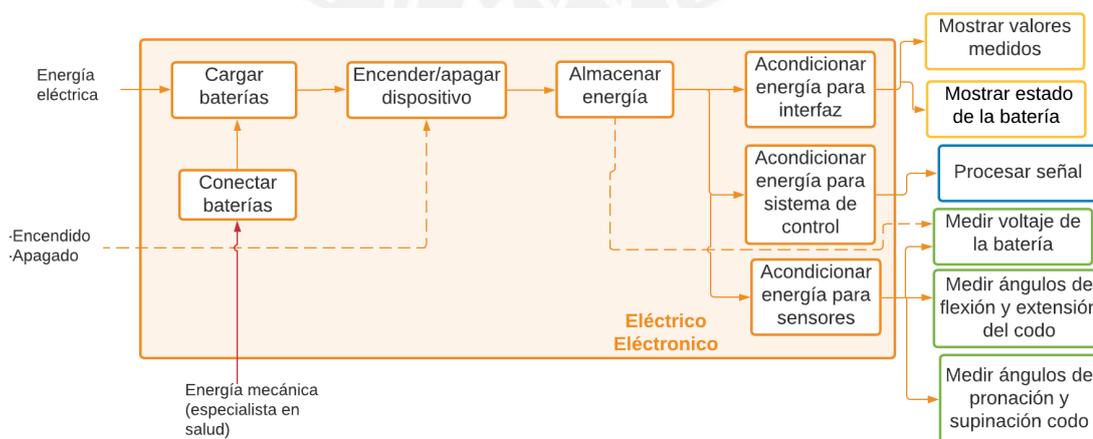


Fig. 2.4. Funciones parciales del Dominio eléctrico - electrónico

*Dominio de control:*

- **Procesar señal:** es el encargado de realizar todos los cálculos necesarios con la información recibida de los sensores, y comunicar los diferentes componentes.
- **Calcular nivel de batería:** es el encargado de calcular el nivel de batería de acuerdo a la señal recibida por el sensor de voltaje.
- **Detectar dispositivo móvil:** está continuamente rastreando si existe algún dispositivo móvil alrededor.
- **Emparejar dispositivo móvil:** es la acción que permitirá la comunicación entre el dispositivo móvil y el electrogoniómetro.
- **Enviar información:** tiene como función parcial enviar el valor procesado de los ángulos medidos al dispositivo móvil.
- **Guardar valores medidos en dispositivo de almacenamiento:** función encargada de guardar los valores de los ángulos del codo del paciente.

En la Figura 2.5 se muestran los bloques de las funciones parciales correspondientes al dominio de control. El cual recibe señales desde el dominio eléctrico-electrónico, dominio de sensores e interfaz.

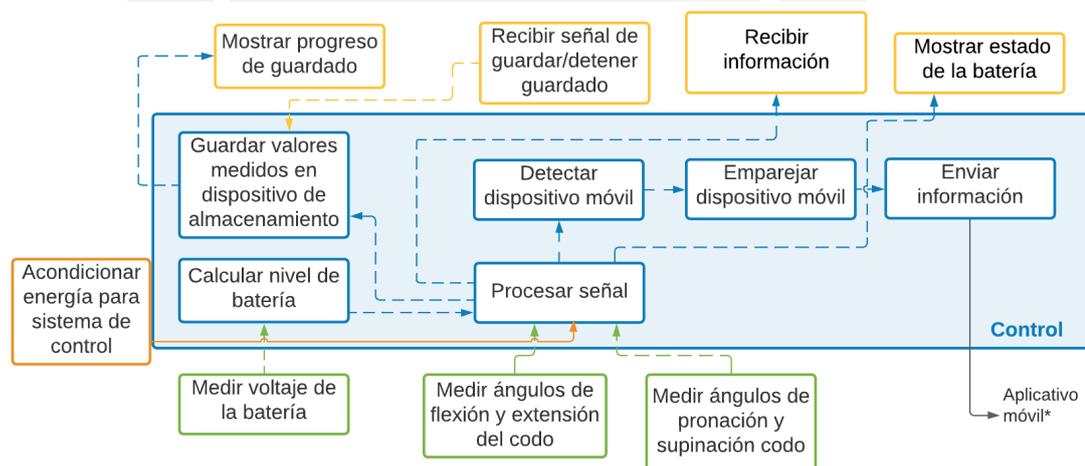


Fig. 2.5. Funciones parciales del Dominio de Control

\**Aplicativo móvil:* En este caso es necesario desarrollar un aplicativo móvil que recepcione la información y la muestre gráficamente al usuario, además, el especialista en salud podrá interactuar con el electrogoniómetro desde el aplicativo.

*Dominio de sensores:*

- **Medir ángulos de flexión y extensión del codo:** su función es obtener los datos del sensor cuando el usuario quiera medir los ángulos de flexión y extensión.
- **Medir ángulos de pronación y supinación codo:** su función es obtener los datos del sensor cuando el usuario quiera medir los ángulos de pronación y supinación.
- **Medir voltaje de la batería:** su función es medir el voltaje de la batería, con el fin de determinar su nivel de carga.

En la Figura 2.6 se muestran los bloques de las funciones parciales del dominio de sensores, el cual recibe del dominio mecánico los movimientos del paciente que son medidos por los sensores, y del dominio eléctrico-electrónico recibe la señal de la batería para medir su voltaje, ambas señales medidas son enviadas al dominio de control para ser procesadas.

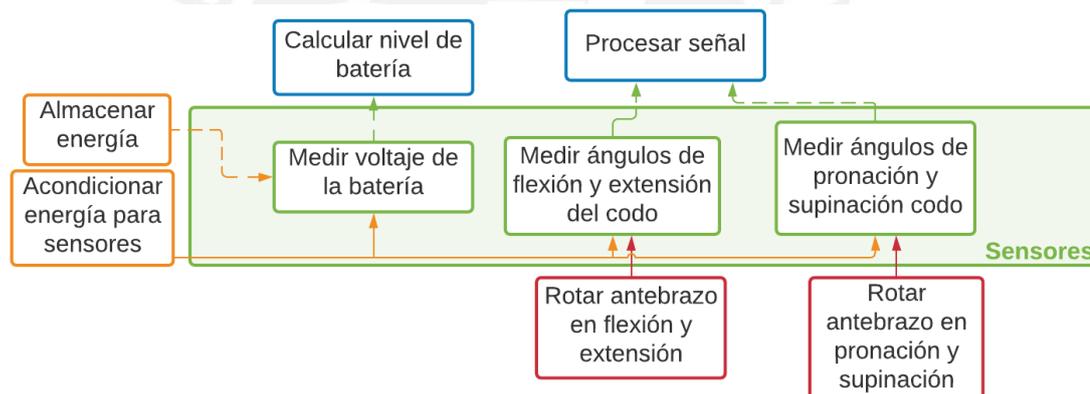


Fig. 2.6. Funciones parciales del Dominio de Sensores

*Dominio de interfaz:*

- **Mostrar valores medidos:** tiene como funciones parciales mostrar los valores de los ángulos de flexo-extensión y prono-supinación del codo en el dispositivo.
- **Mostrar estado de la batería:** se indicará el estado de la batería de manera cualitativa o cuantitativa, con el fin de tener el dispositivo siempre cargado y listo para funcionar.
- **Recibir información:** recibe los valores de los ángulos del codo, listos para ser mostrados.

- **Recibir señal de guardar/detener guardado:** es la función encargada de enviar la señal al dominio de control para guardar los valores medidos, o si ya se están guardando enviará una señal al controlador para detener el guardado de valores.
- **Mostrar progreso de guardado:** encenderá una señal que permitirá saber que se están guardando los valores medidos exitosamente.
- **Recibir señal de cambio de medición:** esta función enviará una señal que permitirá cambiar entre las mediciones de flexo-extensión y prono-supinación.

En la Figura 2.7 se muestran los bloques de las funciones parciales correspondientes al dominio de interfaz, este dominio está dividido en dos subdominios ya que el electrogoniómetro cuenta con una interfaz y a través del teléfono móvil se obtendría la segunda interfaz del sistema, además, se observa parte de las salidas generales del sistema que se vieron en la *black box*.

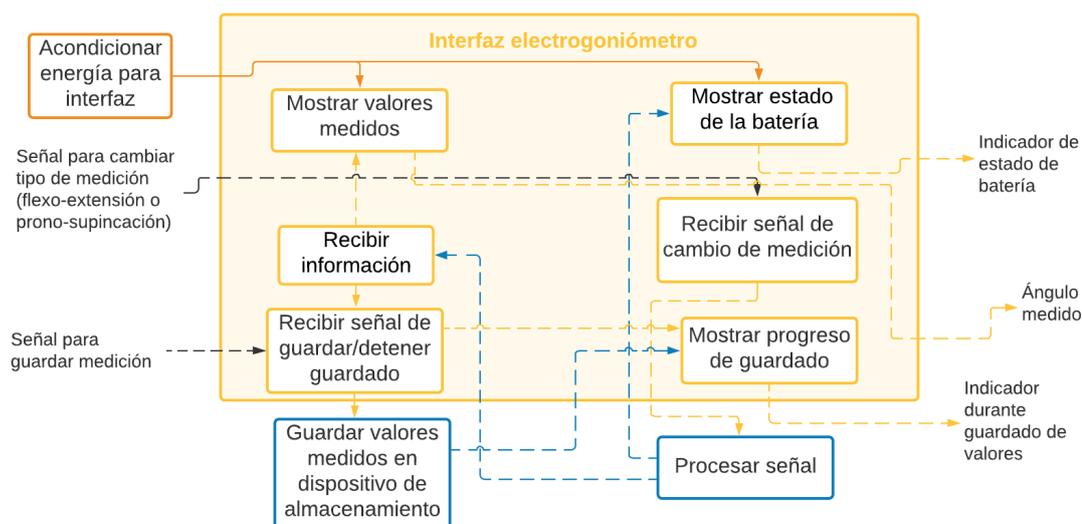


Fig. 2.7. Funciones parciales del Dominio de Interfaz

### 2.3. Matrices morfológicas

En base a la estructura de funciones realizada en la Sección 2.2 y el estado del arte, se propone una serie de alternativas de solución que satisfagan dichas funciones. Se presentarán 3 matrices morfológicas, una por cada dominio (mecánico, eléctrico – electrónico y de control), el dominio de interfaz y el dominio de sensores ha sido considerado dentro del dominio de control. Las alternativas de solución se encuentran en el Anexo A, a partir de esas alternativas se elaboran 3 conceptos de solución.

En la Tabla 2.2 se muestran las alternativas de solución para el dominio mecánico, mientras que en las Tablas 2.3 y 2.4 se muestran las alternativas de solución para los dominios eléctrico-electrónico y de control, respectivamente.

Tabla 2.2 Conceptos de solución del dominio mecánico

Funciones parciales	Solución 1	Solución 2	Solución 3
<b>Proteger componentes</b>	Caja de plástico	Caja de plástico	Caja de acero inoxidable
<b>Posicionar dispositivo</b>	Manos del especialista en salud	Manos del especialista en salud	Manos del especialista en salud
<b>Alinear dispositivo</b>	Manos del especialista en salud	Manos del especialista en salud	Manos del especialista en salud
<b>Ajustar dispositivo al paciente</b>	Correas con velcro	Correas de ajuste	Correas con velcro
<b>Rotar antebrazo en flexión y extensión</b>	Antebrazo del paciente	Antebrazo del paciente	Antebrazo del paciente
<b>Rotar antebrazo en pronación y supinación</b>	Antebrazo del paciente	Antebrazo del paciente	Antebrazo del paciente
<b>Desajustar dispositivo</b>	Manos del especialista en salud	Manos del especialista en salud	Manos del especialista en salud
<b>Retirar dispositivo</b>	Manos del especialista en salud	Manos del especialista en salud	Manos del especialista en salud

Tabla 2.3 Conceptos de solución del dominio eléctrico – electrónico

Funciones parciales	Solución 1	Solución 2	Solución 3
<b>Conectar baterías</b>	Manos del especialista en salud	Manos del especialista en salud	Manos del especialista en salud
<b>Cargar baterías</b>	Módulo para cargar baterías	Circuito de recarga	Circuito de recarga
<b>Encender/apagar dispositivo</b>	Pulsador	Pulsador	Interruptor
<b>Almacenar energía</b>	Baterías de polímero de litio	Baterías de polímero de litio	Baterías de ion de litio
<b>Acondicionar energía</b>	Regulador de voltaje conmutado	Regulador de voltaje conmutado	Regulador de voltaje conmutado
<b>Cambiar tipo de medición</b>	Interruptor	Interruptor	Pulsador

Tabla 2.4 Conceptos de solución del dominio control

Funciones parciales	Solución 1	Solución 2	Solución 3
Medir ángulos de flexión y extensión del codo	IMU	Potenciómetro + barras rectas rígidas	Sensor de fibra óptica
Medir ángulos de pronación y supinación codo	IMU	Inclinómetro	Inclinómetro
Medir voltaje de la batería	Sensor de voltaje	Sensor de voltaje	Circuito divisor de voltaje
Enviar información	Bluetooth	Wi-fi	Bluetooth
Procesar señal, cambiar nivel de batería, detectar dispositivo móvil, emparejar dispositivo móvil	Microcontrolador	Microcontrolador	Microcontrolador
Mostrar valores medidos	Pantalla OLED	Pantalla LCD	Pantalla OLED
Mostrar estado de la batería	LEDS	LEDS	Pantalla OLED
Guardar valores medidos en dispositivo de almacenamiento	Memoria micro sd	Memoria micro sd	Memoria USB

#### 2.4. Conceptos de solución integrados

El primer concepto de solución consiste en el uso de 4 sensores inerciales para la medición de los movimientos tanto de flexo-extensión y de prono-supinación, si bien se podría realizar la medición con solo dos sensores inerciales, se hace uso de cuatro sensores para poder acomodarlos de una mejor manera a lo largo del brazo. Los dos sensores inerciales más cercanos al hombro están unidos mediante una unión rígida a la caja donde se encuentran los componentes, con el fin de asegurar que estos dos sensores se mantengan alineados.

Similarmente, los dos sensores más cercanos a la muñeca están unidos a través de una unión flexible. En este caso se ha considerado una unión flexible por dos motivos, primero para facilitar la alineación de los dos sensores más cercanos a la muñeca, ya que esta unión servirá de referencia y permitirá ver si existe alguna inclinación entre los sensores. El segundo motivo es para facilitar los movimientos de la muñeca al realizar las mediciones de pronación y supinación. En la Figura 2.8 se puede apreciar la disposición de los componentes y el interior del módulo de control.

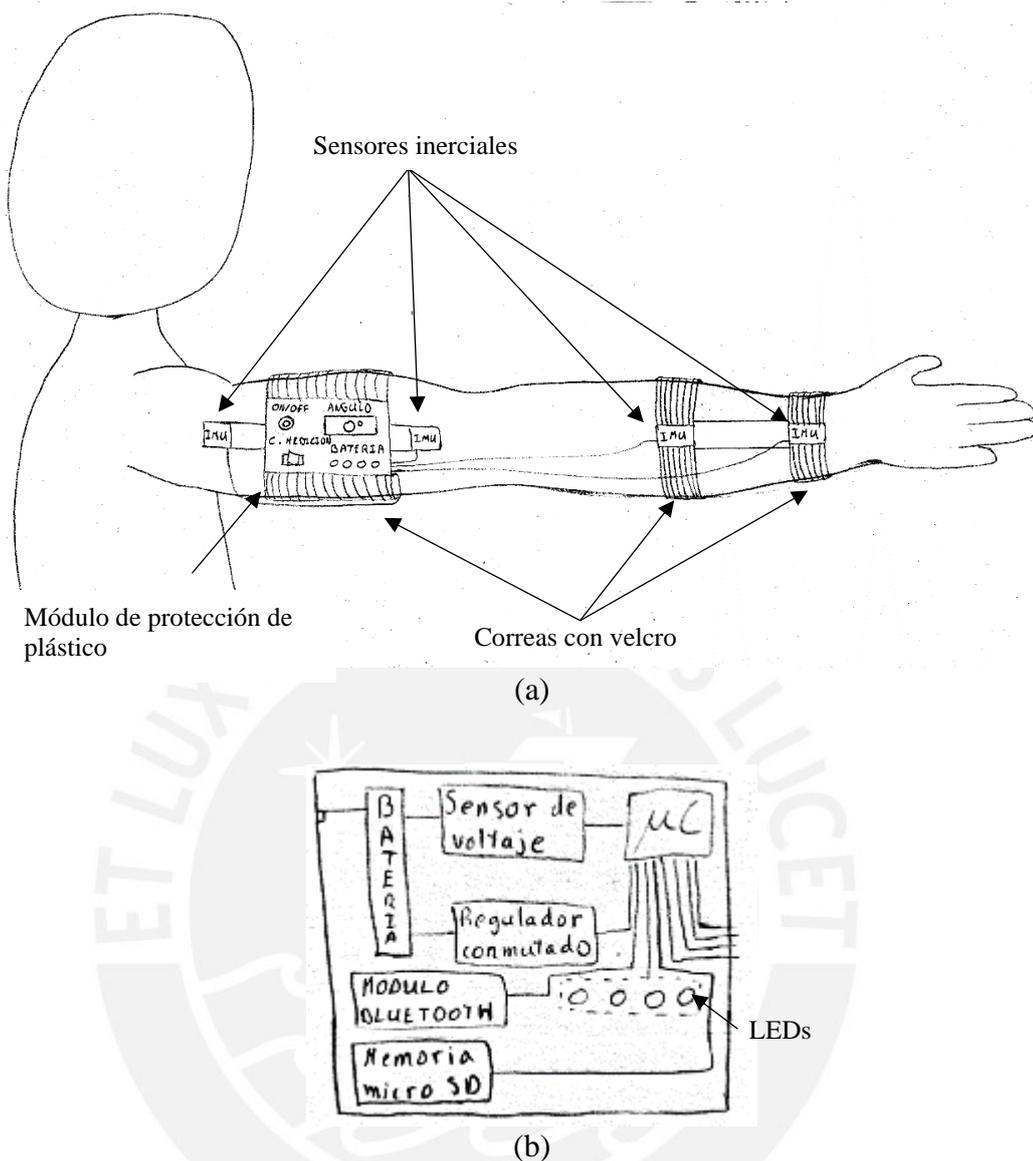


Fig. 2.8 a) Vista lateral de la alternativa de solución 1. b) Interior del módulo de control

En la Figura 2.9 se muestra el segundo concepto de solución, el cual permite medir los ángulos de flexo-extensión a través de un potenciómetro y los ángulos de pronosupinación a través de un inclinómetro. En este caso, el inclinómetro va ubicado en la parte superior del radio para así obtener directamente los valores de los ángulos, en cambio el potenciómetro va ubicado en la parte lateral del brazo y es sostenido con ayuda de dos barras rectas rígidas, la barra que está conectada al módulo de protección es la que sostiene la base del potenciómetro, mientras que la barra que se encuentra en el lado opuesto es la encargada de sostener el eje del potenciómetro, mediante el movimiento de este eje se obtienen indirectamente los ángulos de flexión y extensión.

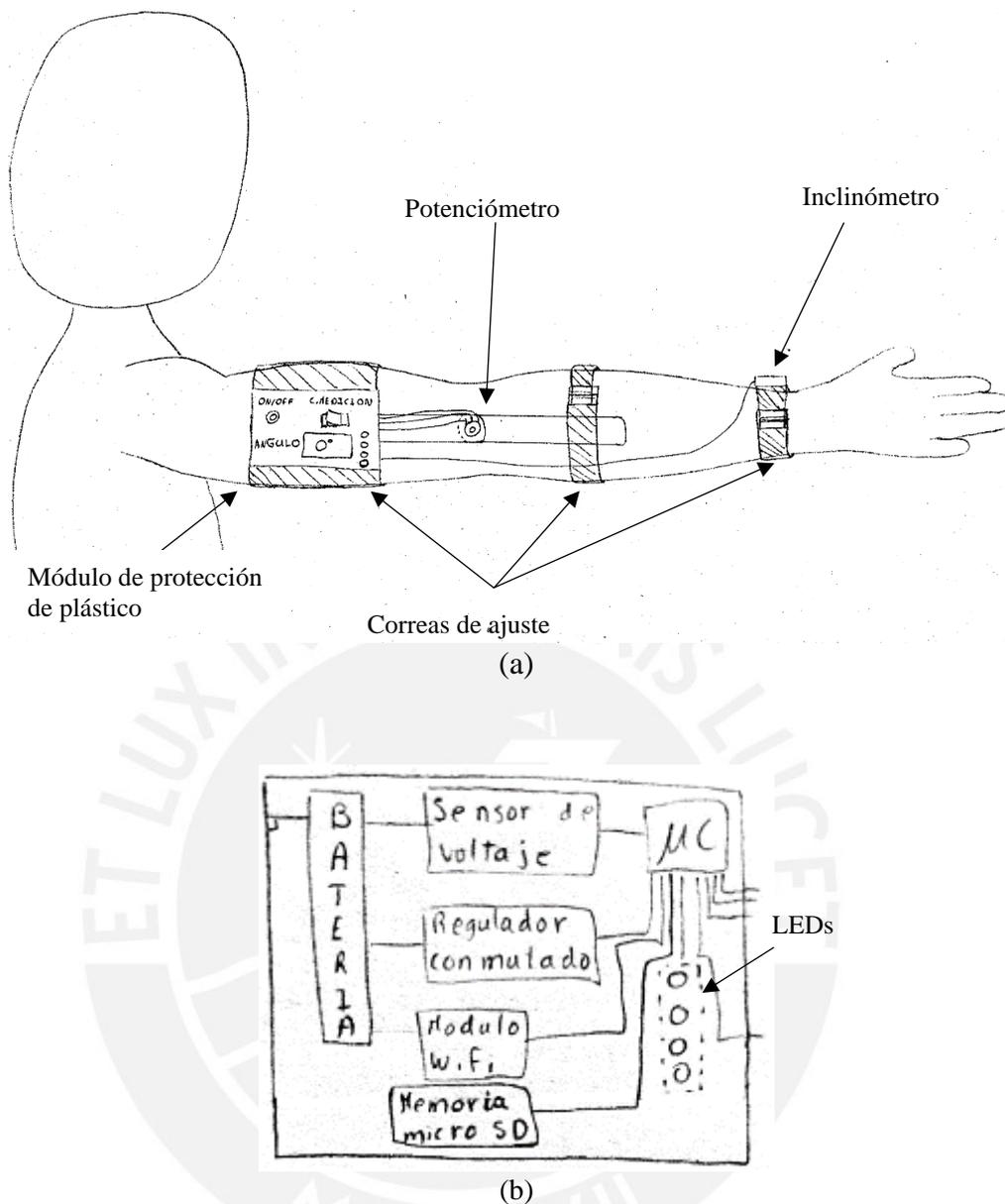


Fig. 2.9. a) Vista lateral de la solución 2. b) Interior del módulo de control

El tercer concepto de solución consiste en el uso de un sensor de fibra óptica para medir los ángulos de flexo-extensión, y un inclinómetro para medir los ángulos de pronosupinación. En la Figura 2.10b se observa cómo sería la configuración de la fibra óptica. Se ha escogido esta configuración debido a que presenta mejor exactitud que el sensor angular de fibra óptica basado en la pérdida por flexión. Además, se ha escogido una pantalla OLED ya que presenta menor consumo de energía que las pantallas LCD, y tienen un mayor brillo y contraste. En la Figura 2.10 se muestra la configuración de los demás componentes y la parte interna del módulo de protección.

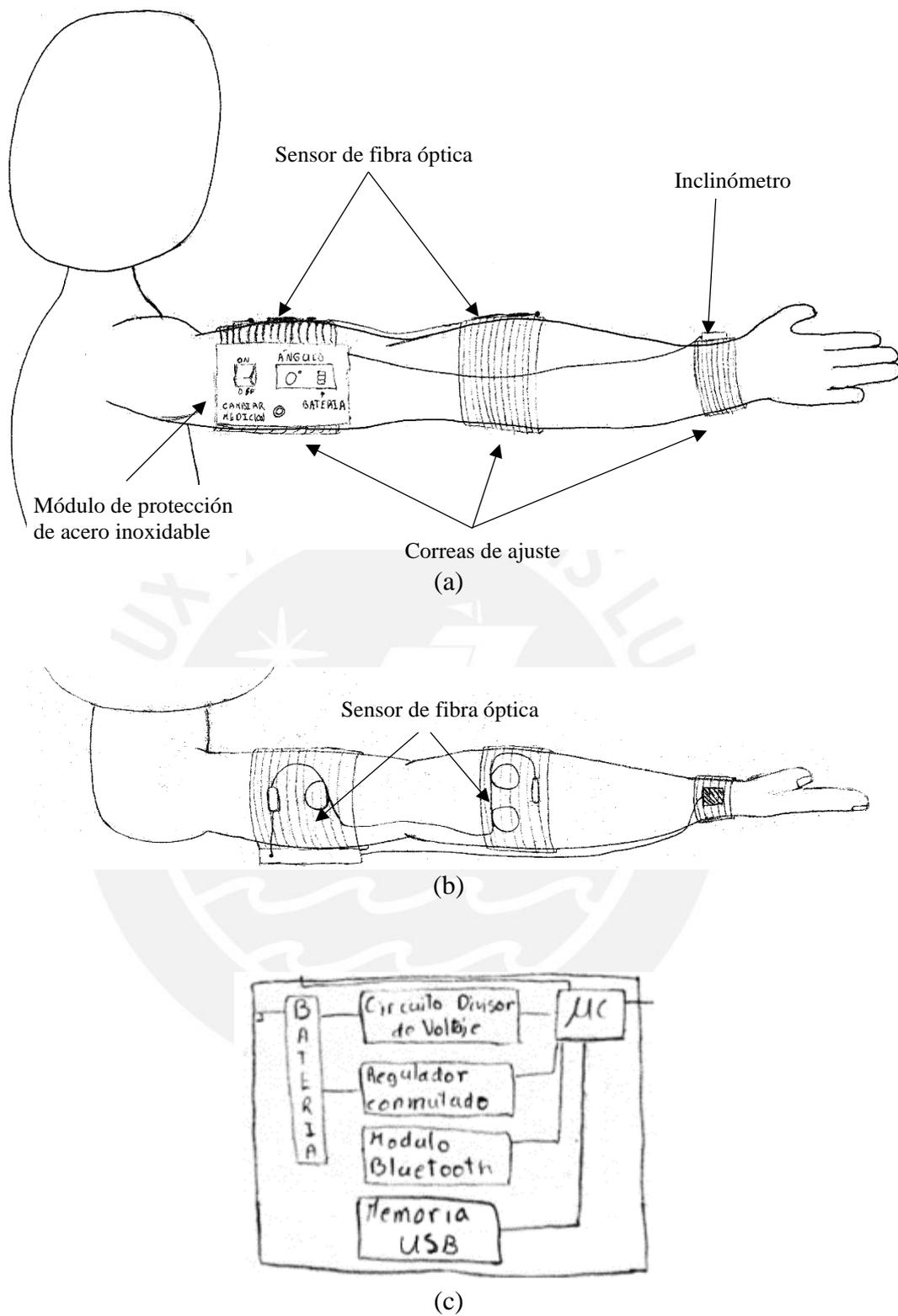


Fig. 2.10. a) Vista lateral de la solución 3. b) Vista superior de la solución 3. c) Interior del módulo de control

## 2.5. Evaluación de soluciones

En esta sección se evaluarán los tres conceptos de solución propuestos. La evaluación se realizará en base a ciertos criterios técnicos y económicos que serán escogidos según la relación que tienen con el proyecto a realizar, luego de seleccionar los criterios se les asignará un peso ponderado de acuerdo a la importancia del criterio.

### *Aspectos técnicos:*

- Facilidad de colocación: Se asignará un mayor peso ponderado al dispositivo que permita la mayor facilidad con la que se puede ajustar todo el sistema al paciente.
- Confiabilidad: Se asignará un mayor peso ponderado al dispositivo que presente una mayor precisión en los ángulos medidos.
- Calibración: Se asignará un mayor peso ponderado al dispositivo que no necesite calibración o que la cantidad de calibraciones será menor que le resto.
- Eficiencia energética: Se asignará un mayor peso ponderado al dispositivo cuyos componentes tengan un menor consumo energético.
- Visibilidad: Se asignará un mayor peso ponderado al dispositivo en el cual se puedan observar los valores de los ángulos medidos con mayor facilidad.
- Manipulación: Se asignará mayor peso ponderado al dispositivo en el cual no se necesita experiencia previa para su uso o que la experiencia que se necesite sea mínima.

### *Aspectos económicos:*

- Número de piezas: Se asignará un mayor peso ponderado al dispositivo que cuente con la menor cantidad de elementos para funcionar.
- Disponibilidad de materiales: Se asignará un mayor peso ponderado al dispositivo en el cual sus componentes sean más fáciles de adquirir y para ello también se considerará si se encuentran en el mercado nacional.
- Costo de tecnología: Se asignará un mayor peso ponderado al dispositivo en el cual los componentes presenten un bajo costo al adquirirlos, pero se debe tener en cuenta una buena relación calidad precio.
- Costo de fabricación: Se asignará mayor peso ponderado al dispositivo en el cual los costos de manufactura de los elementos diseñados sean los más bajos.

Según la norma VDI 2225 los criterios de evaluación se ponderan en una escala de 1 a 4 (letra G) siendo el cuatro el valor ideal. Los conceptos de solución se evalúan con un puntaje de 0 a 4 (letra P). En la Tabla 2.5 se observa el significado y un resumen de cada valor de las escalas de puntaje y peso ponderado.

Tabla 2.5 Escala de valores de puntaje y peso ponderado

<b>P: Puntaje</b>	
<b>4</b>	Muy bien (ideal)
<b>3</b>	Bien
<b>2</b>	Suficiente
<b>1</b>	Aceptable a las justas
<b>0</b>	No satisface
<b>G: Peso ponderado</b>	
<b>4</b>	Muy importante
<b>3</b>	Importante
<b>2</b>	Poco importante
<b>1</b>	No importante

En la base a los valores de la Tabla 2.5, se asigna un peso ponderado y se explica la razón de este valor en cada criterio técnico y económico. En la Tabla 2.6 se muestran los pesos ponderados de los criterios técnicos, mientras que en la Tabla 2.7 los pesos ponderados de los criterios económicos.

Tabla 2.6 Peso ponderado y justificación de los criterios técnicos

<b>Criterio</b>	<b>G</b>	<b>Justificación</b>
Facilidad de colocación	3	Con la finalidad de que la mayor cantidad de tiempo se centre en la valoración del codo, no debería demandar mucho tiempo la colocación del dispositivo.
Confiabilidad	4	Tener un valor correcto o lo más cercano a este valor es muy importante ya que es parte de la función principal del dispositivo.
Calibración	3	Parte de obtener valores exactos, consiste en que los elementos de medición estén correctamente calibrados y además considerar cada cuanto tiempo o en qué condiciones se necesita volver a calibrar.
Eficiencia energética	3	Con el propósito de que el dispositivo tenga una mayor autonomía y que necesite ser recargado una menor cantidad de veces, es relevante considerar el consumo aproximado de energía de los componentes.
Visibilidad	3	Los valores de los ángulos que son mostrados en la pantalla del electrogoniómetro deben de notarse de manera clara y visible, ya que el sistema debe ser completamente funcional sin necesidad de un dispositivo móvil.
Manipulación	2	Dado que es un sistema en el cual una correcta colocación de los sensores es importante, es necesario considerar que existan elementos que indiquen un correcto uso.

Tabla 2.7 Peso ponderado y justificación de los criterios económicos

<b>Criterio</b>	<b>G</b>	<b>Justificación</b>
Número de piezas	3	Una mayor o menor cantidad de componentes implica cambio proporcional en el costo del electrogoniómetro.
Disponibilidad de materiales	4	Al no haber una disponibilidad considerable de los componentes a necesitar, o que se necesite importar el componente implica un aumento sustancial del costo.
Costo de tecnología	4	Es importante considerar el precio de cada componente y que su tecnología implicada sea reciente para así asegurar una mayor vida útil del dispositivo
Costo de fabricación	3	La caja protectora u otros elementos que necesiten ser diseñados variarán su costo de acuerdo al material y al proceso de manufactura que se emplee.

Luego de definir los pesos ponderados para cada criterio, se asigna un puntaje a cada solución considerando el criterio que se está evaluando, y se justifica la razón del valor asignado.

En la Tablas 2.8 se observan los puntajes de cada solución según los criterios técnicos, mientras que en la Tabla 2.9 se observan los puntajes de cada solución según los criterios económicos. Finalmente, en las Tablas 2.10 y 2.11 se observa un resumen de los valores asignados tanto para las soluciones como para los criterios. Luego de calcular el valor técnico y económico se ha asignado un orden de mayor a menor, empezando con la solución ideal.

Tabla 2.8 Puntaje y justificación de cada solución según el criterio técnico

Criterio	Sol.	P	Justificación
Facilidad de colocación	1	3	Las correas con velcro pueden ajustarse directamente sobre el brazo de la persona que usará el electrogoniómetro
	2	2	Las correas de ajuste necesitan ser reguladas iterativamente hasta alcanzar el ajuste deseado. En caso la siguiente persona tenga un grosor de brazo diferente el proceso de ajuste se vuelve a repetir.
	3	3	Las correas con velcro pueden ajustarse directamente sobre el brazo de la persona que usará el electrogoniómetro
Confiabilidad	1	3	Presenta un error en la medición menor a $0.5^\circ$
	2	2	Presenta un error en la medición de $3^\circ$ como máximo.
	3	3	Presenta un error en la medición menor a $0.1^\circ$ .
Calibración	1	2	Algunos IMU's se ven afectados por escalas no precisas, desalineaciones del eje del sensor, sesgos distintos de cero, entre otros, por lo que requiere ser calibrado.
	2	3	El potenciómetro no necesita ser calibrado, solo se necesita saber cuál es el rango de precisión que posee para así correlacionarlo con una posición angular.
	3	2	Se necesita calibrar por primera vez para ajustar adecuadamente la curva de voltaje del fotodiodo y así obtener valores más cercanos del ángulo real medido.
Eficiencia energética	1	3	Las pantallas OLED tienen un menor consumo energético debido a que solo prenden los pixeles necesarios, además el uso de baterías de Li-po tienen una mayor cantidad de recargas que las Li-ion.
	2	2	El uso de una pantalla LCD representa mayor consumo que las pantallas LCD, además los módulos wi-fi tienen una mayor corriente de operación que los módulos bluetooth, lo que genera mayor consumo de la batería.
	3	3	Al no tener que usar LEDs para indicar el estado de la batería genera ligeramente menos consumo energético, además usa una pantalla OLED para mostrar los valores necesarios.
Visibilidad	1	3	Las pantallas OLED presentan una mejor visibilidad tanto en ambientes luminosos como poco iluminados ya que no requieren <i>backlight</i> y solo encienden los pixeles necesarios.
	2	3	Si bien las pantallas LCD para poder mostrar datos necesitan iluminar todos los pixeles, lo cual podría generar menos contraste entre los valores, al no tener el indicador de batería en la pantalla hace que los valores mostrados puedan ser de mayor tamaño generando así mayor visibilidad.
	3	2	Las pantallas OLED presentan una mejor visibilidad en diferentes tipos de ambientes, pero al tener que mostrar el nivel de batería también en la pantalla hace que el tamaño de los valores de los ángulos se vea reducido, ya que al mostrar el nivel de batería la cantidad de pixeles se ve disminuida.
Manipulación	1	2	Se debe verificar luego de colocar los sensores que estos se encuentren alineados y que la intersección se encuentre en el eje del codo.
	2	3	Las barras rectas que están unidas al goniómetro por el movimiento que tienen entre si dan una visión de cómo sería su posición, por lo que sería difícil colocarlo de manera incorrecta
	3	2	El sensor de fibra óptica que se encuentra en ambas partes de la correa de ajusta no muestra intuitivamente cual sería la posición correcta de uso, por lo que sería necesario leer un manual o tener conocimiento de su uso.

Tabla 2.9 Puntaje y justificación de cada solución según el criterio económico

Criterio	Sol.	P	Justificación
Número de piezas	1	2	Requiere aproximadamente de 12 elementos principales para funcionar
	2	3	Requiere aproximadamente de 10 elementos principales para funcionar
	3	2	Requiere aproximadamente de 12 elementos principales para funcionar
Disponibilidad de materiales	1	3	Los sensores inerciales son de fácil adquisición y podrían encontrarse sin problemas en cualquier tienda relacionada a la venta de sensores.
	2	2	Tanto los inclinómetros o el sensor de fibra óptica utilizado no son de encontrarse fácilmente en el mercado nacional.
	3	2	
Costo de tecnología	1	3	Al necesitar comprar 4 sensores IMU y un módulo para cargar baterías, y que se puedan conseguir fácilmente evitar los costos en importación.
	2	2	Un potenciómetro de precisión tiene un precio mucho mayor que un potenciómetro convencional, y un sensor de inclinación de altas prestaciones tendría que importarse lo que encarecería el sistema.
	3	2	Los sensores de fibra óptica no representan un precio significativo pero el sensor de inclinación tendría que importarse lo que encarecería el sistema.
Costo de fabricación	1	3	Para la realización de la caja protectora, podría realizarse desde impresión 3d hasta realizar los procesos de manufactura necesarios, en ambos casos el plástico al ser un material relativamente flexible su costo de manufactura es menor que el de cualquier metal.
	2	3	
	3	2	El costo del acero inoxidable es mucho más elevado que el plástico, además el proceso necesario para convertirlo en una caja protectora implicaría un aumento en el costo final del producto.

Tabla 2.10 Evaluación técnica

Variantes de concepto		Solución 1			Solución 2		Solución 3		Solución ideal	
Nro.	Criterio de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Facilidad de colocación	3	3	9	2	6	3	9	4	12
2	Confiabilidad	4	3	12	2	8	3	12	4	16
3	Calibración	3	2	6	3	9	2	6	4	12
4	Eficiencia energética	3	3	9	2	6	3	9	4	12
5	Visibilidad	3	3	9	3	9	2	6	4	12
6	Manipulación	2	2	4	3	6	2	4	4	8
<b>Puntaje máximo</b>		16	49	15	44	15	46	24	72	
<b>Valor técnico Xi</b>		0.681			0.611		0.639		1.000	
<b>Orden</b>		1			3		2		0	

Tabla 2.11 Evaluación económica

Variantes de concepto			Solución 1		Solución 2		Solución 3		Solución ideal	
Nro.	Criterio de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Número de piezas	3	2	6	3	9	2	6	4	12
2	Disponibilidad de materiales	4	3	12	2	8	2	8	4	16
3	Costo de tecnología	4	3	12	2	8	2	8	4	16
4	Costo de fabricación	3	3	9	3	9	2	6	4	12
<b>Puntaje máximo</b>			11	39	10	34	8	28	16	56
<b>Valor económico Yi</b>			0.696		0.607		0.500		1.000	
<b>Orden</b>			1		2		3		0	

En la Figura 2.11 se observa la comparación de los resultados de los tres conceptos de solución y de la solución ideal, tanto la Solución 1 como la Solución 2 tienen un puntaje mayor a 0.6 tanto el aspecto técnico como económico, de modo que representan soluciones viables y, además, se encuentran cerca de la línea diagonal, por lo tanto, ambas soluciones cuentan con un buen balance técnico y económico. Finalmente, la Solución 1 resulta ganadora y es la que será escogida como concepto óptimo de solución ya que se encuentra más cerca de la solución ideal.

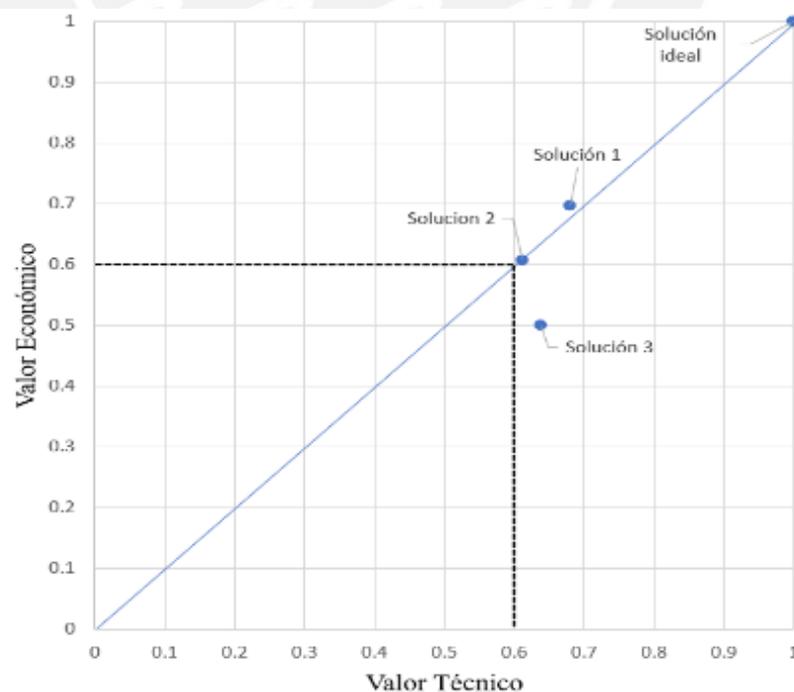


Fig. 2.11. Resultados evaluación técnica - económica

## 2.6. Propuesta de diseño conceptual

Debido a que la Solución 1 ha presentado puntajes favorables en los diferentes aspectos evaluados, no se realizarán cambios y se desarrollará el diseño en base a esta solución. En esta sección se mostrará el diagrama de operaciones del usuario, el diagrama de flujo del sistema, el cual servirá como guía al momento de realizar la programación, y la interfaz de usuario que se mostrará en el dispositivo móvil.

En la Figura 2.12 se puede observar cómo sería los empaques de los sensores inerciales más cercanos a la mano, cada empaque contaría con 4 tornillos que permitirían un cierre más compacto, además, la unión entre los empaques y los velcros se realiza a través de una unión tipo reloj, en el cual el velcro está enrollado en un eje que sobresale del empaque, esta unión permite no exista desplazamiento entre el velcro y las empaquetaduras.

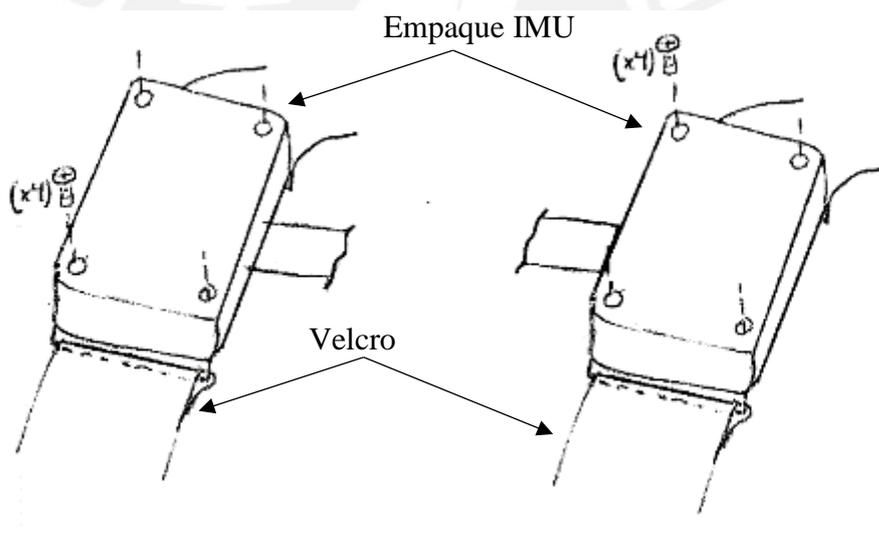


Fig. 2.12. Empaquetadura de los dos sensores inerciales más cercanos a la mano

En la Figura 2.13a se observa las uniones de los módulos de protección y de los sensores inerciales que lo acompañan, de igual manera se usan 4 tornillos en cada esquina, y la unión entre el módulo de protección de los acelerómetros y el velcro se realiza a través de la unión tipo reloj. En la Figura 2.14b se muestra la parte lateral del módulo de protección en donde se encuentra una conexión micro USB, la cual permitiría cargar el dispositivo por esa entrada.

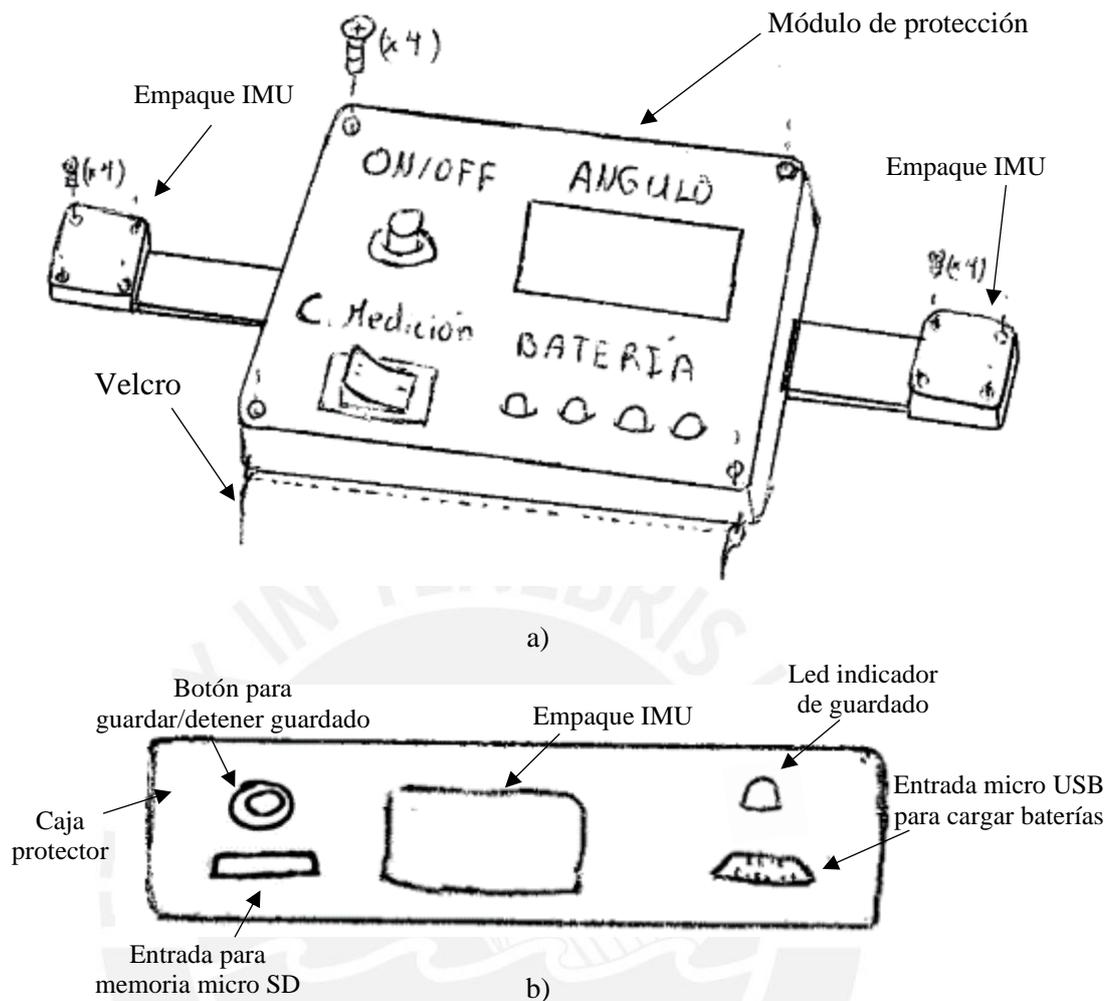


Fig. 2.13. a) Vista de detalle del módulo de protección del sistema de control b) Vista lateral del módulo de protección del sistema de control

### 2.6.1 Interfaz del dispositivo móvil

El electrogoniómetro al ser un dispositivo que recopila información personal del paciente, cuando se ingresa al aplicativo móvil se necesita una validación donde se pueda colocar el código y contraseña del paciente, con fin de proteger su información y mantenerla de manera confidencial. En caso sea un paciente nuevo, se podrá generar un código y contraseña, al cual estarán vinculados sus datos personales.

En la Figura 2.14 se puede apreciar cómo sería la interfaz del dispositivo móvil una vez que se ha pasado con éxito la validación del paciente, se ha implementado dos listas predeterminadas, uno para identificar el código que se está midiendo y la otra lista es para seleccionar el tipo de medición que se está realizando. Además, cuenta con un botón de guardar el cual cuando es presionado guarda los valores medidos enviados

por el microcontrolador, y además el botón es reemplazado por un botón de “Detener guardado de datos”, el cual como su nombre indica cuando es presionado dejará de guardar los valores enviados por el microcontrolador. Una vez que se han registrado todos los valores se podrá acceder a una gráfica en donde se mostrará ángulos vs tiempo, en el cual se podrá observar en que parte del rango de movimiento del codo el paciente tuvo mayores dificultades.

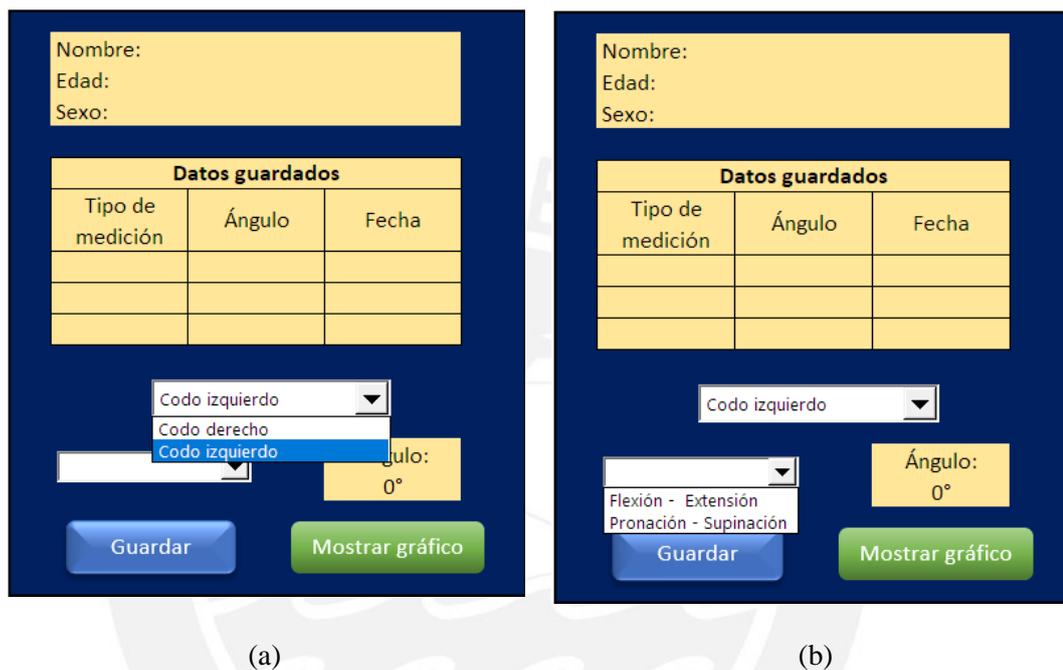


Fig.2.14: Interfaz del dispositivo móvil. a) Selección del codo. b) Selección tipo de medición

### 2.6.2 Diagrama de operaciones del usuario

En la Figura 2.15 se observa cuáles serían los pasos a seguir para el especialista al momento de interactuar con el electrogoniómetro y la persona a la que se le desea medir el rango de movimiento del codo. Se ha resaltado de color azul las alternativas posibles frente a los diferentes casos que se puedan presentar.

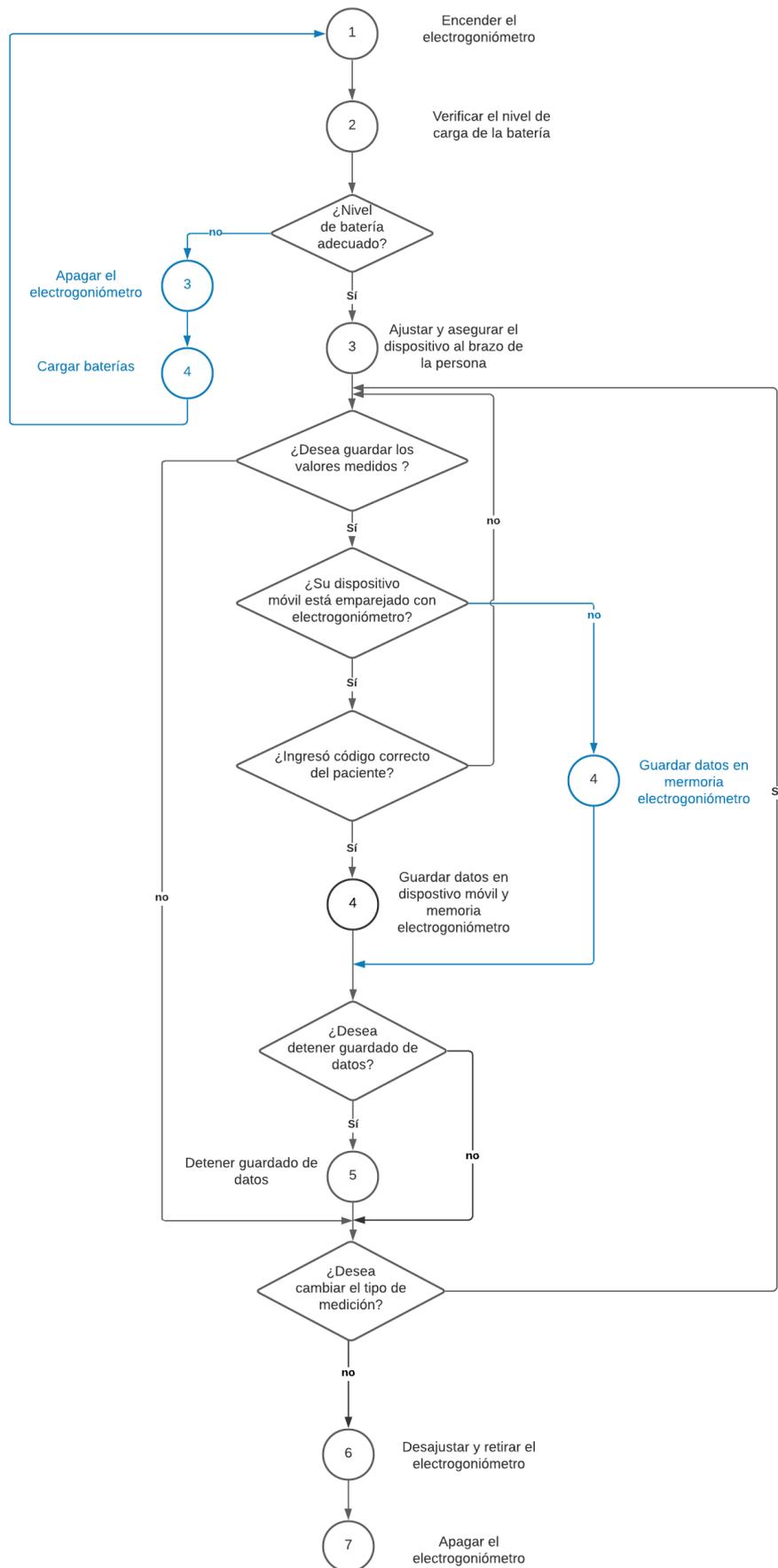


Fig. 2.15: Diagrama de operaciones del usuario

### 2.6.3 Diagrama de flujo del sistema

En la Figura 2.16 se muestra el diagrama de flujo del concepto de solución óptimo, el cual se utilizará al momento de programar el microcontrolador. Se contemplan todos los pasos desde que se inicial el sistema hasta que se apaga.

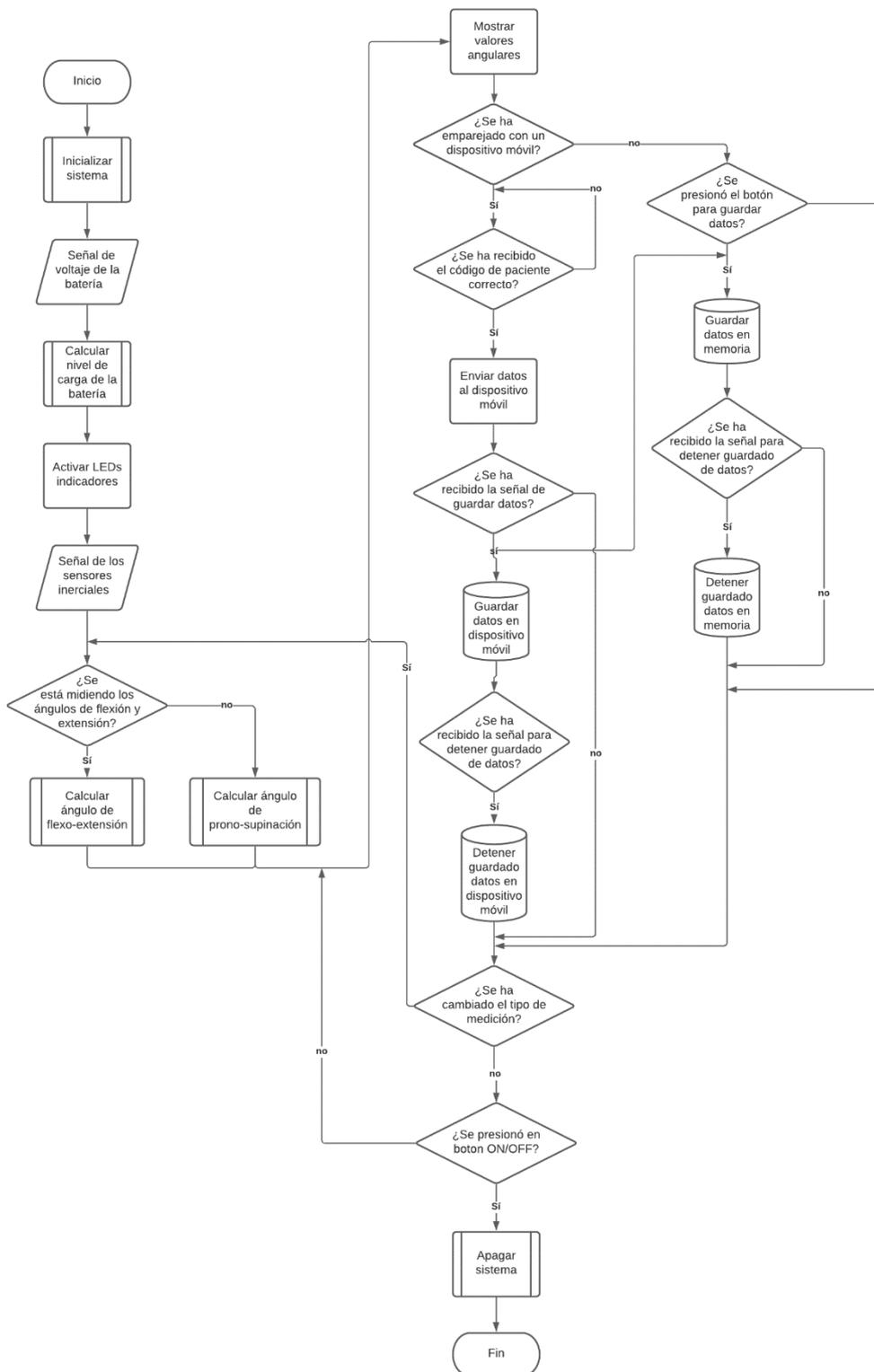


Fig. 2.16: Diagrama de flujo del sistema

### **CAPÍTULO 3**

#### **INGENIERÍA DE DETALLE**

En esta sección se seleccionarán los componentes y materiales necesarios para la realización del proyecto. En caso sea necesario se realizarán los cálculos correspondientes para la selección o dimensionamiento del componente. Además, se mostrará con mayor detalle la interconexión entre los diferentes componentes a usar. Primero se seleccionarán los componentes electrónicos, y con la medida de estos componentes desarrollará la parte mecánica del electrogoniómetro.

#### **3.1. Consideraciones preliminares**

Si bien la anatomía de los brazos varía en cada persona, existen ciertas características que posee la mayoría. Según un estudio que se realizó a 193 personas, en donde se midió la circunferencia de las diferentes partes del cuerpo, se observa en la columna 1 de la Figura 3.1 los valores promedios que se obtuvieron para el brazo, el antebrazo y la muñeca. Se observa como el ancho de cada una de estas partes va disminuyendo, desde 26.5cm hasta 16cm. Con esta información obtenida, para la simulación del brazo se considerará como una figura tronco cónica.

Participants	All ( <i>n</i> = 193)	Normal ( <i>n</i> = 61)	Overweight ( <i>n</i> = 68)	Obese ( <i>n</i> = 64)
<b>Parameter</b>				
Age	48.9 (46.8–51.0)	44.5 (41.2–48.1)	52.9 (49.8–56.1)	49.1 (45.0–53.7)
Weight (kg)	71.1 (69.2–73.1)	58.3 (56.9–59.7)	69.5 (67.9–71.0)	88.1 (85.3–91.1)
Height (cm)	160.0 (159.2–160.8)	161.4 (160.1–162.6)	159.1 (157.8–160.4)	159.7 (157.9–161.5)
<b>Circumference of (cm)</b>				
Neck	33.8 (33.5–34.1)	31.9 (31.5–32.2)	33.6 (33.3–34.0)	35.9 (35.4–36.5)
Waist	91.1 (89.3–92.9)	79.8 (78.0–81.7)	89.6 (87.9–91.4)	105.0 (102.4–107.6)
Hip	107.1 (105.6–108.6)	97.8 (96.7–98.9)	105.0 (103.8–106.3)	119.2 (116.8–121.6)
Arm	26.5 (26.1–27.0)	23.8 (23.5–24.2)	26.5 (26.1–26.9)	29.4 (28.7–30.2)
Forearm	24.90 (24.6–25.2)	23.1 (22.8–23.5)	24.8 (24.5–25.1)	26.8 (26.3–27.5)
Wrist	16.0 (15.8–16.2)	15.1 (14.9–15.4)	15.9 (15.7–16.2)	16.9 (16.5–17.2)

Fig. 3.1: Circunferencia corporal promedio de las diferentes partes del cuerpo [Polymeris, 2014]

Además, para poder realizar una correcta posición del dispositivo, se necesita definir el rango promedio de la longitud del brazo y antebrazo, los que pueden ser obtenidos a través de un estudio antropométrico. La longitud del brazo promedio midiendo desde del hombro hasta el dedo anular es de 71.3 cm, la longitud de la mano es de 18.8 cm [Johnson, 2021]. Sin embargo, para considerar el área de trabajo del dispositivo no se tomará en consideración de la longitud de la mano, ya que en esa área no se coloca ningún sensor, por consiguiente, la longitud del brazo menos la longitud de la mano resultaría un valor de 52.2 cm, y teniendo en cuenta que la longitud del antebrazo es de 27.2 cm. En la Figura 3.2 se pueden observar los espacios disponibles para la colocación de los sensores.

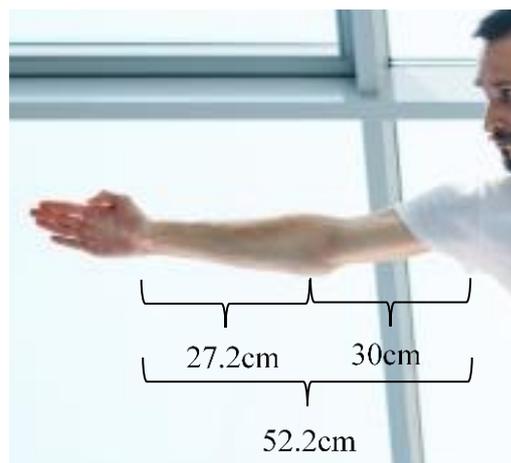


Fig. 3.2 Longitudes disponibles para colocar los sensores<sup>10</sup>

Debido a que se usarán 4 sensores inerciales, esto permite que se pueda variar la disposición entre ellos, pero aun así hay consideraciones esenciales que se deben tomar en cuenta. Dos sensores deberán ser ubicados en el antebrazo, y los otros dos deberán ser ubicados entre el hombro y el codo, uno de los sensores que está ubicado en el antebrazo deberá ser colocado en la cara dorsal del antebrazo, específicamente sobre los huesos del carpo<sup>11</sup>. En la Figura 3.3 se observa la ubicación de estos huesos. La disposición de este sensor es muy importante debido a que definirá los valores para la pronación y supinación.



Fig. 3.3 Huesos del antebrazo<sup>12</sup>

<sup>10</sup> Imagen extraída de: <https://cutt.ly/8nWNhjZ> el 04/06/2021

<sup>11</sup> Se ha mencionado la posición de los huesos del carpo debido a que según Mercado [2014] los sensores deben ubicarse lo más cerca posible del centro de rotación de la articulación.

<sup>12</sup> ROTURA DE MEMBRANA INTERÓSEA. Clínica López Corcuera. Recuperado el 29 de mayo del 2021 <https://www.lopezcorcuera.com/rotura-de-membrana-interosea/>

Una vez definido algunas posiciones y distancias principales, se procede a realizar la disposición de los demás componentes, el segundo sensor faltante del antebrazo se ubicará en la mitad de este miembro, es decir, a 13.6 cm del sensor de la muñeca, esta medida es para que los 4 sensores puedan estar distanciados de una manera equitativa. Con respecto a los otros dos sensores del brazo, se seguirá la misma disposición que los sensores del antebrazo, es decir, estarán distanciados 13.6 cm cada uno.

Cabe mencionar que además de definir la distancia que existe entre los sensores, se debe definir la posición que tendrán los sensores alrededor del brazo, para una correcta medición los sensores deben estar ubicados en la misma posición que se ubicaba el brazo móvil y el brazo fijo del goniómetro universal, es decir, los sensores del antebrazo deben estar alineados con la línea media longitudinal del cúbito y los sensores de la parte superior del brazo deben ir alineados con la línea media longitudinal del quinto metacarpiano. La disposición y distancia de los elementos se encuentra en la Figura 3.4.

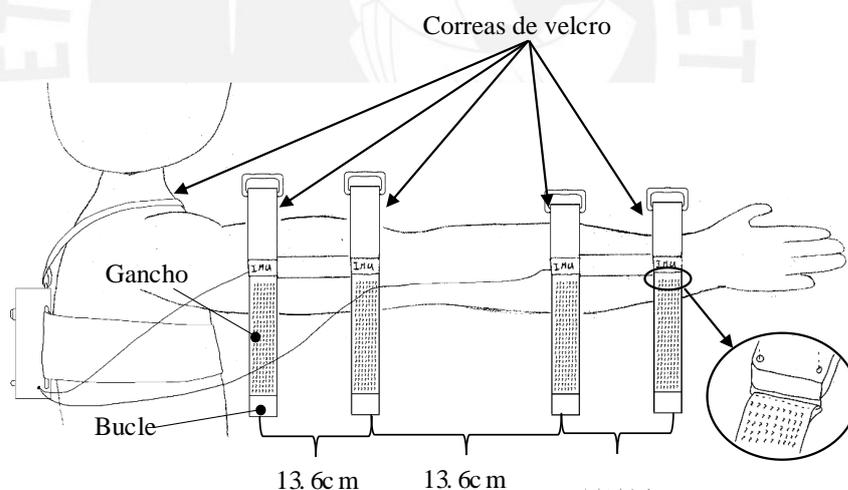


Fig. 3.4: Disposición de los sensores inerciales en el brazo

### 3.2. Lógica de funcionamiento

En la Figura 3.5 se puede observar la interacción que existe entre los diferentes componentes del electrogoniómetro a desarrollar, además, estos componentes son los que se seleccionarán en los siguientes apartados. Para obtener el valor de los ángulos del codo de la persona, se necesita que esta realice los movimientos correspondientes,

estos movimientos serán leídos por los 4 sensores inerciales que posee el electrogoniómetro.

Pero el principal componente que permitirá que los demás elementos puedan funcionar, es la batería, la energía de la batería irá directamente al sensor de voltaje y este comunicará la información al microcontrolador, en donde se realizarán los cálculos para determinar el nivel de batería que existe, la energía de la batería también irá a los reguladores de voltaje, los cuales energizarán el microcontrolador y los sensores a utilizar, el microcontrolador enviará las señales para encender los LED's y guardar información en una memoria.

Como se ha explicado en los requerimientos del electrogoniómetro del Capítulo 2, el electrogoniómetro puede enviar datos y conectarse a cualquier dispositivo móvil que posea Android 4.3 o superior, este dispositivo móvil recibirá la información recopilada del paciente. Además, a través del dispositivo móvil también pueden controlarse ciertas acciones en el electrogoniómetro.

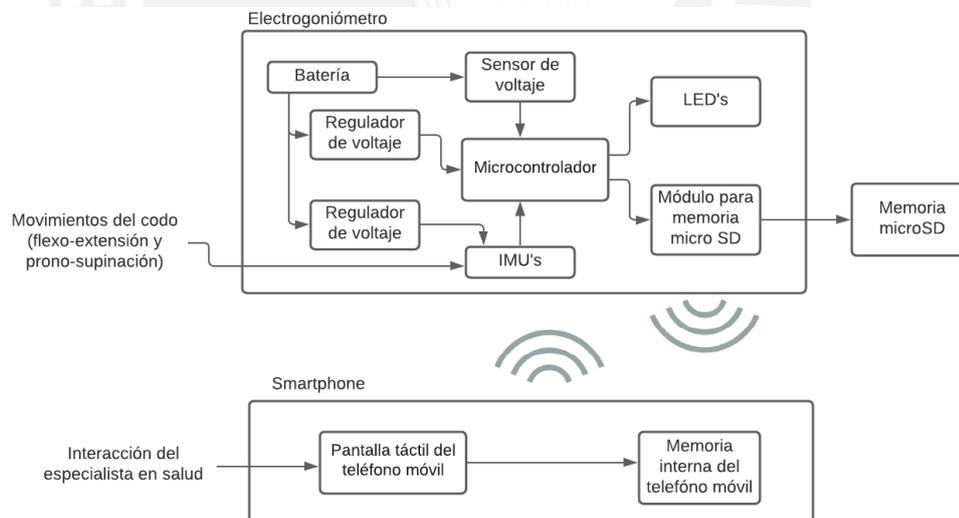


Fig. 3.5: Esquema de integración e interacción de los componentes del electrogoniómetro

### 3.3. Selección de componentes

Luego de haber determinado algunas medidas y posiciones en las cuales se colocará el dispositivo, se procede a realizar la selección de componentes en base a los requisitos del proyecto y usuario vistos en el Capítulo 2.

### 3.3.1 Módulo Bluetooth

En el Capítulo 2 se planteó para la comunicación inalámbrica que el teléfono móvil y el electrogoniómetro se puedan comunicar a una distancia mínima de 4 metros. Debido a que la conexión del electrogoniómetro solo será con el dispositivo móvil, no será imprescindible un módulo maestro/esclavo, con un módulo que este configurado como esclavo será suficiente para poder enviar y recibir la información.

Módulo Bluetooth hc - 05: Este módulo bluetooth viene de fábrica para trabajar en modo esclavo, pero a través de comandos AT se puede configurar también en modo maestro. Este módulo solo puede ser conectado con dispositivos Android, en la Tabla 3.1 se pueden observar sus principales características.

Tabla 3.1: Principales características del módulo Bluetooth hc - 05

Voltaje de Operación	3.6V - 6V DC
Corriente de Operación	50mA
Chip	CSR BC417
Alcance	10 metros
Bluetooth	V2.0+EDR
Seguridad	Autenticación y encriptación
Dimensiones	37 x 16 mm
Peso	3.6 gramos

Módulo Bluetooth hc-06: este módulo, a diferencia del hc – 05, no se puede cambiar a modo maestro, viene configurado de fábrica en modo esclavo, pero como se mencionó al inicio de esta sección, tener un módulo en modo esclavo no limita la realización de este proyecto. Este módulo, cuyas principales características se observan en la Tabla 3.2, solo puede ser conectado con dispositivos Android.

Tabla 3.2: Principales características del módulo Bluetooth hc - 06

Voltaje de Operación	3.3V - 5VDC
Corriente de Operación	40mA
Chip	BC417143
Alcance	10 metros
Bluetooth	V2.0+EDR
Seguridad	Autenticación y encriptación
Dimensiones	37 x 16 mm
Peso	3.2 gramos

*Módulo Bluetooth hm-10*: este módulo, al igual que el hc-05, puede ser configurado en modo maestro o modo esclavo, pero a diferencia de los dos módulos anteriormente presentados tiene una nueva tecnología bluetooth 4.0, la cual entre sus ventajas presenta un consumo de corriente mucho menor. En la Tabla 3.3 se pueden observar sus principales características.

Tabla 3.3: Principales características del módulo Bluetooth hm-10

Voltaje de Operación	3.3V - 5V
Corriente de Operación	8.5mA
Chip	CC2541 de Texas Instruments
Alcance	100 metros
Bluetooth	V4.0 BLE
Seguridad	Autenticación y encriptación
Dimensiones	40 x 16.7 mm
Peso	8.5 gramos

Luego de haber realizado una breve descripción de los principales módulos bluetooth utilizados en el mercado, finalmente se escoge el módulo hm-10 debido al bajo consumo de corriente, presenta un mayor alcance que los otros sensores que se han presentado y sobre todo debido a que la tecnología que incorpora es más reciente, es decir, al incorporar este módulo en el electrogoniómetro le da mayor vida a través del tiempo ya que su tecnología seguirá siendo vigente. Su bajo consumo de corriente también ayuda a satisfacer otro requerimiento, como es la autonomía mínima de dos horas que se propuso.

### 3.3.2 Sensores IMU

En los requerimientos propuestos para el sensor, que se usará en la medición de los ángulos, se tiene que el dispositivo debe tener un error máximo de  $5^\circ$  [Shiratsu, 2013]. En la la Figura 3.6 se observa la relación que existe entre la resolución del acelerómetro y la precisión que se puede obtener de manera angular. Cabe mencionar que el error angular obtenido en algunos casos se puede disminuir hasta en un 80% luego de haber realizado una calibración adecuada [Fan, 2018].

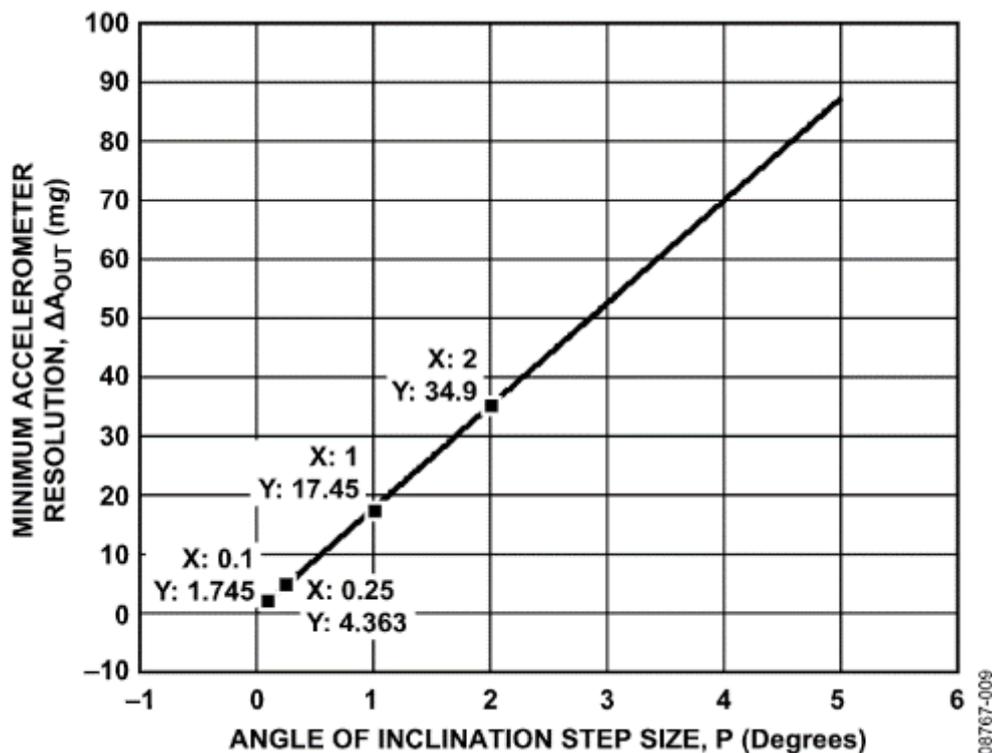


Fig. 3.6: Resolución mínima del acelerómetro para un ángulo de inclinación deseado<sup>13</sup>

Módulo MPU9250: este módulo contiene un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro, se comunica con los microcontroladores a través de la comunicación I2C, permite obtener valores precisos de movimientos tanto lentos como rápidos, en el giroscopio puede llegar a medir 250/500/1000/2000 grados/seg y en el acelerómetro 2g/4g/8g/16g, adicionalmente tiene un regulador de voltaje integrado al módulo. Este sensor presenta una tolerancia máxima de 80mg, además, puede tener un error de 1.5mg de acuerdo a la temperatura, en total se podría llegar a tener un error de 81.5mg lo cual de acuerdo a la Figura 3.6 se llegaría a tener un error máximo de 4.5 grados.

Módulo MPU6050: este módulo contiene un acelerómetro y un giroscopio, su comunicación y su velocidad de medición de los sensores es igual al módulo MPU9250, comunicación I2C, medición de 250/500/1000/2000 grados/seg para el giroscopio y en el acelerómetro 2g/4g/8g/16g, su principal diferencia con el módulo mencionada es la ausencia de un magnetómetro. Este sensor presenta una tolerancia máxima de 80mg, además, puede tener un error de 30mg de acuerdo a la temperatura,

<sup>13</sup> AN-1057: Using an Accelerometer for Inclination Sensing. ANALOG DEVICES. Recuperado el 2 de julio del 2021 <https://www.analog.com/en/app-notes/an-1057.html>

en total se podría llegar a tener un error de 110mg lo cual de acuerdo a la Figura 3.6 se llegaría a tener un error máximo de 6.2 grados. Si bien es un error mayor al de los requerimientos, luego de la calibración tendría un error mucho menor a 5 grados.

Módulo ADXL335: este módulo solo contiene un acelerómetro analógico, para su uso se recomienda el uso de algún filtro digital con el fin de obtener una lectura más estable, el voltaje de salida va desde 0V hasta 3.3V, adicionalmente tiene un regulador de voltaje integrado al módulo. La Figura 3.6 solo es para acelerómetros digitales, ya que los acelerómetros analógicos tienen una resolución en mV, dentro de la ficha técnica se menciona que el sensor puede llegar a tener un de  $\pm 1^\circ$  y además puede tener un error debido a la temperatura de  $1\text{mg}/^\circ\text{C}$ , en los sensores anteriores se ha considerado una temperatura máxima de  $40^\circ\text{C}$  por lo que en este caso el error máximo generado por la temperatura sería de  $2.2^\circ$ , finalmente el error de todo el dispositivo llegaría a  $3.3^\circ$  en el peor de los casos

Módulo ADXL345: este módulo contiene un acelerómetro digital, posee una sensibilidad ajustable en la cual se puede configurar 2g, 4g, 8g y 16g, tiene una resolución de hasta 13 bits a  $\pm 16\text{g}$  (manteniendo  $4\text{mg}/\text{LSB}$ ). Este sensor presenta una tolerancia máxima de 40mg, además, puede tener un error de 1.2mg de acuerdo a la temperatura, en total se podría llegar a tener un error de 41.2mg lo cual de acuerdo a la Figura 3.6 se llegaría a tener un error máximo de 2.3 grados.

Ya que, principalmente, para este proyecto es suficiente el uso de un acelerómetro, y además los módulos que solo contienen este sensor son más económicos que los que contienen un giroscopio y magnetómetro adicionalmente, se escogerá finalmente el módulo ADXL 345 ya que, a diferencia del módulo analógico, presenta una mejor calidad de señal y es menos inmune al ruido, una característica importante donde el valor de cada ángulo obtenido es importante para realizar un análisis adecuado.

### 3.3.3 Calibración acelerómetros

Los sensores inerciales miden la orientación indirectamente integrando la aceleración y la velocidad angular, durante este proceso se van acumulando pequeños errores, es por ello que es importante realizar una calibración continua. Si bien este tipo de

circuitos, como son los módulos ADXL, se calibran en fábrica, y esa calibración podría ser suficiente en la mayoría de proyectos, cuando se requiere una mayor precisión lo más recomendable es volver a calibrar el sensor, y asegurarse de obtener los valores deseados.

Los errores de los acelerómetros pueden dividirse en tres secciones: el error causado por el desfase del punto cero medido respecto al cero real, la sensibilidad de cada eje del sensor y finalmente un error de factor de escala debido a una amplificación de señal que se realiza internamente en el sensor. Considerando estos errores, el modelo para calibrar el sensor se encuentra en la Ecuación 3.1.

$$\begin{bmatrix} a_{rx} \\ a_{ry} \\ a_{rz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_x & k_{xy} & k_{xz} \\ k_{yx} & k_y & k_{yz} \\ k_{yx} & k_{zy} & k_z \end{bmatrix} * \left( \begin{bmatrix} a_{mx} \\ a_{my} \\ a_{mz} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} a_{0x} \\ a_{0y} \\ a_{0z} \end{bmatrix} \right) \quad (3.1)$$

Donde  $a_{mx}$ ,  $a_{my}$  y  $a_{mz}$  son los valores medidos de los tres ejes del acelerómetro;  $a_{rx}$ ,  $a_{ry}$  y  $a_{rz}$  son los valores reales de los tres ejes del acelerómetro;  $a_{0x}$ ,  $a_{0y}$  y  $a_{0z}$  representan el desfase en cada eje del acelerómetro;  $k_x$ ,  $k_y$  y  $k_z$  son la escala de los ejes del acelerómetro;  $k_{xy}$ ,  $k_{yx}$ ,  $k_{xz}$ ,  $k_{yz}$ ,  $k_{zx}$ ,  $k_{zy}$  es el error no ortogonal entre los tres ejes. En la calibración de los acelerómetros el propósito es encontrar estas 12 incógnitas.

En los acelerómetros donde el proceso de manufactura ha sido bueno, el error triaxial es despreciable por lo que la Ecuación 3.1 puede ser simplificada a la Ecuación 3.2.

$$\begin{bmatrix} a_{rx} \\ a_{ry} \\ a_{rz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_x & 0 & 0 \\ 0 & k_y & 0 \\ 0 & 0 & k_z \end{bmatrix} * \left( \begin{bmatrix} a_{mx} \\ a_{my} \\ a_{mz} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} a_{0x} \\ a_{0y} \\ a_{0z} \end{bmatrix} \right) \quad (3.2)$$

Al resolver la Ecuación 3.2., se obtiene que los valores reales del acelerómetro calibrado las cuales pueden expresarse según la Ecuación 3.3.

$$\begin{cases} a_{rx} = k_x * (a_{mx} - a_{0x}) \\ a_{ry} = k_y * (a_{my} - a_{0y}) \\ a_{rz} = k_z * (a_{mz} - a_{0z}) \end{cases} \quad (3.3)$$

Los valores reales de cada eje del acelerómetro pueden relacionarse directamente con la aceleración de la gravedad, esta relación se encuentra en la Ecuación 3.4, donde  $g$  representa la gravedad local.

$$a_{rx}^2 + a_{ry}^2 + a_{rz}^2 = g^2 \quad (3.4)$$

Sustituyendo la Ecuación 3.3 en la Ecuación 3.4, da como resultado la Ecuación 3.5 donde ya se relaciona directamente los valores de los acelerómetros con la aceleración local.

$$\begin{aligned} k_x^2 (a_{mx} - a_{0x})^2 + k_y^2 (a_{my} - a_{0y})^2 \\ + k_z^2 (a_{mz} - a_{0z})^2 = g^2 \end{aligned} \quad (3.5)$$

Obteniendo el error de desfase de cada eje y el error de escala, la calibración estaría completa. Uno de los métodos más utilizados y eficientes para resolver problemas de mínimos cuadrados no lineales es el método de Levenberg-Marquardt(LM), el cual combina las ventajas del método de Gauss-Newton y el de Descenso de Gradiente.

La aplicación principal del método de LM es el ajuste de curvas de mínimos cuadrados, es decir, dado  $m$  grupos de pares de datos dados  $(x_i, y_i)$ , encuentre los parámetros  $\beta$  de la curva del modelo  $f(x, \beta)$  de modo que la suma de los cuadrados de la distancia de los datos a la curva se minimiza, dicho de otra manera, la suma de los cuadrados de las desviaciones  $S(\beta)$  se minimice. Esta representación se observa en la Ecuación 3.6.

$$\hat{\beta} = \arg \min S(\beta) = \arg \min \sum_{i=1}^m [y_i - f(x_i, \beta)]^2 \quad (3.6)$$

Cabe mencionar que el método de LM, al igual que las otras ecuaciones para resolver mínimos cuadrados no lineales, son métodos iterativos, en este caso los parámetros  $\beta$  son suposiciones iniciales y en cada iteración el parámetro  $\beta$  es reemplazado por  $\beta+\delta$ , es por ello que la función  $f(x_i, \beta+\delta)$  puede ser aproximada a través de la Ecuación 3.7.

$$f(x_i, \beta + \delta) \approx f(x_i, \beta) + J_i \delta \quad (3.7)$$

Donde  $J_i$  es la gradiente de la función  $f$  relativa a  $\beta$ . Resolviendo la Ecuación 3.6 y 3.7, se obtiene como resultado la Ecuación 3.8, donde  $\lambda$  es el factor de amortiguación e  $I$  es la matriz unitaria.

$$\delta = (J^T J + \lambda I)^{-1} J^T [y - f(\beta)] \quad (3.8)$$

En cada iteración de LM se trata de encontrar un factor de amortiguación adecuado que permita mejorar la eficiencia del algoritmo, el cual puede resumirse en los siguientes pasos:

- i. Seleccionar los parámetros de calibración del acelerómetro, la constante de terminación de iteración  $\varepsilon$ , el factor de amortiguación  $\lambda$  y el factor de zoom de amortiguación  $\mu$ . Por ejemplo, se puede tomar la constante de terminación  $\varepsilon=10^{-20}$ , el factor de amortiguamiento  $\lambda=0.1$ , la escala de amortiguamiento  $\mu=10$ , y luego se calcula el residuo de  $\varepsilon_0 = |g - f(x_0)|$
- ii. De la Ecuación 3.5 se puede saber que el modelo no lineal del sistema puede ser expresado a través de la Ecuación 3.9. La matriz Jacobiana se obtiene de la Ecuación 3.10, que representa las derivadas parciales de la Ecuación 3.9. Tanto la Ecuación 3.9 y 3.10 son reemplazados en la Ecuación 3.8.

$$f(\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4, \beta_5, \beta_6) = k_x^2 (a_{mx} - a_{0x})^2 + k_y^2 (a_{my} - a_{0y})^2 + k_z^2 (a_{mz} - a_{0z})^2 = g^2 \quad (3.9)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial f}{\partial a_{0x}} = -2k_x^2 (a_{mx} - a_{0x}) \\ \frac{\partial f}{\partial a_{0y}} = -2k_y^2 (a_{my} - a_{0y}) \\ \frac{\partial f}{\partial a_{0z}} = -2k_z^2 (a_{mz} - a_{0z}) \\ \frac{\partial f}{\partial k_x} = 2k_x (a_{mx} - a_{0x})^2 \\ \frac{\partial f}{\partial k_y} = 2k_y (a_{my} - a_{0y})^2 \\ \frac{\partial f}{\partial k_z} = 2k_z (a_{mz} - a_{0z})^2 \end{array} \right. \quad (3.10)$$

iii. Luego de reemplazar las Ecuaciones 3.9 y 3.10 en la Ecuación 3.8, se obtiene una ecuación es usada para resolver el incremento de  $\delta$ . Por lo tanto,

- a) Si  $|g - f(x_i, \beta + \delta)| < \varepsilon_k$ , entonces  $\beta_{k+1} = \beta_k + \delta_k$ . Si  $|\delta_k| < \varepsilon$ , se detienen las iteraciones, y  $\beta$  es la solución. Caso contrario  $\lambda_{k+1} = \lambda_k / \mu$  y se repite el paso ii.
- b) Si  $|g - f(x_i, \beta + \delta)| \geq \varepsilon_k$ , entonces  $\lambda_{k+1} = \lambda_k * \mu$ . Se recalcula la Ecuación 3.8 y se retorna desde el paso uno.

Todo el algoritmo de calibración es realizado de manera interna dentro del electrogoniómetro, las dos únicas interacciones que tendrá especialista en salud será a través del aplicativo móvil para seleccionar la opción de calibrar, y la segunda interacción será para posicionar los sensores. Los módulos de medición contienen dos acelerómetros, es por ello que el especialista deberá posicionar estos módulos respecto al eje-X, eje-Y y eje-Z, estos valores servirán como referencia al momento de la calibración, esto se logra posicionando el sensor en un elemento cúbico, el cual debe poseer ángulos rectos y ser lo suficientemente rígido para dar estabilidad al sensor.

El sensor debe ser posicionado de manera adyacente al elemento cúbico, como se observa en la Figura 3.5, este paso se debe realizar para cada uno de los ejes y para

obtener valores adecuados se recomienda realizar esta medición alrededor de 100 veces. El elemento cúbico se diseñará con una alta precisión y se verificará que sus lados sean paralelos entre sí, ya que finalmente si el elemento de referencia presenta errores, la calibración también será errada.

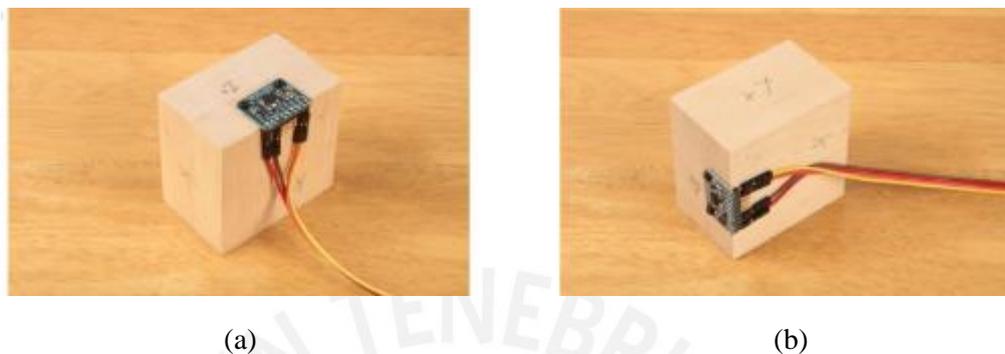


Fig. 3.7: a) Sensor ubicado en el eje Z. b) Sensor ubicado en el eje Y [Bill, 2013]

### 3.3.4 Selección de componentes adicionales

En esta sección se seleccionarán los demás componentes faltantes en los cuales no existe una gran variedad, entre los sensores de voltaje que existen se escogió el módulo FZ0430, el cual puede medir un voltaje de 0-25V si el voltaje de alimentación es de 5V, en caso contrario permite medir un voltaje de 0-16.5V si el voltaje de alimentación es de 3.3V, el módulo tiene una resolución de 24.45 mV lo cual permite saber con bastante exactitud el nivel de la batería. Este módulo cuenta con dos resistencias 30 kOhms y 7.5 kOhms, lo que permite que el voltaje recibido sea dividido por un factor de 5.

En la selección del tipo y del tamaño del LED, se consideró que debe tener una buena capacidad de luminiscencia y de tamaño reducido. Teniendo en cuenta estas consideraciones, se escogió el LED F3-3mm, el cual es de un tamaño compacto y permite variar sus colores. En total se harán uso de 5 LED's de este tipo, cuatro para indicar el estado de la batería y uno para indicar el progreso de guardado.

Existen tres tipos de reguladores de voltaje: i) step up, el cual puede elevar el voltaje de entrada hasta un voltaje de referencia deseado, ii) step down, el cual con un voltaje de entrada mayor se puede obtener un voltaje de salida reducido, iii) finalmente está el step up-down el cual, independientemente si el voltaje de entrada es mayor o menor

al deseado, el voltaje de salida se mantendrá estable. Teniendo esto en cuenta, se escogió el módulo XL6009, el cual es un regulador step up-down, debido a que permitirá energizar adecuadamente los componentes, aún si la batería a utilizar está totalmente cargada o ya no le quede mucha carga eléctrica.

Dentro de las pantallas OLED de tamaño reducido y para microcontroladores, existen principalmente dos, una de 128x32 pixeles y la otra de 128x64 pixeles, si bien no hay una gran cantidad de datos a mostrar en la pantalla, el valor de los ángulos medidos debe poder observarse de manera fácil y tener un tamaño adecuado, es por ello que se selecciona la pantalla OLED SSD1306 la cual tiene un tamaño de 128x64 pixeles.

Finalmente, para la selección del módulo de memoria y el módulo de carga, se selecciona el componente que sea compatible con las memorias MicroSD y las baterías de polímero de litio respectivamente. Para el módulo de memoria se selecciona el módulo HW-125, el cual es un lector de tarjeta microSD que puede almacenar y leer los datos desde cualquier microcontrolador. Asimismo, para el módulo de carga se selecciona el módulo Tp4056, el cual tiene una entrada microUSB y, además, tiene un sistema de protección con las sobrecargas.

### **3.3.5 Selección del microcontrolador**

En la selección del microcontrolador se deben tener en cuenta los componentes ya escogidos, debido a que el microcontrolador se escogerá de acuerdo a la cantidad de pines que posea y su procesador. A continuación, se hará un recuento de los pines necesarios del microcontrolador a escoger.

- 8 pines de interrupción para los 4 acelerómetros
- 1 puerto SPI (4 pines) para el módulo de memoria microSD
- 22 pines I/O para conectar todos los componentes
  - o Pines para los componentes ya mencionados
  - o 5 LEDs independientes
  - o 2 para Módulo bluetooth
  - o 1 para el sensor de voltaje
  - o 2 para la pantalla OLED

Finalmente, con los pines requeridos se escogerá entre el Arduino Nano y el ItsyBitsy M0 Express, debido a que ambos cumplen principalmente con los pines que se necesitan y, además tienen un tamaño y un peso bastante reducido. En la Tabla 3.4 se observan las principales características de ambos.

Como se observa en la Tabla 3.4 ambos tienen características similares, su principal diferencia se encuentra en la velocidad del procesador, y que el ItsyBitsy M0 Express opera con un voltaje de funcionamiento ligeramente menor que el Arduino Nano.

Tabla 3.4: Principales características del Arduino Nano vs ItsyBitsy M0 Express

	Arduino Nano	ItsyBitsy M0 Express
Tamaño	18x45mm	17x35mm
Peso	7g	18g
Voltaje de funcionamiento	7-12V	3.5-6V
Velocidad de reloj	16 MHz	48 MHz
I/O Pines	22 (8 pueden configurarse como analógicos entrada y 6 son PWM)	23(12 pueden configurarse como analógicos entrada, 1 analógico de salida y 13 como PWM)
Microcontrolador	ATmega328	ATSAMD21G18

Finalmente se escogerá el ItsyBitsy M0 Express debido a que se manejarán 4 acelerómetros y se realizarán cálculos para cada uno de ellos, es por esa razón que se necesita un procesador robusto y de tamaño compacto para manejar la gran cantidad de datos de los acelerómetros y demás módulos.

### 3.3.6 Selección de la batería

Luego de haber seleccionado todos los componentes, se calcula el consumo energético de cada uno de ellos y se les multiplica por el tiempo de operación, en este caso el tiempo de operación es de 2h debido a que ese fue uno de los requisitos propuestos en el Capítulo 2.

En la Tabla 3.5 se realiza el cálculo para seleccionar la batería adecuada.

Tabla 3.5: Suma de energías de los componentes seleccionados

Componente	Cantidad	Consumo máximo (mW)	Tiempo de operación	Energía (mWh)
Módulo bluetooth(hm-10)	1	28.05	2h	56.1
Acelerómetro (ADXL345)	4	1.4	2h	2.8
ItsyBitsy M0 Express	1	210	2h	420
Módulo microSD (HW-125)	1	1.1	2h	2.2
Sensor de voltaje (FZ0430)	1	30	2h	60
LED	5	0.075	2h	0.15
Pantalla OLED SSD1306	1	66	2h	132
<b>Total (Wh)</b>				0.673
<b>Total con factor 1,5 (Wh)</b>				1.009

Entre las baterías más compactas que puedan administrar la energía necesaria para el electrogoniómetro, se encuentra la batería SLW 503450 la cual proporciona una salida de 3.7V y 1000mAh, las dimensiones de la batería son 5x34x50mm.

### 3.4. Módulos de medición y módulo de control

Si bien en el Capítulo 2 se había presentado que el módulo de protección que contenía los componentes principales estaba unida a los dos acelerómetros del brazo, al momento de seleccionar los componentes y dimensionar los módulos de protección, la longitud de todo este módulo tenía un tamaño de aproximadamente 15cm que, comparándolo con los 30cm del brazo, el módulo cubría casi la mitad del brazo. Por lo tanto, se decidió separar ambos componentes y así reducir el tamaño de los módulos de medición que se encuentran en el brazo, en la Figura 3.8a se observa la propuesta inicial y en la Figura 3.8b la propuesta actualizada.

Debido a que se diseñarán los módulos de protección de medidas específicas que no se encuentran en el mercado, la manera más económica, y en la cual se pueden lograr diseños resistentes es la impresión 3d. Existe una gran cantidad de filamentos que pueden ser usados como aditivos para la impresión, entre los más comunes se encuentran el PLA y el ABS, en la Tabla 3.6 se encuentra las principales características de estos elementos.



(a)



(b)

Fig. 3.8: a) Propuesta de Electrogoniómetro inicial b) Propuesta de Electrogoniómetro final

Tabla 3.6: Principales características del PLA y ABS<sup>14</sup>

	<b>PLA</b>	<b>ABS</b>
Temperatura de impresión	180-230 °C	210-250 °C
Flexibilidad	Frágil	Moderadamente flexible
Resistencia a golpes	No	Sí
Corte, limado, lijado	Posible	Posible
Tratamiento con acetona	Imposible	Posible
Obstruye el cabezal	A veces	Nunca
Humo	Poco o nada	Intenso
Biodegradable	Sí	No

<sup>14</sup> PLA VS ABS COMPARACION IMPRESIÓN 3D. all3dp. Recuperado el 12 de junio del 2021 <https://all3dp.com/es/1/pla-vs-abs-comparacion-impresion-3d/>

Entre los dos materiales antes mencionados, se escogerá el ABS, debido a que tiene mayor resistencia a las caídas y, además, permite realizar un tratamiento con acetona para un mejor acabado superficial.

Existirán dos tamaños de módulos de protección, una será la que contenga los acelerómetros y el otro tamaño de módulo contendrá el microcontrolador y los demás componentes. Teniendo en cuenta que el tamaño de los acelerómetros seleccionados es de 28 x 14 x 3 mm, el módulo de protección de los acelerómetros tendrá un tamaño de 42 x 26 x 20mm, estas medidas han sido consideradas teniendo en cuenta que se usarán 4 tornillos M1x5 para unir la parte superior con la inferior, uno de los tornillos más pequeños y fáciles de encontrar en el mercado.

El módulo de control contendrá el microcontrolador, el módulo de memoria microSD, el módulo Bluetooth, los 5 LEDs, el sensor de voltaje, el módulo de carga y la pantalla. En la Figura 3.9 se observa como estarían dispuestos los componentes dentro de la caja, esto se realiza con el fin de obtener un valor para el dimensionamiento del módulo de protección para el sistema de control.

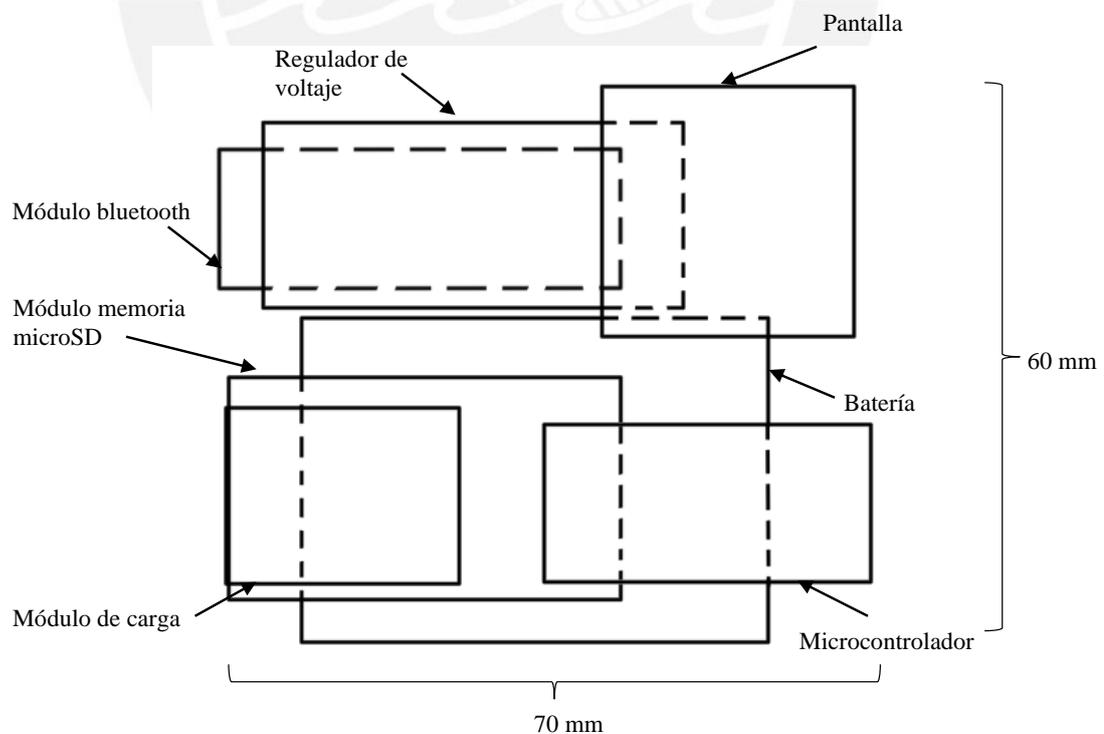


Fig. 3.9: Disposición de los componentes dentro del módulo de control

La disposición de los elementos de la Figura 3.8 ha sido considerando las mismas proporciones que los componentes en tamaño real, los componentes agrupados tendrían un largo de 70 mm y un alto de 60 mm, a esto se le adiciona 4 mm adicionales debido a que el ancho del módulo será de 2mm, el ancho será de 35 mm debido a que además de los componentes el cableado también será realizado ahí. Finalmente, se obtiene un módulo de tamaño 74 x 64 x 35mm, en la Figura 3.10 se aprecia el tamaño final que tendrá el módulo de control, así como también los módulos de medición, debido a que los módulos de los acelerómetros a será sostenida por un total de 4 tornillos, en total en todo el electrogoniómetro se usarán 4 tornillos M2x6 y 16 tornillos M1x5, los tornillos M2 serán usados en el módulo de control y los tornillos M1 en los módulos de medición.

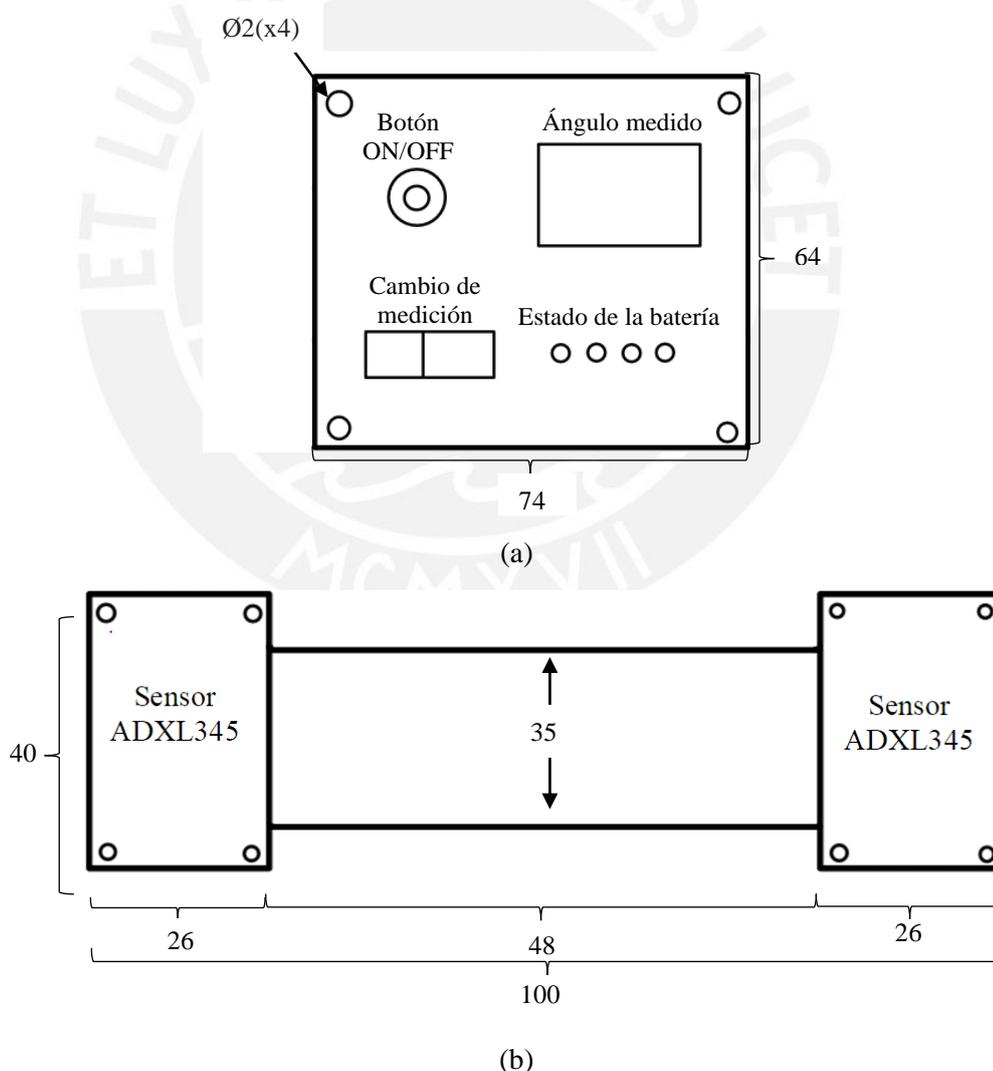


Fig. 3.10: Dimensiones principales de los módulos de protección, a) Módulo de protección para el sistema de control b) Módulo de protección para el sistema de medición del brazo y antebrazo

La principal función de los módulos de protección, además de proteger los componentes contra impactos o caídas, es evitar el ingreso de polvo o gotas de agua que podrían afectar los componentes internos. Es por ello que, como se observa en la Figura 3.11, se ha previsto un tipo de pestaña entre la tapa y la base, con el fin de brindar mayor protección a los componentes internos. Los módulos de protección que solo contienen los acelerómetros, los que se fijarán por tornillos M1x5, y contarán con una base para apoyar la cabeza del tornillo a fin de generar un mejor aspecto visual y, además, evitar la menor cantidad de componentes salientes.

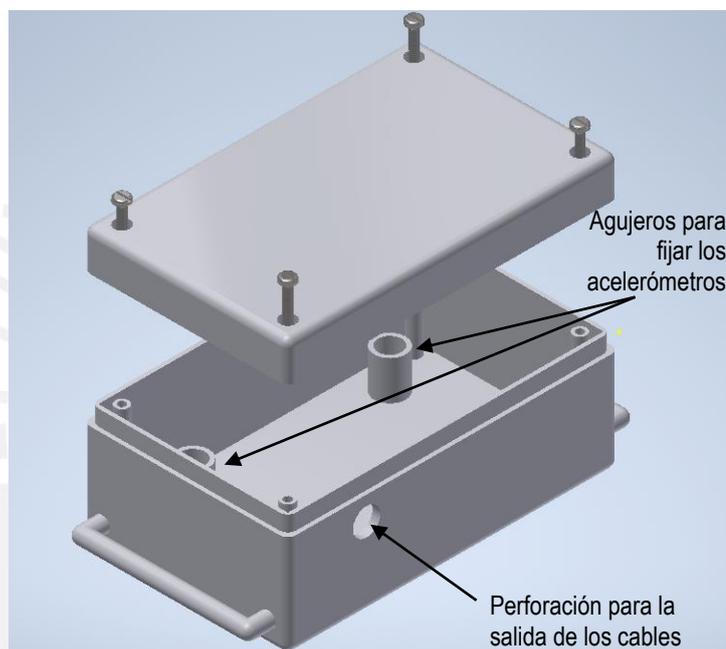


Fig. 3.11: Módulo de protección para acelerómetros

Similarmente, en la Figura 3.12 se observa el módulo de protección para el sistema de control que será colocada en la espalda, y donde se encuentran los componentes principales, como el microcontrolador, la pantalla, entre otros. Los tornillos del módulo de control son M2x6 y, de igual manera que los módulos de menor tamaño, cuenta con una pestaña entre la tapa superior y la base. Ambos módulos cuentan con pequeñas agarraderas a los extremos; a través de estas agarraderas las correas de velcro serán sujetadas.

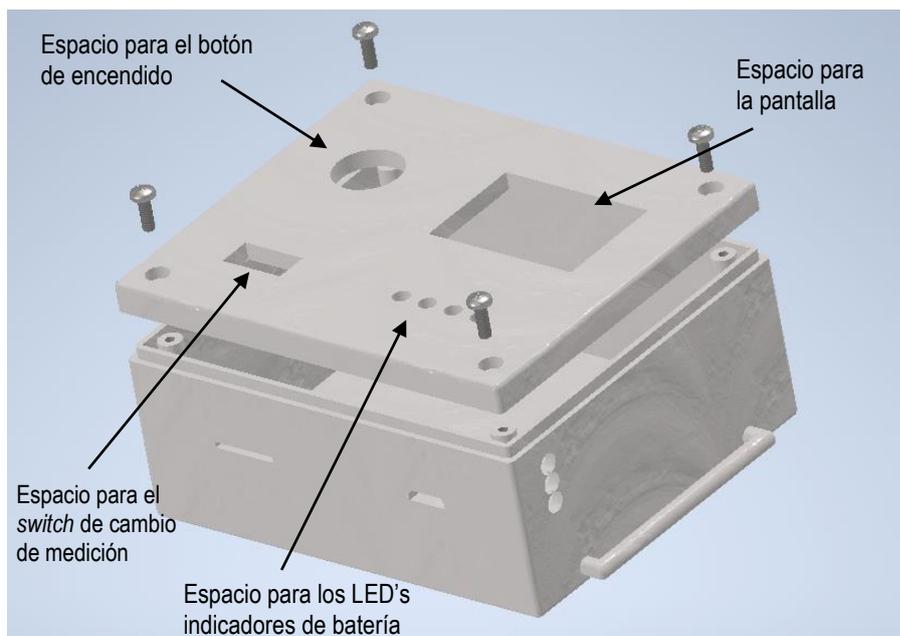


Fig. 3.12: Módulo de protección del sistema de control.

### 3.5. Correas de velcro

La sujeción que se logra en las correas de velcro es gracias a dos componentes principales, como lo son el gancho y el bucle, el gancho es la parte rugosa mientras que el bucle es la parte más lisa, ambas partes se encontrarán solo de un lado de los módulos de protección, en el lado opuesto se encontrará una hebilla por la cual pasará el bucle y podrá ajustarse de acuerdo a la medida que se necesita.

Teniendo en cuenta la Figura 3.1 donde se observa el tamaño de la circunferencia a lo largo del brazo, se tiene que la circunferencia promedio del brazo es 26.5cm, del antebrazo 24.9cm y de la muñeca 16cm. Debido a que el dispositivo deberá poder acoplarse a brazos más anchos o más delgados de lo normal, en personas con sobrepeso se ha encontrado que el ancho del brazo es de 33cm, por lo que a todas las medidas antes mencionadas se le agregará 8cm, finalmente en la Figura 3.13 se observa el tamaño de las correas de velcro. Adicionalmente, para un correcto ajuste en cada una de las correas el “gancho” tendrá una longitud de 4cm.

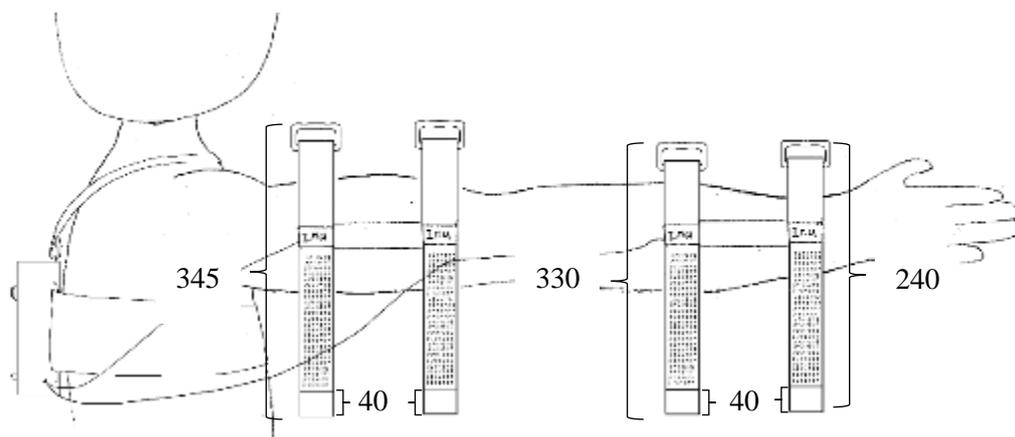


Fig. 3.13: Longitud correas de velcro

Los acelerómetros están unidos mediante un cable al módulo de control donde se encuentra el microcontrolador. Para asegurar una mayor vida útil, los cables externos van a ser recubiertos por “fundas trenzadas” de nylon, las cuales además de brindar protección, no restringen la flexibilidad.

Cabe mencionar que las correas de velcro no son el único sistema que mantienen el dispositivo fijo, las propias carcasas protectoras tienen una superficie plana que está en contacto con la piel que evitan que el dispositivo gire sobre el brazo.

### 3.6. Configuración de los acelerómetros

Con el propósito de obtener un valor de ángulo más cercano al real, se tiene que realizar primero una configuración del acelerómetro siguiendo su hoja técnica, y luego se tiene que realizar una validación de las ecuaciones las cuales permiten convertir los valores de cuatro acelerómetros físicos a dos acelerómetros virtuales.

#### 3.6.1 Configuración del modo de medición

La configuración del acelerómetro se realizará a través de la Interfaz de Desarrollo (IDE) del Arduino, ya que el microcontrolador es compatible con esta interfaz; el lenguaje de programación que se usará es C++. A continuación, se muestra la programación y configuración de un solo acelerómetro, la misma programación se replicaría en los otros 3 acelerómetros.

El acelerómetro entrega un valor de g, de -1 a 1g, donde g representa la gravedad.

```

#include <Wire.h> //Librería para la comunicación I2C
int ADXL345 = 0x53; // La dirección I2C del sensor ADXL345
float X_out, Y_out, Z_out; // Salidas
void setup() {
  Serial.begin(9600); // Se inicia la comunicación serial para imprimir los resultados en la
  pantalla
  Wire.begin(); // Se inicia la librería wire

```

En la Figura 3.14 se observa la dirección de registro del acelerómetro ADXL345 a través del cual se puede definir su estado.

**Register 0x2D—POWER\_CTL (Read/Write)**

D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
0	0	Link	AUTO_SLEEP	Measure	Sleep	Wakeup	
0	0	0	0	1	0	0	0

Fig. 3.14: Registro de escritura/lectura del sensor ADXL345

Se configura el sensor ADXL345 en modo medición.

```

Wire.beginTransmission(ADXL345); // Empieza la comunicación con el dispositivo
Wire.write(0x2D); // Se accede a POWER_CTL Register - 0x2D

```

Se escribe en el registro indicado para activar la medición.

```

Wire.write(8); // (8dec -> 0000 1000 binario) Bit D3 en 1 para activar la medición
Wire.endTransmission();
delay(10);

```

Los datos de cada registro están almacenados en dos bytes, en la Figura 3.15 se observa la dirección de almacenamiento.

0x32	50	DATA0	R	00000000	X-Axis Data 0
0x33	51	DATA1	R	00000000	X-Axis Data 1
0x34	52	DATAY0	R	00000000	Y-Axis Data 0
0x35	53	DATAY1	R	00000000	Y-Axis Data 1
0x36	54	DATAZ0	R	00000000	Z-Axis Data 0
0x37	55	DATAZ1	R	00000000	Z-Axis Data 1

Fig. 3.15: Dirección de almacenamiento de los ejes del sensor ADXL345

El valor de los registros se obtiene con la función *requestFrom()*, la cual envía una solicitud para poder leer los valores, luego de ello se usa la función *read()*. Como la salida se encuentra en dos registros, estos dos se combinan para obtener el valor deseado.

```
void loop() {
  // === Read accelerometer data === //
  Wire.beginTransmission(ADXL345);
  Wire.write(0x32); // Se empieza con el registro 0x32 (ACCEL_XOUT_H)
  Wire.endTransmission(false);
  Wire.requestFrom(ADXL345, 4, true); // Se leen los 4 registros, cada eje está almacenado en
  dos registros
}
```

El valor de salida del sensor depende de la sensibilidad seleccionada, la cual para este sensor puede variar de  $\pm 2g$  hasta  $\pm 16g$ . Según su *datasheet*, que se muestra en la Figura 3.16, se divide valor obtenido entre 256 para obtener el valor de  $\pm 1g$ , esto debido a que por cada valor de  $g$  se tienen 256 valores.

SENSITIVITY Sensitivity at Xout, Yout, Zout	Each axis All g-ranges, full resolution	230	256	282	LSB/g
	$\pm 2g$ , 10-bit resolution	230	256	282	LSB/g
	$\pm 4g$ , 10-bit resolution	115	128	141	LSB/g
	$\pm 8g$ , 10-bit resolution	57	64	71	LSB/g
	$\pm 16g$ , 10-bit resolution	29	32	35	LSB/g

Fig. 3.16: Sensibilidad del sensor ADXL345

```
X_out = ( Wire.read() | Wire.read() << 8); // Valor del eje X
X_out = X_out/256; //Para un rango de  $\pm 2g$ , se tiene que dividir entre 256
Y_out = ( Wire.read() | Wire.read() << 8); // Valor del eje Y
Y_out = Y_out/256;
}
```

### 3.6.2 Ecuaciones para obtener dos acelerómetros virtuales

En el Capítulo 1 se presentaron las ecuaciones 1.2 a 1.5, las cuales permiten reducir de cuatro acelerómetros físicos a dos acelerómetros virtuales. Debido a que el acelerómetro y la configuración utilizada para esas ecuaciones no es el mismo que el que se está usando, se tiene que comprobar su validez. Los datos de entrada para estas ecuaciones serán obtenidos del acelerómetro proporcionado por el celular y los valores de las distancias de los acelerómetros al centro del codo. Se realizarán dos mediciones, una con el brazo estirado y la otra con el codo en flexión a  $90^\circ$ .

La validación de las ecuaciones se realizó en Matlab con las Ecuaciones 1.2 a 1.5 del Capítulo 1, las que se transcriben a continuación.

$$A'1x = ((r2 \cdot A1x) - (r1 \cdot A2x)) / (r2 - r1)$$

$$A'1y = ((r2 \cdot A1y) - (r1 \cdot A2y)) / (r2 - r1)$$

$$A'2x = ((r4 \cdot A3x) - (r3 \cdot A4x)) / (r4 - r3)$$

$$A'2y = ((r4 \cdot A3y) - (r3 \cdot A4y)) / (r4 - r3)$$

Los valores de r1, r2, r3, r4 representa la distancia desde el acelerómetro hasta el centro del codo, estos son valores que debe ingresar el especialista en salud, en este caso se usaron valores referenciales como ejemplo.

r1=13.6; /\*distancia del acelerómetro que se encuentra en el antebrazo al centro del codo  
r2=27.2; /\*distancia del acelerómetro que se encuentra en la muñeca al centro del codo  
r3=5; /\*distancia del acelerómetro que se encuentra brazo al centro del codo  
r4=20; /\*distancia del acelerómetro que se encuentra brazo al centro del codo

Los valores de A1x, A2x, A1y, A2y, A3x, A3y, A4x, A4y representa el valor de los acelerómetros, para fines demostrativos esta aceleración ha sido obtenida con el acelerómetro del celular.

A1x=9.8;  
A2x=9.8;  
A1y=0;  
A2y=0;  
A3x=9.8;  
A4x=9.8;  
A3y=0;  
A4y=0;

Los valores de A\_1x, A\_1y, A\_2x, A\_2y representan los acelerómetros virtuales, para llegar a estos valores se usan las ecuaciones antes mencionadas.

A\_1x = ((r2\*A1x) - (r1\*A2x)) / (r2 - r1)  
A\_1y = ((r2\*A1y) - (r1\*A2y)) / (r2 - r1)  
A\_2x = ((r4\*A3x) - (r3\*A4x)) / (r4 - r3)  
A\_2y = ((r4\*A3y) - (r3\*A4y)) / (r4 - r3)  
anguloParcial = atan2(A\_1y,A\_1x)- atan2(A\_2y,A\_2x)

En este caso el valor obtenido para *anguloParcial* es 0, este valor se reemplaza en la última ecuación para obtener el ángulo real.

$$\text{angulo} = 180 - \text{abs}(\text{anguloParcial}) = 180$$

Un valor obtenido de  $180^\circ$  es correcto debido a que en este caso el brazo se encuentra totalmente estirado.

Se realiza la misma validación anterior, pero con valores para cuando el brazo se encuentra flexionado  $90^\circ$ , las distancias de los acelerómetros al centro del codo no necesitan ser modificadas.

```

A1x=9.8;
A2x=9.8;
A1y=0;
A2y=0;
A3x=0;
A4x=0;
A3y=9.8;
A4y=9.8;

A_1x = ((r2*A1x) - (r1*A2x)) / (r2 - r1)
A_1y = ((r2*A1y) - (r1*A2y)) / (r2 - r1)
A_2x = ((r4*A3x) - (r3*A4x)) / (r4 - r3)
A_2y = ((r4*A3y) - (r3*A4y)) / (r4 - r3)
anguloParcial = rad2deg(atan2(A_1y,A_1x)- atan2(A_2y,A_2x))

```

En este caso el valor obtenido para *anguloParcial* es  $-90$ , este valor se reemplaza en la última ecuación para obtener el ángulo real.

$$\text{angulo} = 180 - \text{abs}(\text{anguloParcial}) = 90$$

Un valor obtenido de  $90^\circ$  es correcto debido a que en este caso el brazo se encuentra a media flexión, formando un ángulo recto.

Finalmente, con estos dos valores de  $90^\circ$  y  $180^\circ$  los cuales representan una media flexión y flexión completa respectivamente se comprueba que las fórmulas mencionadas pueden ser implementadas en la lógica del electrogoniómetro.

### 3.7. Modo de uso

El primer paso que debe hacerse para utilizar el dispositivo es asegurarse que cuenta con la batería necesaria, ello se realiza presionando el botón ON/OFF, luego de eso se

encenderán los LED's indicadores del estado de batería, cada LED proporciona 30 minutos de batería. Inmediatamente, luego de encenderse el dispositivo, en la pantalla se mostrarán los ángulos que se están midiendo. Existen dos modos de medición los cuales son prono-supinación y flexo-extensión, se puede acceder a estos modos con el switch que se encuentra en la parte inferior izquierda de la interfaz, según la Figura 3.17.

Si se desean almacenar los valores, se debe insertar una la tarjeta de memoria microSD por la parte frontal del electrogoniómetro, o también se pueden almacenar los valores directamente en un *smartphone*, en el cual previamente se necesita instalar una aplicación, esta será la encargada de recibir y mostrar los valores medidos. La ventaja de utilizar el *smartphone* es que se puede obtener una gráfica de ángulo vs tiempo en tiempo real.



Fig. 3.17: Interfaz gráfica del usuario

### 3.8. Simulación y validación del algoritmo

Con el propósito de verificar los algoritmos desarrollados en la Sección 3.6.2, se presenta una simulación donde se compara ángulo vs tiempo. Para los valores de la aceleración se aprovechará el acelerómetro que poseen los *smartphones* actuales, estos valores de aceleración presentan un ruido, es por ello que con forme se van obteniendo los datos se aplica un filtro promedio en el cual se busca obtener una gráfica suavizada.

En el desarrollo de la simulación se realizaron dos movimientos, de flexión y extensión a rango completo y un movimiento de flexo-extensión hasta los 90°. Los movimientos a rango completo según la Figura 3.18 se realiza desde el segundo 0 hasta el segundo 6.9, y el movimiento a medio rango se realiza desde el segundo 6.9 hasta el segundo 9. La ventaja de obtener una gráfica de ángulo vs tiempo es que permite analizar el tiempo que le demora a la persona realizar los movimientos y además ver si en cada repetición se ha logrado el mismo rango de movimiento.

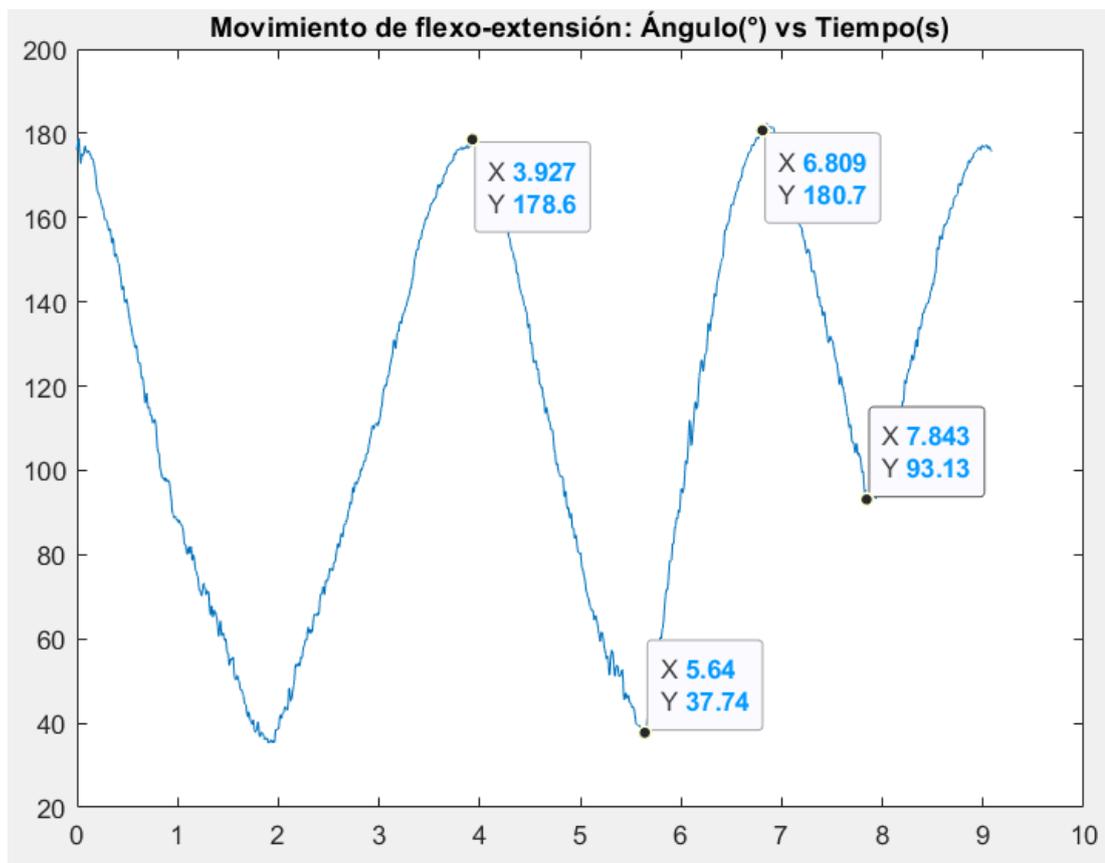


Fig. 3.18: Simulación de ángulo vs tiempo

## **CAPÍTULO 4**

### **ELECTROGONIÓMETRO, PLANOS Y COSTOS**

En el presente capítulo se presenta el diseño de las piezas 3d y el esquema general de las piezas sobre el brazo de una persona, luego se detallará y numerará cada uno de los planos a realizar (ensamble, despiece, eléctrico). Finalmente, se desarrollará el costo del dispositivo detallando cada uno de los componentes, el costo de diseño, fabricación y elementos adicionales.

#### **4.1. Electrogoniómetro diseñado en usuario**

Gracias al material escogido para la realización de los módulos de protección, se espera que el uso del electrogoniómetro no genere ningún tipo de alergia o molestia al usuario, asimismo, el uso de correas de velcro permite una gran adaptabilidad a las diferentes anatomías del brazo de una persona. El peso de los protectores que se encuentran a lo largo de brazo es de aproximadamente 85g y el peso de los componentes que se encuentran en su interior es de 70g, lo que resulta en un peso total de 155g.

Los cables recubiertos otorgan una mayor vida útil al electrogoniómetro, protegiendo los cables internos, también otorgan una gran ventaja permitiendo que no exista ningún tipo de impedimento en la persona al momento de realizar los movimientos de flexo-extensión o prono-supinación. Adicionalmente, la batería proporciona un uso continuo de dos horas, el cual, si se usa por quince minutos en intervalos de dos horas, puede llegar a durar una jornada laboral completa (8 horas).

Luego de haber diseñado los módulos de protección y tener en cuenta las consideraciones mencionadas, se ha procedido a posicionar los elementos a lo largo del brazo de un modelo humano en 3D. En la Figura 4.1 se puede observar la relación de tamaños que existe entre los módulos de protección y el brazo humano.

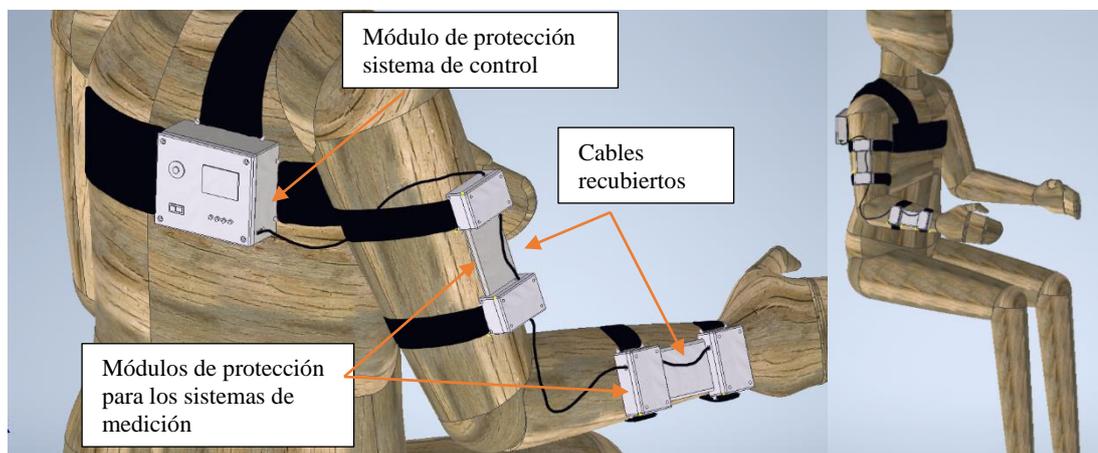


Fig. 4.1: Representación de una persona utilizando el electrogoniómetro

## 4.2. Planos

Los planos de ensamble, despiece y electrónicos se listan en la Tabla 4.1 y se muestran en el Anexo B. En cada plano se ha sido asignado un código que está dividido en tres partes: las dos primeras letras indican el tipo de plano (PE = plano de ensamble, PD = plano de despiece, DE = diagrama eléctrico), las dos siguientes letras indicarán el formato de tamaño del plano según la norma internacional ISO 216, y finalmente las dos últimas letras indicarán el número correlativo de planos.

Tabla 4.1 Planos del sistema

Plano	Código
Esquema del sistema completo	PE-A2-00
Módulo de medición	PE-A3-01
Módulo de control	PE-A3-02
Tapa módulo de medición	PD-A3-03
Base módulo de medición	PD-A0-04
Tapa módulo de control	PD-A3-05
Base módulo de control	PD-A2-06
Diagrama electrónico	DE-A4-07

### 4.3. Estimación de costos

En la estimación del costo se ha considerado tanto el costo de diseño, el costo de fabricación, el costo de los componentes y en los casos que corresponda el costo de envío. A continuación, se detallan las consideraciones tomadas para cada uno de los costos mencionados.

#### 4.3.1 Costo de diseño

Los costos de diseño son proporcionales a la cantidad de horas invertidas desde que se inició la investigación, y teniendo en cuenta el costo por hora de un practicante de ingeniería mecatrónica. El desarrollo del proyecto ha sido llevado a cabo por un asistente de ingeniería a lo largo de 16 semanas de 5 días cada una y 5 horas al día. Además, el proyecto ha sido revisado 2 horas semanalmente a cargo de un ingeniero senior. En la Tabla 4.2 se muestra el resumen del costo de diseño, el cual se estima en S/. 20,800.00.

Tabla 4.2: Costo de diseño

Servicio	Costo por hora (S/. / hora)	Tiempo de diseño (horas)	Total (S/.)
Diseño de ingeniería	40.00	400	16,000.00
Supervisión de ingeniería	150.00	32	4,800.00
<b>Total</b>			<b>20,800.00</b>

#### 4.3.2 Costo de fabricación

El costo de fabricación del dispositivo de medición contempla los costos de componentes comerciales, los costos de manufactura, los de ensamble y puesta a punto, así como costos por imprevistos que se pueden presentar en la fabricación del dispositivo.

##### Costo de componentes comerciales

En la Tabla 4.3 se detallan cada uno de los componentes utilizados, su cantidad y el costo unitario de cada producto. En algunos casos los componentes a utilizar, no se encuentran en el Perú por lo que se le añade un costo de envío y se realiza la conversión de dólares a nuevos soles según el tipo de cambio vigente al 13 de setiembre del 2021

(1 dólar equivale a 4.09 soles). En la última fila se encuentra “componentes adicionales”, en el cual se han incluido algunos componentes como resistencias, tornillos, cables, entre otros.

Tabla 4.3: Costo de componentes comerciales

Componente	Cantidad	Costo Unitario (S/.)	Costo de envío (S/.)	Costo Total (S/.)
Módulo bluetooth(hm-10)	1	40.00	Disponible Lima	40.00
Acelerómetro (ADXL345)	4	12.00	Disponible Lima	48.00
ItsyBitsy M0 Express	1	48.91	23.86	72.77
Módulo microSD (HW-125)	1	12.00	Disponible Lima	12.00
Sensor de voltaje (FZ0430)	1	6.30	Disponible Lima	6.30
Regulador de voltaje (XL6009)	1	10.00	Disponible Lima	10.00
LED F3-3mm	5	0.30	Disponible Lima	1.50
Pantalla OLED SSD1306	1	25.00	Disponible Lima	25.00
Batería SLW 503450	1	13.89	23.86	37.75
Tarjeta PCB perforada	1	3.00	Disponible Lima	3.00
Correa de velcro	1	10.00	Disponible Lima	10.00
Componentes adicionales	1	20.00	Disponible Lima	20.00
			<b>Total</b>	<b>286.32</b>

### Costo de componentes a manufacturar

La cotización de los costos de manufactura se realizó con un proveedor local, debido a que las piezas no son de gran tamaño. Además, más de una puede ser impresa al mismo tiempo, lo cual reduciría el costo de manufactura, pero para poder obtener el costo de fabricación de cada pieza se ha considerado que cada una es impresa independientemente. En la Tabla 4.4 se detalla el precio de cada componente a utilizar.

Tabla 4.4: Costo de manufactura en impresión 3D

Componente	Cantidad	Costo Unitario (S/.)	Costo Total (S/.)
Tapa protector acelerómetro	4	12.84	51.36
Base protector acelerómetro	2	15.87	31.74
Base protector general	1	41.75	41.75
Tapa protector general	1	16.50	16.50
			<b>Total</b>
			<b>141.35</b>

### Costo total de fabricación

Finalmente, luego de haber obtenido los costos en cada sección, en la Tabla 4.5 se muestra el costo final de fabricación del electrogoniómetro, también se ha agregado el costo de ensamble el cual contempla la unión y el correcto funcionamiento de todos

los componentes, adicionalmente se ha agregado un 10% debido a un margen de seguridad procedente de cualquier imprevisto, la suma de los costos mencionados asciende hasta los S/.800.43.

Tabla 4.5: Costo total de fabricación

<b>Concepto</b>	<b>Costo (S/.)</b>
Componentes comerciales	286.32
Manufactura	141.35
Ensamblado	300.00
Imprevistos (10%)	72.76
<b>Total</b>	<b>800.43</b>



## OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

Todos los componentes seleccionados han sido seleccionados de forma que otorguen la mayor vida útil al dispositivo, y que la tecnología que incorpora no llegue a ser obsoleta en los próximos años. De igual manera para las piezas impresas en 3D se ha considerado un proceso adicional el cual permite otorgar un mejor aspecto visual al dispositivo.

En el desarrollo de los agujeros roscados se ha optado que estos sean realizados con una herramienta y no sean impresos directamente, debido a que los módulos de protección del dispositivo presentan agujeros de tamaño reducido en los cuales se necesita un mayor grado de precisión.

Si bien el dispositivo ha sido diseñado para poder utilizarse en personas de diferentes edades y contextura, el especialista en salud debe configurar los parámetros iniciales de acuerdo al largo del brazo de cada persona y, además, colocar los componentes del electrogoniómetro de manera que estén alineados a lo largo del brazo, en caso contrario los valores obtenidos no serán los correctos.

Debido a que cada acelerómetro puede presentar un error, y el conjunto de acelerómetros un error acumulado, luego de cada calibración se debe corroborar que el error que presentaba cada acelerómetro inicialmente ha sido disminuido, esta tarea será realizada con ayuda de un manual de calibración que vendrá con el electrogoniómetro, el fin de realizar la calibración es conseguir el menor error posible, el cual se verá reflejado en el valor que observa el usuario.

Si bien el dispositivo se ha desarrollado principalmente para ser usado en el sector salud, debido a sus características puede usarse como objeto de estudio e integrarse a videojuegos de realidad virtual donde se intenta simular los movimientos de la persona lo más preciso posible. De esta manera, el dispositivo presenta una mayor versatilidad y propone una mejora continua en su desarrollo.

Si bien se pueden realizar estimaciones del error máximo que puede presentar el dispositivo, debido a que se puede realizar comparaciones con investigaciones en

donde se han utilizado el mismo tipo de sensores, la estimación obtenida va a diferir de la realidad debido a que cada sensor presenta un error único y, además, se tiene que tener en cuenta el máximo error que se podría generar en caso el especialista en salud no haya alineado los sensores correctamente.

Si bien el dispositivo no ha podido ser implementado de manera física, las diferentes ecuaciones utilizadas, así como los procesos de manufactura empleados, han sido obtenidos de diversas investigaciones en el cual los resultados obtenidos han sido bastante positivos. No obstante, se recomienda realizar un prototipo y validar todo el diseño en conjunto. La realización del prototipo podría traer consigo nuevos puntos de mejora. También se podría obtener el valor del error máximo que llegaría a presentar el dispositivo.



## CONCLUSIONES

El uso de la metodología VDI 2206 (Metodología de diseño de sistemas mecatrónicos) y VDI 2221 (Métodos para el desarrollo y diseño de sistemas técnicos y productos) permitió cumplir el objetivo principal de diseñar un electrogoniómetro que permite medir los ángulos de flexo-extensión y prono-supinación, para la evaluación de las diferentes propuestas de solución se hizo uso de la norma VDI 2225, la cual permitió obtener la mejor propuesta de solución. Asimismo, el diseño, al no tener elementos rígidos que conecten los protectores del brazo y antebrazo, permite que los movimientos de flexo-extensión se realicen de manera normal y sin ningún tipo restricción, lo que permite tener un valor de medición más cercano al real.

Debido al diseño del electrogoniómetro y la flexibilidad que existe entre las módulos de protección del brazo y antebrazo, se puede medir de 0-150° para los movimientos de flexo-extensión, y de 80° a 90° para la pronación y supinación respectivamente, adicionalmente al poder almacenar los valores medidos y graficarlos, permite al especialista en salud analizar más factores, como puede ser el tiempo que demora de la persona en realizar un movimientos completo de flexión y extensión, también se puede analizar si la persona llegó al rango de movimiento completo en cada una de las repeticiones.

Separar el módulo de medición del módulo de control, permitió no solo reducir el tamaño del electrogoniómetro, sino también permite abarcar a una mayor cantidad de usuarios y longitudes de brazo, los cuales finalmente se verán beneficiados por el dispositivo diseñado.

La autonomía diseñada para el dispositivo permite que este pueda ser utilizado de manera continua por dos horas seguidas, sin embargo, si se distribuye su uso quince minutos en intervalos de dos horas puede llegar a durar una jornada laboral completa de ocho horas sin necesidad de recargarse.

El costo de diseño, en el cual se ha considerado el tiempo invertido y el tiempo de revisión del asesor resulta un total de S/. 20,800.00, y el costo total para la fabricación del dispositivo asciende a S/. 800.00 aproximadamente. Considerando un margen de

ganancia respecto al precio de venta, este costo permite que el dispositivo sea accesible a más personas debido a que el precio de venta de dispositivos con funcionalidades similares se encuentra alrededor de \$1,000.00. No obstante, el costo final del dispositivo podría verse disminuido si se realiza una producción en serie, debido a que más piezas podrían realizarse en una sola impresión 3D. Asimismo, el costo de los componentes, así como el costo de importación presentarían una notable reducción en su precio.



## BIBLIOGRAFÍA

- [AAOS, 2016] AAOS. (2016). Codo de tenista (epicondilitis lateral) (Tennis Elbow (Lateral Epicondylitis)) - OrthoInfo - AAOS. orthoinfo.  
<https://orthoinfo.aaos.org/es/diseases--conditions/codo-de-tenista-epicondilitis-lateral-tennis-elbow-lateral-epicondylitis/>
- [Andreu, 2016] Andreu, A. (2016, 21 junio). Lesiones más corrientes de brazo y codo. Biomecanicamente. Recuperado de:  
<http://www.biomecanicamente.org/mibienestar/item/576-lesiones-mas-corrientes-de-brazo-y-codo.html>
- [Bill, 2013] Bill, E. (2013, 26 marzo). ADXL345 Digital Accelerometer. Adafruit Learning System.  
<https://learn.adafruit.com/adxl345-digital-accelerometer/programming?fbclid=IwAR1sE0vHIPadN5Ahj0rGU8pVQd0Lk3eOwTTnnpEJ2aTn0GCZYz5rf4KPr0I>
- [Chapleau, 2011] Chapleau, Julien & Canet, Fanny & Petit, Yvan & Laflamme, G-Yves & Rouleau, Dominique. (2011). Validity of Goniometric Elbow Measurements: Comparative Study with a Radiographic Method. *Clinical orthopaedics and related research*. 469. 3134-40. 10.1007/s11999-011-1986-8.
- [Corvalan, 2018] Corvalán M, Vega R. Evaluación Clínica de Codo. *Rev. Actuali. Clinic. Meds*. Vol. 2. Num 2, JulioDiciembre (2018). ISSN 0719-8620, pp 49-69.
- [Donno, 2008] M. Donno, E. Palange, F. Di Nicola, G. Bucci and F. Ciancetta, "A New Flexible Optical Fiber Goniometer for Dynamic Angular Measurements: Application to Human Joint Movement Monitoring," in *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 57, no. 8, pp. 1614-1620, Aug. 2008, doi: 10.1109/TIM.2008.925336.
- [Faisal, 2019] Faisal, A.I.; Majumder, S.; Mondal, T.; Cowan, D.; Naseh, S.; Deen, M.J. Monitoring Methods of Human Body Joints: State-of-the-Art and Research Challenges. *Sensors* 2019, 19, 2629. <https://doi.org/10.3390/s19112629>
- [Fan, 2018] Fan, A. "How to Improve Inclination-Measurement Accuracy Using An Accelerometer. *FierceElectronics*", 2018.  
<https://www.fierceelectronics.com/components/how-to-improve-inclination-measurement-accuracy-using-accelerometer>
- [Fornalski, 2003] Fornalski S., Gupta R., Lee T. (2003) Anatomy and Biomechanics of the Elbow Joint. *Techniques in Hand and Upper Extremity Surgery*.  
[http://courses.washington.edu/bioen520/notes/Elbow\\_Anatomy\\_&\\_Biomechanics\\_\(Fornalski,\).pdf](http://courses.washington.edu/bioen520/notes/Elbow_Anatomy_&_Biomechanics_(Fornalski,).pdf)
- [Granados, 2017] Granados L., Duron A., Bazan I., Ramirez-Garcia A. and Rizo-Diaz F. J., "Design and implementation of an electrogoniometer for upper limb," 2017 Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE), Tuxtla Gutierrez, 2017, pp. 1-4, doi: 10.1109/GMEPE-PAHCE.2017.7972118.
- [Guerrero, 2019] Guerrero, A. (2019, 9 noviembre). RIGIDEZ EN EL CODO. *Rehabilitación Premium Madrid*.  
<https://rehabilitacionpremiummadrid.com/blog/alvaro-guerrero/rigidez-en-el-codo/>
- [Johnson, 2021] Johnson, Peter & Blackstone, J.M.. (2021). Kids and gender: Differences in exposure and how anthropometric differences could be incorporated computer input device design. 1-7.

- [Luis, 2017] Luis I., Perez B., Rivera B., Cano C., Elías D.. 2017. Design and Implementation of an Electrogoniometer System for Ankle and Knee Motion Assessment in Health Care. In Proceedings of the 9th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Technology (ICBBT '17). Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, 76–79. DOI:<https://doi.org/10.1145/3093293.3093306>
- [Marin-Garcia, 2020] Marin-Garcia G. , Vazquez-Guzman G. , Sosa J. M. , Lopez A. R. ., Martinez-Rodriguez P. R, Langarica D. , "Battery Types and Electrical Models: A Review," 2020 IEEE International Autumn Meeting on Power, Electronics and Computing (ROPEC), Ixtapa, Mexico, 2020, pp. 1-6, doi: 10.1109/ROPEC50909.2020.9258711.
- [Mayoclinic, 2020] Codo de golfista - Síntomas y causas - Mayo Clinic. (2020, 10 octubre). mayoclinic.  
<https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/golfers-elbow/symptoms-causes/syc-20372868>
- [Mercado, 2014] Mercado I. M. , de la Haye G. I. , Contreras-Ortiz S. H., "Design of an electrogoniometer based on accelerometers for the evaluation of sports gesture in weight lifting," 2014 III International Congress of Engineering Mechatronics and Automation (CIIMA), Cartagena, Colombia, 2014, pp. 1-3, doi: 10.1109/CIIMA.2014.6983436.
- [MINSA, 2015] MINSA, Norma técnica de salud N°113 “Infraestructura y equipamiento de los establecimientos de salud del primer nivel de atención” 2015 , Perú, P. 80. <http://bvs.minsa.gob.pe/local/minsa/3366.pdf>
- [Mubashar, 2021] Mubashar, R., Siddique, M.A.B., Rehman, A.U. et al. Comparative performance analysis of short-range wireless protocols for wireless personal area network. *Iran J Comput Sci* (2021). <https://doi-org.ezproxybib.pucp.edu.pe/10.1007/s42044-021-00087-1>
- [Müller, 2016] Müller, Philipp & Bégin, Marc-André & Schauer, Thomas & Seel, Thomas. (2016). Alignment-Free, Self-Calibrating Elbow Angles Measurement Using Inertial Sensors. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* (accepted). PP. 10.1109/JBHI.2016.2639537.
- [Owens, 2020] Owens, J. G., Rauzi, M. R., Kittelson, A., Graber, J., Bade, M. J., Johnson, J., & Nabhan, D. (2020). How New Technology Is Improving Physical Therapy. <https://doi.org/10.1007/s12178-020-09610-6>
- [Patel, 2020] Patel, H., Lala, S., Helfner, B. et al. Lesiones por uso excesivo del tenis en la extremidad superior. *Skeletal Radiol* 50, 629–644 (2021). <https://doi-org.ezproxybib.pucp.edu.pe/10.1007/s00256-020-03634-2>
- [Polymeris, 2014] Polymeris Antonis, Katsoulis Georgios, Peter D. Papapetrou, "An Average Body Circumference Can Be a Substitute for Body Mass Index in Women", *Advances in Medicine*, vol. 2014, Article ID 592642, 6 pages, 2014. <https://doi.org/10.1155/2014/592642>
- [Ramussen, 2020] Rasmussen J.V., Olsen B.S. (2020) Biomechanics of the Elbow Joint. In: Watts A.C., Funk L., Hayton M., Ng C.Y., Walton M. (eds) *Sports Injuries of the Elbow*. Springer, Cham. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-52379-4\\_3](https://doi.org/10.1007/978-3-030-52379-4_3)
- [Rijn, 2018] Rijn, Suzanne & Zwerus, Elisa & Koenraadt, Koen & Jacobs, Wilco & van den Bekerom, Michel & Eygendaal, Denise. (2018). The reliability and validity of goniometric elbow measurements in adults: A systematic review of the literature. *Shoulder & Elbow*. 10. 175857321877432. 10.1177/1758573218774326.

- [Sears, 2020] Sears, B. (2020). This Is How Your Physical Therapist Measures Joint Range of Motion. Verywell Health.  
<https://www.verywellhealth.com/what-is-a-goniometer-2696128#:~:text=A%20goniometer%20is%20a%20device,at%20the%20joint%20of%20interest>.
- [Shiratsu, 2013] Shiratsu A., Coury H.J.C.G., “Reliability and accuracy of different sensors of a flexible electrogoniometer”, Brazil, ELSEVIER, 2013.
- [Taboadela, 2007] Taboadela, C. H. (2007). Goniometría: Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales [Libro electrónico].  
<http://www.medisoftware.com.ve/Download/Normas/libro-goniometria.pdf>
- [Wilk, 2012] Wilk, K., Macrina, L., Cain, E., Dugas, J. R., & Andrews, J. R. (2012). Rehabilitation of the Overhead Athlete’s Elbow.  
<https://doi.org/10.1177/1941738112455006>
- [Zhong, 2018] Y. Zhong and Y. Xu, "A calibration method of UAV accelerometer based on levenberg-marquardt iteration algorithm," *2018 Chinese Control And Decision Conference (CCDC)*, 2018, pp. 5634-5638, doi: 10.1109/CCDC.2018.8408114.



## ANEXO A: Matrices morfológicas

Tabla A.1. Alternativas de solución del dominio mecánico

Funciones parciales	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
<b>Proteger componentes</b>	Caja de plástico 	Caja de acero inoxidable 	
<b>Posicionar dispositivo</b>	Manos del especialista en salud 		
<b>Alinear dispositivo</b>	Manos del especialista en salud 		
<b>Ajustar dispositivo al paciente</b>	Correas con velcro 	Correas de ajuste 	Bridas de plástico 
<b>Rotar antebrazo en flexión y extensión</b>	Antebrazo del paciente 		
<b>Rotar antebrazo en pronación y supinación</b>	Antebrazo del paciente 		
<b>Desajustar dispositivo</b>	Manos del especialista en salud 		
<b>Retirar dispositivo</b>	Manos del especialista en salud 		

↓ **S1**     ↓ **S2**     ↓ **S3**

Tabla A.2. Alternativas de solución del dominio eléctrico – electrónico

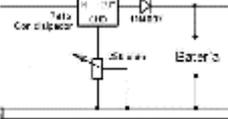
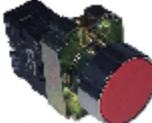
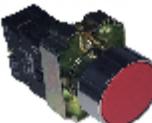
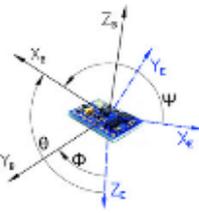
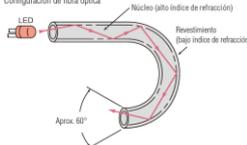
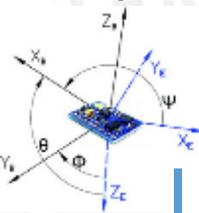
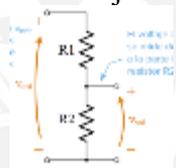
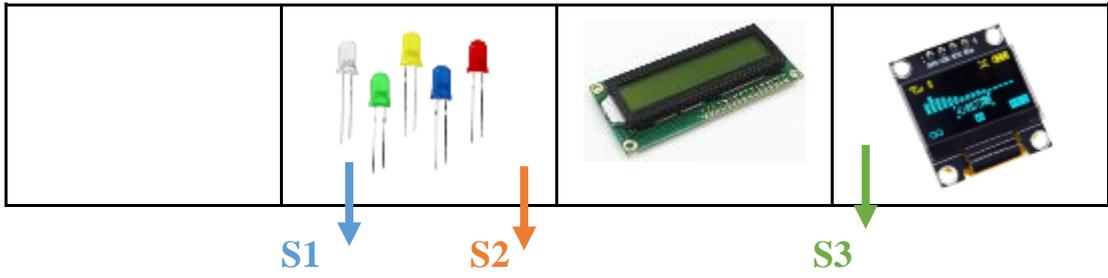
Funciones parciales	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
<b>Conectar baterías</b> 	Manos del especialista en salud 		
<b>Cargar baterías</b>	Circuito de recarga 	Módulo para cargar baterías 	Cargador de enchufe 
<b>Suministrar energía</b>	Batería de ion de litio 	Batería de polímero de litio 	Batería de hidruro de níquel-metal 
<b>Acondicionar energía</b>	Regulador de voltaje lineal 	Regulador de voltaje conmutado 	
<b>Encender/apagar dispositivo</b>	Interruptor 	Pulsador 	Perilla 
<b>Cambiar tipo de medición</b>	Interruptor 	Pulsador 	Perilla 



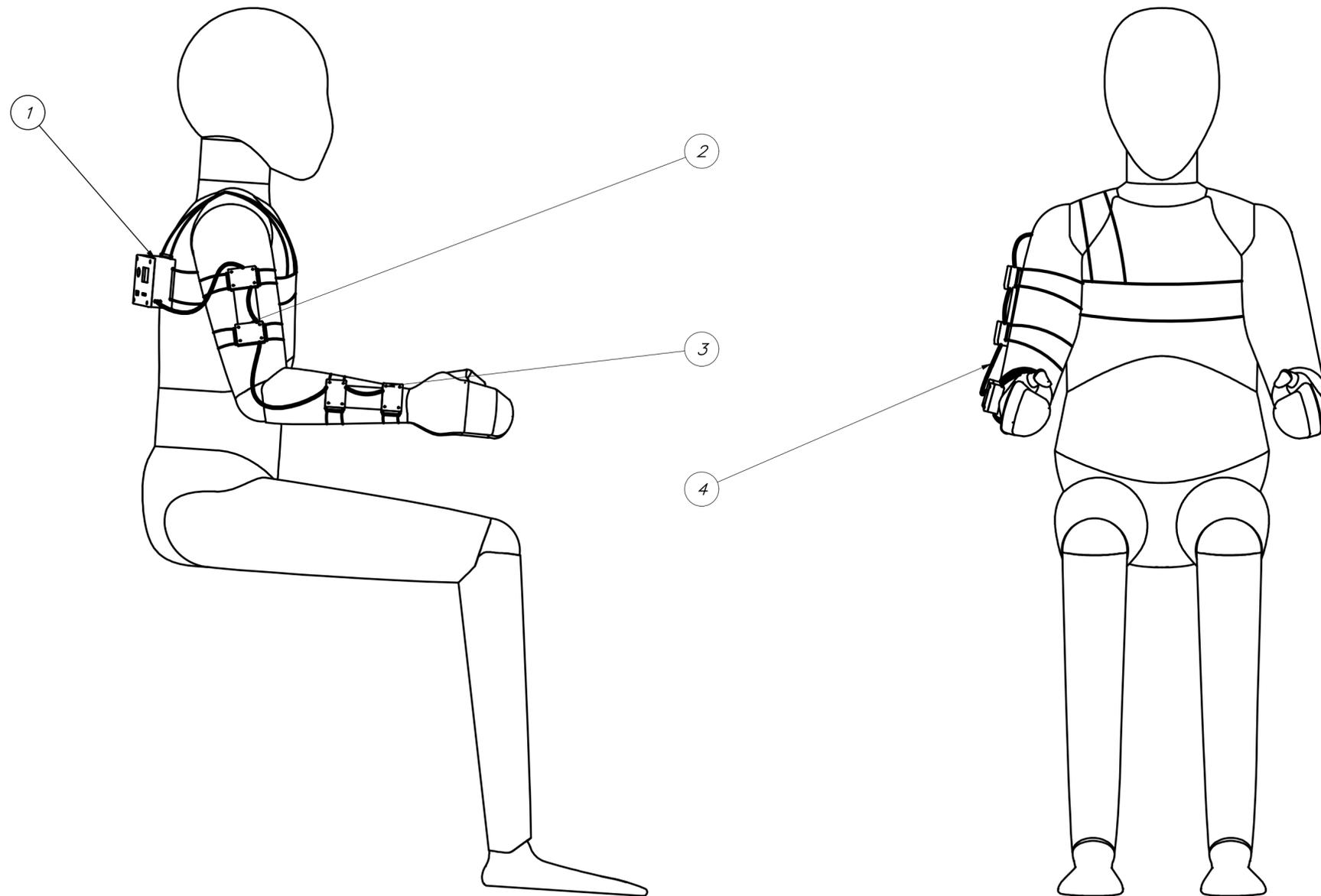
Tabla A.3. Alternativas de solución del dominio control

Funciones parciales	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
<b>Medir ángulos de flexión y extensión del codo</b>	IMU 	Potenciómetro + barras rectas rígidas 	Sensor de fibra óptica 
<b>Medir ángulos de pronación y supinación codo</b>	IMU 	Inclinómetro 	
<b>Medir voltaje de la batería</b>	Sensor de voltaje 	Circuito Divisor de Voltaje 	
<b>Enviar información</b>	Bluetooth 	Wi-fi 	Zigbee 
<b>Procesar señal, cambiar nivel de batería, detectar dispositivo móvil, emparejar dispositivo móvil</b>	Microcontrolador 	Microprocesador 	FPGA 
<b>Mostrar valores medidos</b>	Pantalla LCD 	Pantalla OLED 	Pantalla color TFT 
<b>Mostrar estado de la batería</b>	Leds 	Pantalla LCD 	Pantalla OLED 



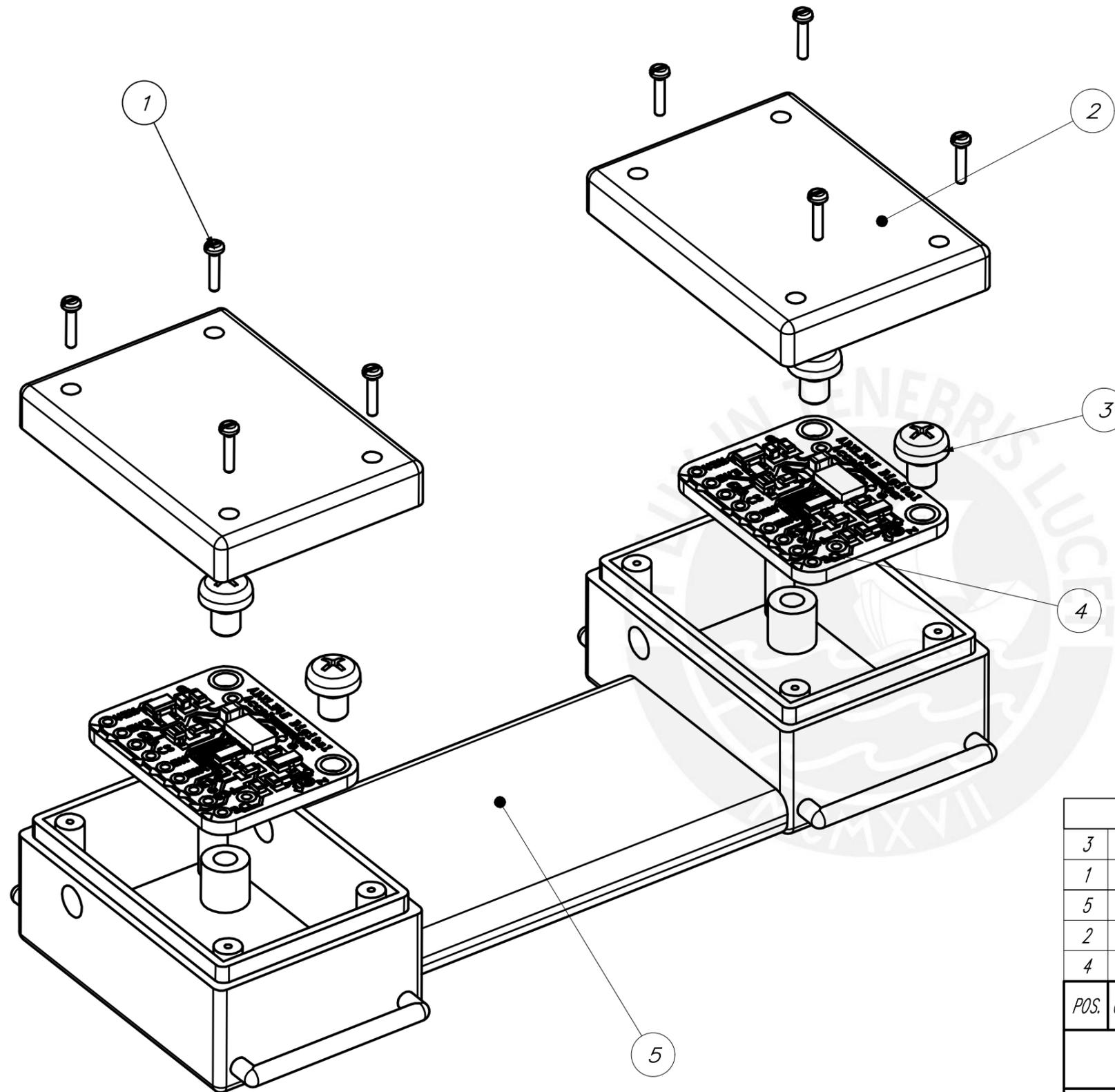
**ANEXO B: Planos**





EL MÓDULO DE CONTROL Y LOS MÓDULOS DE MEDICIÓN DEL BRAZO Y ANTEBRAZO ESTÁN SUJETOS AL CUERPO A TRAVÉS DE CORREAS DE VELCRO

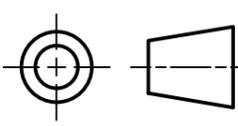
PARTS LIST					
4	1	Cables recubiertos			
3	1	Módulo de medición del brazo		PE-A3-01	
2	1	Módulo de medición del antebrazo		PE-A3-01	
1	1	Módulo de control		PE-A3-02	
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA					
MÉTODO DE PROYECCIÓN		DISEÑO DE UN ELECTROGONIÓMETRO PARA MEDIR LOS ÁNGULOS DE FLEXO-EXTENSIÓN Y PRONO-SUPINACIÓN DEL CODO		ESCALA	
		<b>ESQUEMA DEL SISTEMA COMPLETO</b>		<b>1:5</b>	
				FECHA: 2021.11.03	
20161428		FELIX RUIZ, JAVIER ANTONIO		PLANO: PE-A2-00	

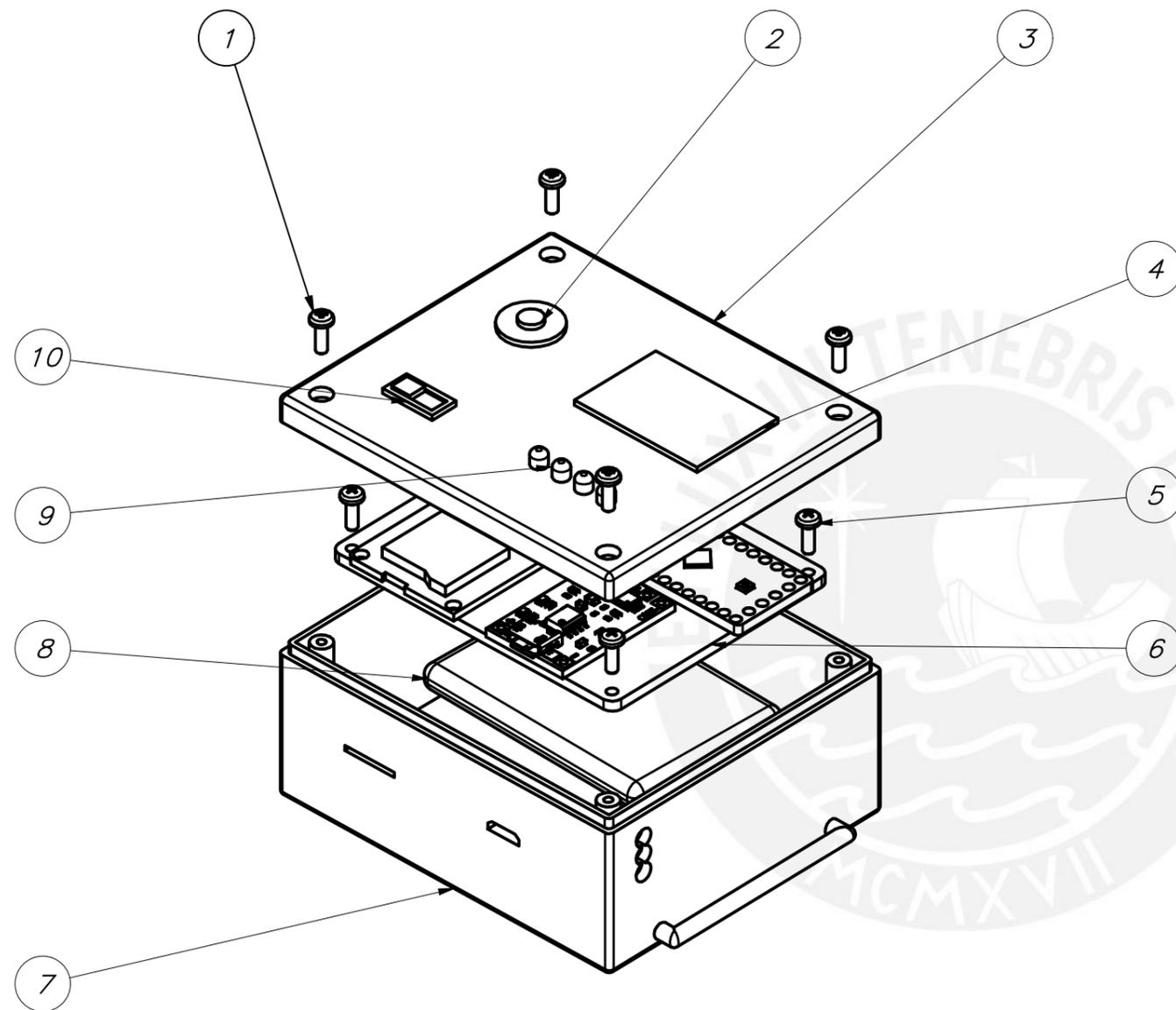


EL MÓDULO DE MEDICIÓN ES IDÉNTICO PARA EL BRAZO Y ANTEBRAZO

PARTS LIST					
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
3	4	Tornillo M3 x 4 - 4.8 - H	ISO 7045	Acero	
1	8	Tornillo- M1 x 5	JIS B 1101	Acero, suave	
5	1	Base módulo de medición			PD-A0-04
2	2	Tapa modulo de medición			PD-A3-03
4	2	ADXL345 Digital Accelerometer			

<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ</b> FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN  	DISEÑO DE UN ELECTROGONIÓMETRO PARA MEDIR LOS ÁNGULOS DE FLEXO-EXTENSIÓN Y PRONO-SUPINACIÓN DEL CODO  <b>MÓDULO DE MEDICIÓN</b>	ESCALA  <b>5:1</b>
		FECHA: 2021.11.03
20161428	FELIX RUIZ, JAVIER ANTONIO	PLANO: PE-A3-01

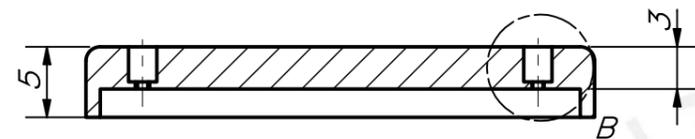


PARTS LIST					
10	1	Switch para cambio de medición			Grove - Switch
9	3	LED F3-3mm			
8	1	Batería			SLW 503450
7	1	Base módulo de control			PD-A2-06
6	1	Tarjeta de control			
5	4	Tornillo M2 x 6 - 4.8 - H	ISO 7045	Acero	
4	1	Pantalla			OLED SSD1306
3	1	Tapa módulo de control			PD-A3-05
2	1	Boton de encendido			AKTSC6 SERIES
1	4	Tornillo M2x0.4 x 6		Acero	

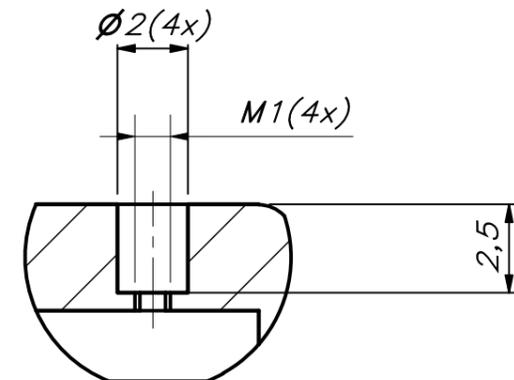
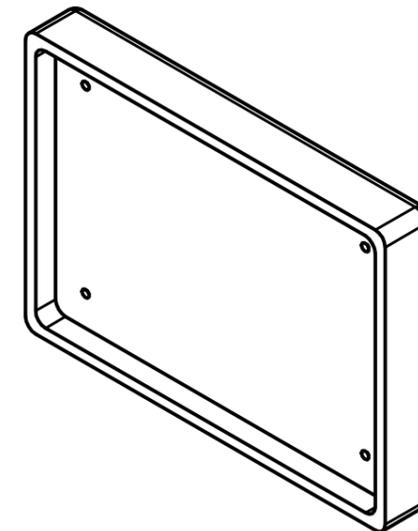
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
------	-------	-------------	-------	----------	---------------

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA

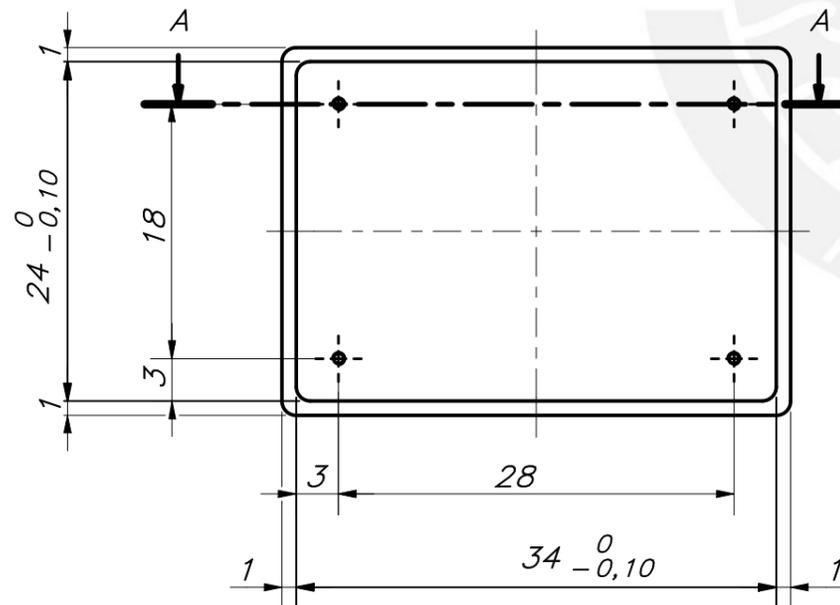
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN ELECTROGONIÓMETRO PARA MEDIR LOS ÁNGULOS DE FLEXO-EXTENSIÓN Y PRONO-SUPINACIÓN DEL CODO	ESCALA
	<b>MÓDULO DE CONTROL</b>	1:1
		FECHA: 2021.11.02
20161428	FELIX RUIZ, JAVIER ANTONIO	PLANO: PE-A3-02



CORTE A-A



DETALLE B  
ESCALA 5 : 1



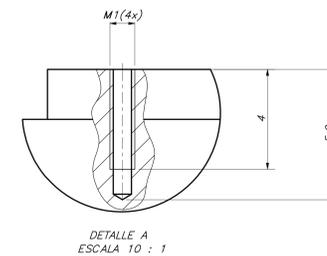
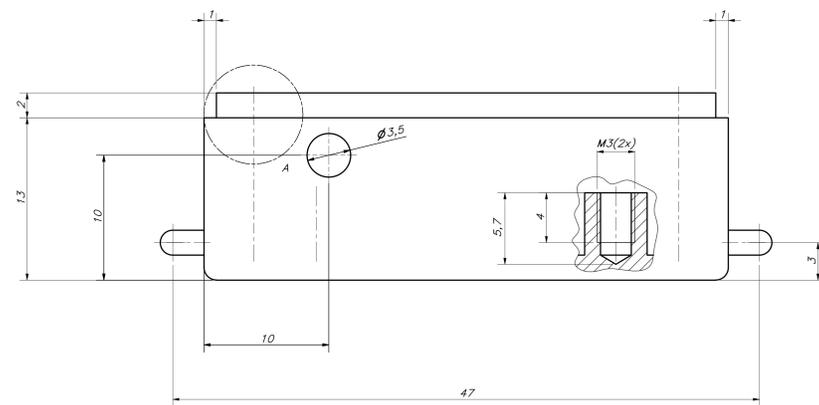
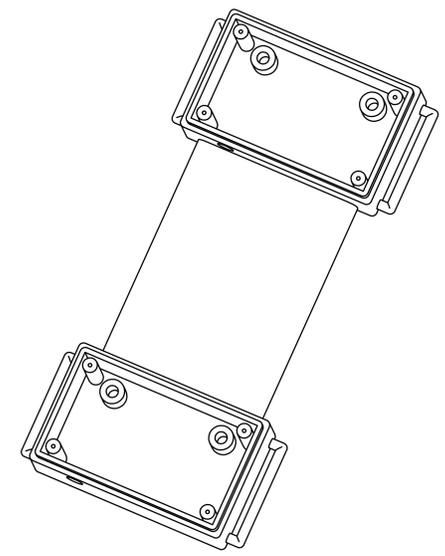
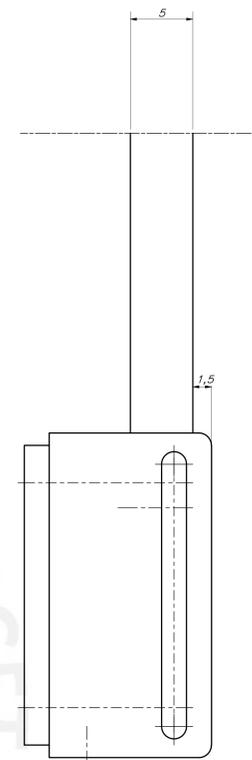
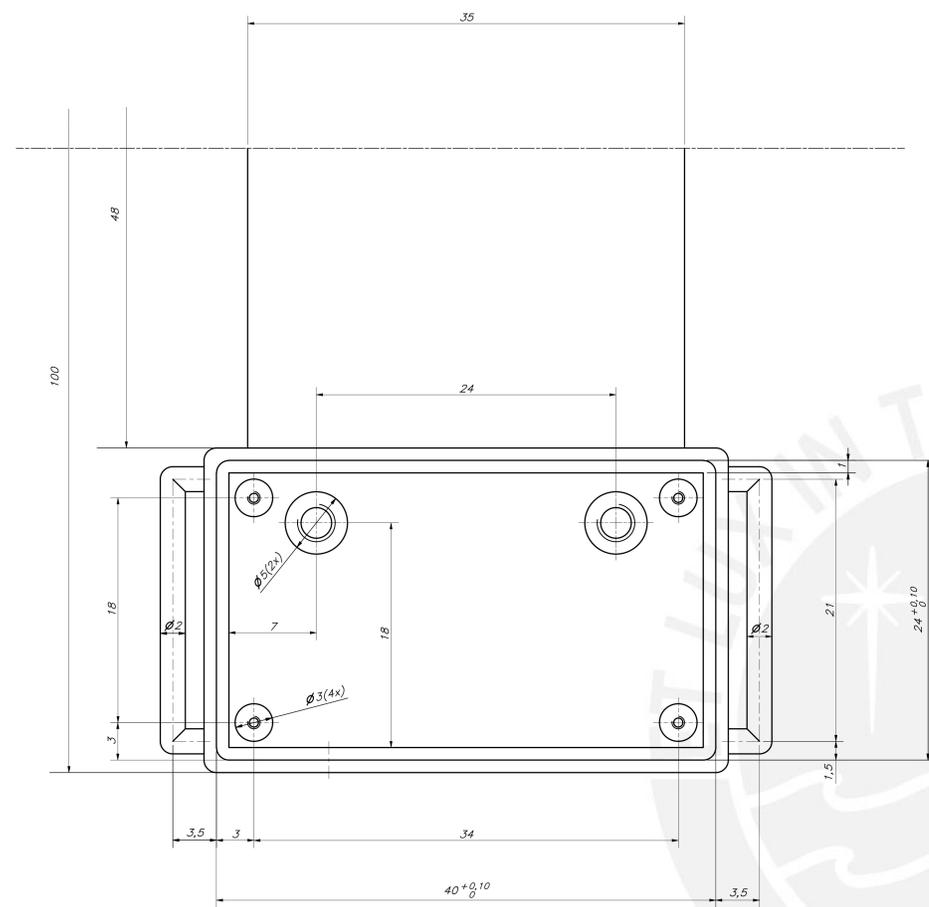
REDONDEOS NO MOSTRADOS R1

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

TOLERANCIAS DIMENSIONALES  
SEGÚN DIN ISO 2768-1

GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000	Más de 1000 hasta 2000
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5	±0,8	±1,2

ACABADO SUPERFICIAL 3.2/	TOLERANCIA GENERAL DIN 2768 MEDIO	MATERIAL FMD ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN ELECTROGONIÓMETRO PARA MEDIR LOS ÁNGULOS DE FLEXO-EXTENSIÓN Y PRONO-SUPINACIÓN DEL CODO  <b>TAPA MÓDULO DE MEDICIÓN</b>	ESCALA <b>2:1</b>
20161428	FELIX RUIZ, JAVIER ANTONIO	FECHA: 2021.11.03 PLANO: PD-A3-03

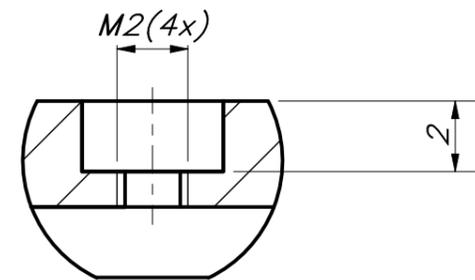
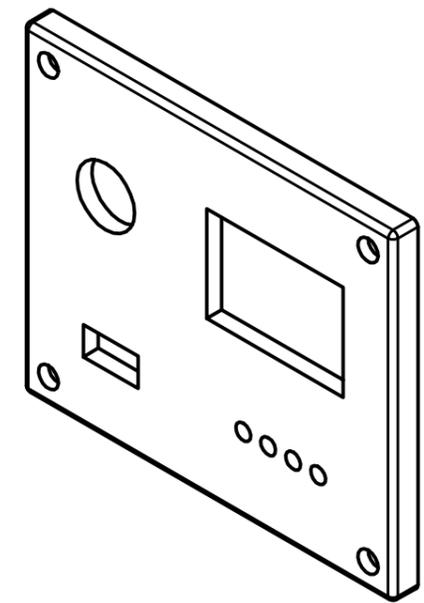
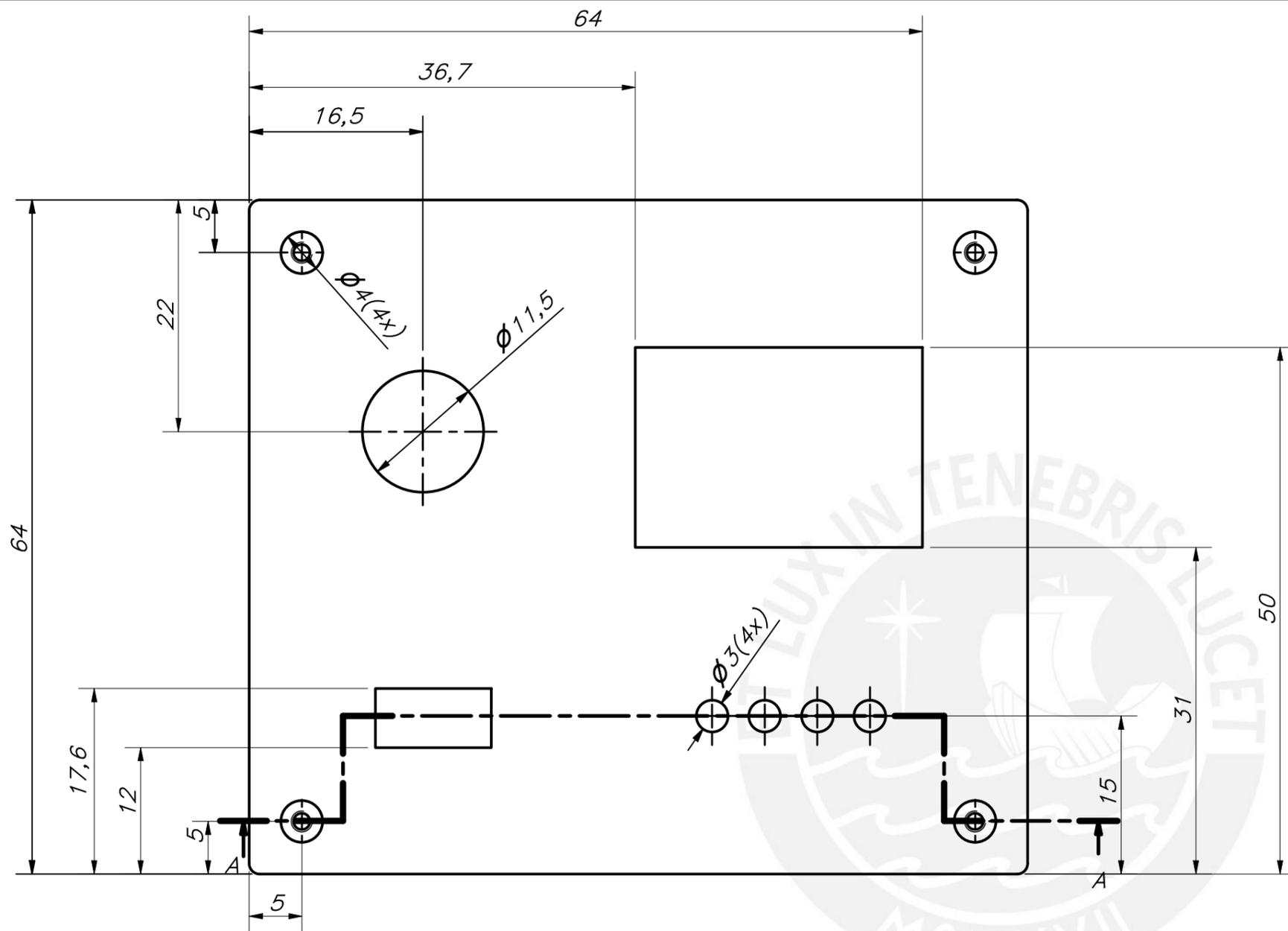


TOLERANCIAS DIMENSIONALES						
SEGÚN DIN ISO 2768-1						
GRADO DE EXACTITUD	H7	H8	H9	H10	H11	H12
MEDIO	±0.1	±0.15	±0.2	±0.3	±0.5	±1.0

REDONDEOS NO MOSTRADOS R1

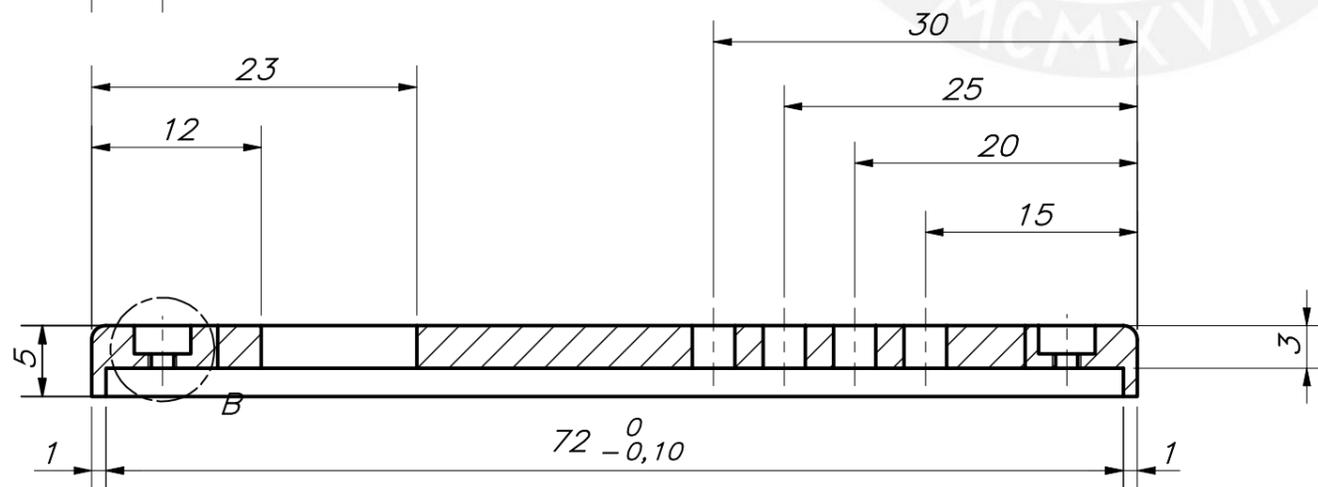
Densidad de la pieza: 100%  
 Altura de capa: 0.12mm  
 Velocidad de impresión: 60mm/s

ACABADO SUPERFICIAL 3.2/	TOLERANCIA GENERAL DIN 2768 MEDIO	MATERIAL FDM ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN ELECTRODINAMÓMETRO PARA MEDIR LOS ANGULOS DE FLEJO-EXTENSIÓN Y PRONO-SUPINACIÓN DEL CODO	ESCALA 5:1
	<b>BASE MÓDULO DE MEDICIÓN</b>	FECHA: 2021.11.02
20161428	FELIX RUIZ, JAVIER ANTONIO	PLANO: PD-A0-04



DETALLE B  
ESCALA 5 : 1

REDONDEOS NO MOSTRADOS R1



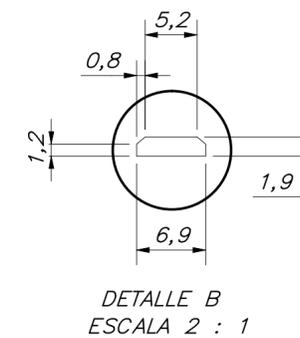
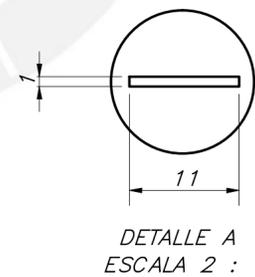
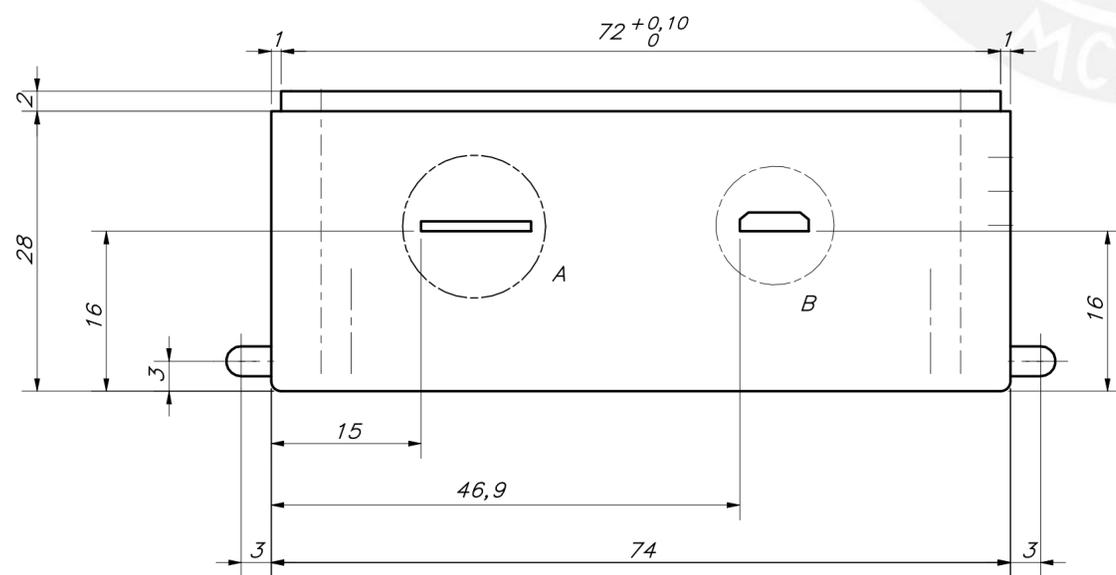
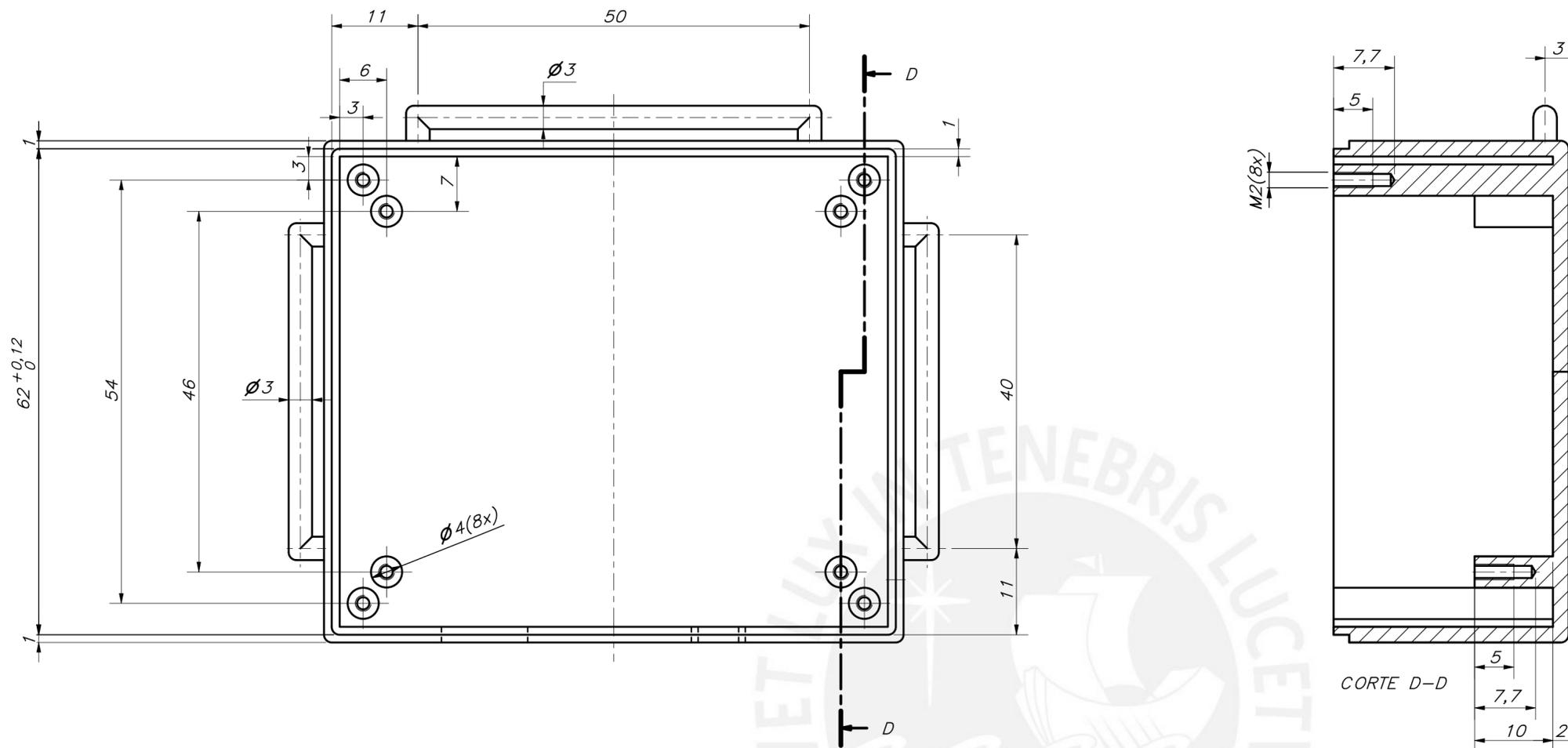
CORTE A-A

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

TOLERANCIAS DIMENSIONALES  
SEGÚN DIN ISO 2768-1

GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000	Más de 1000 hasta 2000
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5	±0,8	±1,2

ACABADO SUPERFICIAL 3.2	TOLERANCIA GENERAL DIN 2768 MEDIO	MATERIAL FDM ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN ELECTROGONIÓMETRO PARA MEDIR LOS ÁNGULOS DE FLEJO-EXTENSIÓN Y PRONO-SUPINACIÓN DEL CODO	ESCALA 2:1
	<b>TAPA MÓDULO DE CONTROL</b>	FECHA: 2021.11.02
20161428	FELIX RUIZ, JAVIER ANTONIO	PLANO: PD-A3-05



TOLERANCIAS DIMENSIONALES SEGÚN DIN ISO 2768-1							
GRADO DE EXACTITUD	Más de 0,5 hasta 3	Más de 3 hasta 6	Más de 6 hasta 30	Más de 30 hasta 120	Más de 120 hasta 400	Más de 400 hasta 1000	Más de 1000 hasta 2000
MEDIO	±0,1	±0,1	±0,2	±0,3	±0,5	±0,8	±1,2

REDONDEOS NO MOSTRADOS R1

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

ACABADO SUPERFICIAL 3.2	TOLERANCIA GENERAL DIN 2768 MEDIO	MATERIAL FDM ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN ELECTROGONIÓMETRO PARA MEDIR LOS ÁNGULOS DE FLEXO-EXTENSIÓN Y PRONO-SUPINACIÓN DEL CODO	ESCALA 2:1
	<b>BASE MÓDULO DE CONTROL</b>	FECHA: 2021.11.01
20161428	FELIX RUIZ, JAVIER ANTONIO	PLANO: PD-A2-06

