

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

Facultad de Ciencias e Ingeniería



DISEÑO DE UN PIE PROTÉSICO QUE PERMITA DETERMINAR LAS FUERZAS DE CONTACTO EN PENDIENTES, ESCALONES Y SUPERFICIES CON IRREGULARIDADES DURANTE LA MARCHA

Tesis para optar el título de Ingeniero Mecatrónico,
que presenta el bachiller

Bruno Sebastian Miranda Quispe

ASESORA: Mag. Victoria Elizabeth Abarca Pino

Lima, agosto del 2021

RESUMEN

El siguiente documento presenta un diseño de pie protésico que permite determinar las fuerzas de contacto en pendientes, escalones y superficies con irregularidades durante la marcha, el cual incluye un sistema de sensado; este monitoreo es importante pues se demuestra que los usuarios unilaterales sufren condiciones degenerativas en la columna baja y cadera, pues comúnmente emplean más su miembro sano como punto de apoyo. Por el motivo presentado, esta tesis tiene como objetivo realizar el diseño de un pie protésico que permita determinar las fuerzas de contacto en pendientes, escalones y superficies irregulares durante la marcha; y, con estas obtenidas se podrían realizar protocolos biomecánicos del pie, ya que se tendría en conocimiento el valor de la variable fuerza. La estructura del desarrollo está basada en la búsqueda de antecedentes que describan la biomecánica del pie y los pies protésicos actuales sea en fase comercial, investigativa o patentados para obtener la manera de cómo las prótesis de pie se adaptan a diversas superficies. En adición, se parte del diseño conceptual de un pie protésico; este diseño contempla la forma y material para la verificación mecánica. Una vez se tenga el concepto, se valida por medio de cálculos mecánicos de cinética y resistencia para comprobar que soporte el peso de 90 kgf de un usuario, peso seleccionado acorde a la carga para la cual están fabricados los pies protésicos comerciales, y obtener la fuerza máxima de contacto en el caso más crítico de movimiento con el fin de seleccionar el sensor adecuado y las cantidades correspondientes. Luego, se realiza el filtro de las señales leídas y la selección de componentes que acompañan a lo relacionado con los circuitos eléctricos-electrónicos; estos se ubican en una carcasa y no en el mismo pie. Posteriormente, se realizan los planos mecánicos, eléctricos-electrónicos y la sección de costos. Además, se acota que la importancia del diseño de una prótesis de pie que permita detectar las fuerzas de contacto es que puede saber el estado actual del miembro inferior con relación a la homogeneidad de la carga con respecto del otro.

INDICE DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN	i
ÍNDICE DE TABLAS	v
ÍNDICE DE FIGURAS.....	vii
INTRODUCCIÓN	ix
CAPÍTULO I: ANTECEDENTES	1
1.1. Biomecánica del pie	2
1.1.1. Planos y tipos de movimiento	3
1.1.2. Rangos de movimiento.....	3
1.2. Pies protésicos.....	4
1.2.1. Pies protésicos dinámicos comerciales	5
1.2.1.1. Pie protésico C-Walk 1C40	5
1.2.1.2. Pie dinámico de carbono 1H04Y	6
1.2.1.3. Pie element	6
1.2.2. Pies protésicos en investigación.....	7
1.2.2.1. Respuesta a carga de una prótesis estática.....	7
1.2.2.2. Respuesta a carga de una prótesis dinámica.....	8
1.2.2.3. Respuesta a carga de una prótesis dinámica con amortiguador en el tubo	9
1.2.3. Patentes.....	10
1.2.3.1. Pie protésico con capacidad regulable.....	10
1.3. Mecanismos con sistemas de sensado.....	11
1.3.1. Sensores en el encaje de prótesis para amputación parcial de pie	11
1.3.2. Sensores para el control de fuerza en prótesis de mano	12
1.4. Diseño conceptual de un pie protésico que permita determinar las fuerzas de contacto pie-piso	13
CAPÍTULO II: DISEÑO MECÁNICO	14
2.1. Cálculos mecánicos.....	15
2.1.1. Consideraciones preliminares	15
2.1.2. Cálculos estáticos	21
2.1.2.1. Pie en reposo.....	21

2.1.2.2. Pie empinado	22
2.1.3. Cálculos dinámicos	23
2.1.3.1. Marcha en condiciones normales	24
2.1.3.2. Marcha en rampas, escaleras y superficies irregulares.....	25
2.1.3.2.1. Rampas.....	25
2.1.3.2.2. Escaleras	26
2.1.3.2.3. Superficies irregulares	26
2.1.4. Fuerza máxima en los sensores	28
2.2. Selección de material del armazón	30
2.3. Diseño del pie protésico.....	32
2.4. Simulación del material del pie protésico.....	36
CAPÍTULO III: SISTEMA ELECTRÓNICO.....	38
3.1. Arquitectura de hardware.....	39
3.2. Diagrama de operaciones.....	40
3.3. Componentes eléctricos y electrónicos.....	42
3.3.1. Selección de sensores de fuerza	42
3.3.2. Circuito para amplificar señales con filtro pasabajos.....	43
3.3.3. Selección de sensor inercial	50
3.3.4. Selección de convertidor DC/DC Boost.....	51
3.3.5. Selección de convertidor DC/DC Buck	54
3.3.6. Selección de batería recargable	56
3.3.7. Selección de cargador de batería recargable	57
3.3.8. Selección de interruptor y led indicador	58
3.4. Diagramas esquemáticos y PCB.....	61
3.4.1. Diagramas esquemáticos	62
3.4.2. Diseño de PCB	66
3.5. Diseño de carcasa electrónica	69
CAPÍTULO IV: PLANOS Y COSTOS.....	78
4.1. Planos.....	79
4.2. Costos.....	80
4.2.1. Costos de diseño.....	80
4.2.2. Costos de componentes mecánicos	81
4.2.3. Costos de componentes eléctricos-electrónicos	81
4.2.4. Costos de servicios	83
4.2.5. Costos totales.....	85

CONCLUSIONES	86
RECOMENDACIONES.....	88
BIBLIOGRAFÍA	89



ÍNDICE DE TABLAS

Pág.

Tabla 1.1. Rangos del movimiento del pie en cada plano	4
Tabla 2.1. Longitud de la prótesis acorde a la masa del usuario	15
Tabla 2.2. Dimensiones generales del pie en hombres y mujeres	18
Tabla 2.3. Fuerza reactiva del suelo en ensayo de marcha a condiciones normales.....	24
Tabla 2.4. Fuerza reactiva del suelo en ensayo de subir y bajar una rampa	25
Tabla 2.5. Fuerza reactiva del suelo en ensayo de subir y bajar escaleras	26
Tabla 2.6. Fuerza reactiva del suelo en superficies irregulares	27
Tabla 2.7. Fuerzas reactivas del suelo para los diferentes casos	28
Tabla 2.8. Cantidad de sensores por sección de la planta del pie	29
Tabla 2.9. Parámetros recomendados para la impresión 3D.....	34
Tabla 3.1. Comparación de sensores de fuerza.....	42
Tabla 3.2. Comparación de amplificadores operacionales	45
Tabla 3.3. Componentes para el amplificador de señal con filtro	47
Tabla 3.4. Datos escogidos para la simulación.....	48
Tabla 3.5. Voltaje de salida del circuito de amplificación.....	49
Tabla 3.6. Comparación de sensores inerciales	51
Tabla 3.7. Comparación elevadores DC/DC.....	52
Tabla 3.8. Comparación reductores DC/DC	55
Tabla 3.9. Comparación de baterías recargables	57
Tabla 3.10. Comparación de cargadores de baterías recargables	58
Tabla 3.11. Características de interruptor basculante	59
Tabla 3.12. Características del led indicador	59
Tabla 3.13. Ancho de pista para una altura de cobre de 35 micras.....	66
Tabla 3.14. Cálculo y selección de resistencias SMD para PCB.....	67
Tabla 3.15. Propiedades mecánicas del ABS.....	71
Tabla 3.16. Parámetros para el esfuerzo máximo de torsión	72
Tabla 4.1. Listado de planos de despiece, ensamble y eléctricos-electrónicos.....	79
Tabla 4.2. Costos de diseño del pie protésico y carcasa electrónica.....	80
Tabla 4.3. Costos de componentes mecánicos.....	81
Tabla 4.4. Costos de componentes eléctricos-electrónicos importados.....	82
Tabla 4.5. Costos de componentes eléctricos-electrónicos nacionales.....	83

Tabla 4.6. Costos de filamento de fibra de carbono importados	84
Tabla 4.7. Costos de servicios en el mercado local	84
Tabla 4.8. Costos totales	85



ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1. Pie.....	2
Figura 1.2. Planos de movimiento del pie.....	3
Figura 1.3. Plano tridimensional de los movimientos del pie.....	4
Figura 1.4. C-Walk 1C40.....	5
Figura 1.5. Pie 1H04Y	6
Figura 1.6. Pie element	7
Figura 1.7. Pie protésico simulado.....	8
Figura 1.8. Prótesis transtibial	9
Figura 1.9. Prótesis transtibial amortiguada	10
Figura 1.10. Pie protésico regulable	11
Figura 1.11. Sensor Tactilus Free Form circular	12
Figura 1.12. Sensores FlexiForce.....	12
Figura 1.13. Diseño conceptual de prótesis usada como referencia	13
Figura 2.1. Medidas del pie para el diseño de productos.....	16
Figura 2.2. Dimensiones generales del pie para una longitud de 250 mm	17
Figura 2.3. Dimensiones específicas del pie.....	18
Figura 2.4. Criterio de dimensionamiento de pie por el estándar ISO 10328.....	19
Figura 2.5. Dimensionamiento total del pie para diseño de pie protésico	20
Figura 2.6. Pie en posición estática.....	21
Figura 2.7. Pie en posición de empinamiento.	23
Figura 2.8. Plataforma irregular para el ensayo de la marcha	27
Figura 2.9. Áreas de contacto sensorial del pie	29
Figura 2.10. Vista sagital del pie protésico.....	31
Figura 2.11. Diseño del pie protésico	33
Figura 2.12. Vistas de las partes del pie protésico.....	34
Figura 2.13. Pieza inferior	35
Figura 2.14. Pieza inferior unida con la salida de los sensores.....	36
Figura 2.15. Simulación de material y forma del pie protésico	37
Figura 3.1. Diagrama de bloques del sistema de sensado.....	39

Figura 3.2. Diagrama de operaciones	41
Figura 3.3. Circuito de amplificación para sensores FlexiForce	43
Figura 3.4. Simulación del circuito de amplificación y filtrado	48
Figura 3.5. Gráfico de Voltaje vs. Fuerza.....	49
Figura 3.6. Corriente para alimentar el circuito de acondicionamiento.....	50
Figura 3.7. Gráfico de eficiencia versus corriente de salida del elevador	53
Figura 3.8. Gráfico de eficiencia versus corriente de salida del reductor	55
Figura 3.9. Esquema del diodo con el resto de la carga.....	60
Figura 3.10. Simulación del circuito del led	61
Figura 3.11. Diagrama esquemático de las entradas de los sensores FlexiForce A301.....	62
Figura 3.12. Diagrama esquemático del circuito de acondicionamiento	63
Figura 3.13. Diagrama esquemático de la etapa de potencia	64
Figura 3.14. Diagrama esquemático de las entradas del sensor inercial.....	65
Figura 3.15. Diagrama esquemático de las salidas sensoriales.....	65
Figura 3.16. Simulación de voltajes y corrientes en las resistencias del PCB.....	67
Figura 3.17. Diseño de PCB	69
Figura 3.18. Diagrama para hallar el espesor de la carcasa electrónica	70
Figura 3.19. Sección transversal de la caja con las cargas aplicadas.....	71
Figura 3.20. Modelamiento de esfuerzos cortantes para una sección rectangular.....	72
Figura 3.21. Sección transversal donde se aplica la carga cortante	74
Figura 3.22. Carcasa electrónica.....	76
Figura 3.23. Modelo integrado del pie protésico y la carcasa electrónica.....	77

INTRODUCCIÓN

El pie es una estructura compleja que permite realizar una de las actividades más importantes de las personas: caminar; por ende, la pérdida o amputación de este miembro sería contraproducente para la población. Esto hace mención al hecho de ya no poder realizar la marcha de forma convencional.

En Perú, el Instituto Nacional de Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores” cuenta con una unidad conocida como Investigación, Docencia y Atención en Ayudas Biomecánicas (DIDAB-Biomecánica) la cual apoya a los pacientes con la confección de prótesis para miembro inferior, superior, entre otros (INR,2020). No se cuenta con una estadística actual de peruanos con amputación (El Comercio,2019) pero, hasta el año 2014, se sabe que el 70% de los pacientes con diabetes se les debe amputar su miembro inferior (Andina,2014).

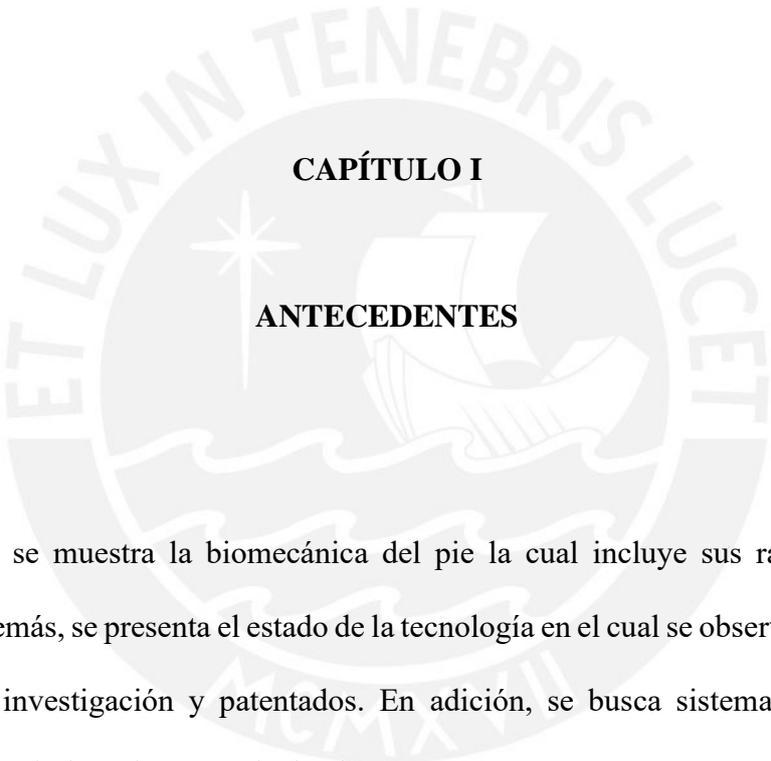
Debido a este motivo, en el mundo, existen compañías que fabrican prótesis de miembro inferior las cuales funcionan como el reemplazo en la zona amputada. Estas pueden ser estáticas o dinámicas; las estáticas sirven solamente para apoyarse en ellas y las dinámicas pueden adaptarse a diversas superficies (Mediprax,2020). Sin embargo, se sabe que del 68 al 88% de los pacientes unilaterales experimentan condiciones degenerativas en la cadera y columna baja porque utilizan más su miembro sano para el apoyo y marcha; esto es provocado por la poca homogeneidad de las fuerzas de contacto pie-piso (Laferrier,2010).

Por lo tanto, el desarrollo del diseño de un pie protésico que permita determinar las fuerzas de contacto en diferentes condiciones de marcha es importante pues se podrá monitorear la

caminata y saber a la vez cuándo se está sobre apoyando en el miembro sano. Esto monitoreos se emplearían para generar protocolos biomecánicos.

El **objetivo general** es realizar el diseño de una prótesis de pie que permita detectar las fuerzas de contacto pie-piso en pendientes, escalones y superficies con irregularidades durante la marcha. Los **objetivos específicos** son realizar una investigación de los antecedentes; el cual incluye una revisión a la biomecánica del pie, descripción y estado de la tecnología de los pies protésicos actuales, búsqueda de sistemas de sensado y de un diseño conceptual de pie protésico. Además, con respecto al diseño y selección de componentes, se brinda consideraciones preliminares de dimensionamiento a partir de modelos de prótesis dinámicas existentes para el propio diseño con un sistema de sensado; después de esto se selecciona el material del armazón. Del mismo modo, se realiza lo referente a los circuitos eléctricos-electrónicos. Finalmente, se elabora planos de despiece-ensamble, eléctricos-electrónicos y el cálculo respectivo de costos.

El siguiente dispositivo busca ayudar los siguientes aspectos: social, económico, tecnológico y social. En el aspecto **social**, las personas mejorarán su calidad de vida y aumentará su índice de empleabilidad. En el aspecto **económico**, promoverá la inversión a sistemas de monitoreo en el área protésica. En el aspecto **tecnológico**, el desarrollo de sistemas de sensado en prótesis incrementará. En el aspecto **ambiental**, la durabilidad de la prótesis hará que la fabricación de estas sea de periodos más largos lo cual reduciría el impacto negativo en el ambiente



CAPÍTULO I

ANTECEDENTES

En este capítulo se muestra la biomecánica del pie la cual incluye sus rangos y tipos de movimiento. Además, se presenta el estado de la tecnología en el cual se observan los productos comerciales, de investigación y patentados. En adición, se busca sistemas de sensado en plantillas para acoplarlas a las prótesis de pie.

1.1. Biomecánica del pie

El pie es el medio de contacto entre el suelo y la persona. Este cuenta con dos estructuras generales: estática, huesos y ligamentos que lo componen, y dinámica, cinética de los huesos a al realizar sus movimientos (Chan,1994).

Los mecanismos estáticos son aquellos encargados de la atenuación de fuerza dentro del pie por la aponeurosis plantar, la resistencia a la tracción de los ligamentos de la planta y el efecto de los metatarsianos y la congruencia articular de los huesos tarsales y metatarsianos (Donatelli,1985).

La estructura dinámica hace alusión a los movimientos triplanos de pronación y supinación La pronación define los movimientos de abducción, flexión dorsal y eversión (Figura 1.1.(a)) y la supinación es conformada por aducción, flexión plantar e inversión (Figura 1.1.(b)). Ambos movimientos comúnmente se desarrollan durante la marcha (Donatelli,1985).

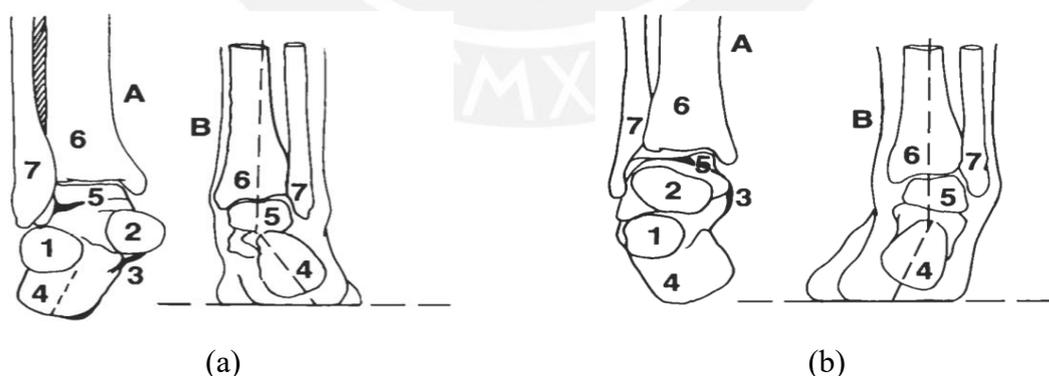


Figura 1.1. Pie (a)Pronación (b) Supinación (c)

Tomado de "Normal Biomechanics of the Foot and Ankle", por Donatelli, 1985.

1.1.1. Planos y tipos de movimiento

En el movimiento del pie, los movimientos de pronación y supinación se desarrollan en tres planos: el sagital, frontal y el transversal. En el plano sagital (Figura 1.2.(a)), los movimientos son flexión dorsal y flexión plantar, en el plano transversal (Figura 1.2.(b)); aducción y abducción al (Figura 1.2.(c)); inversión y eversión (Chan,1994).

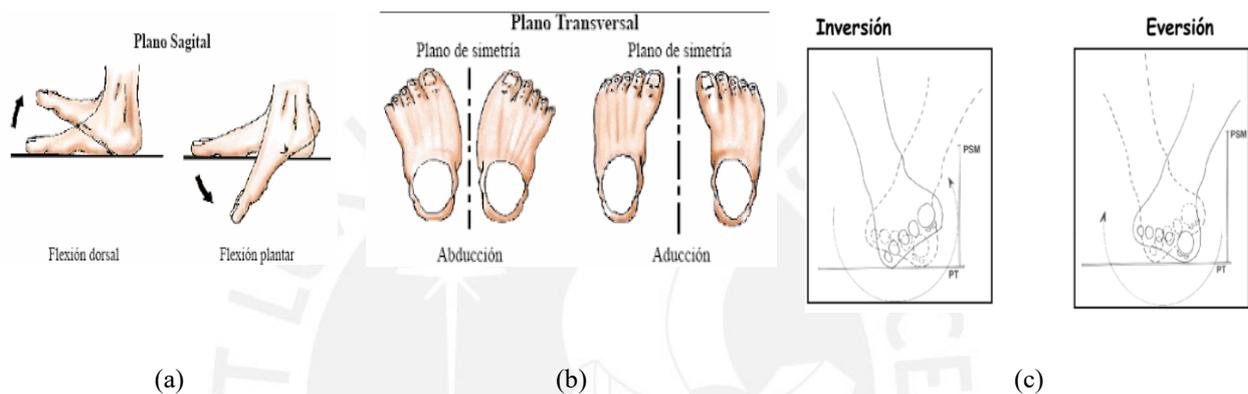


Figura 1.2. Planos de movimiento del pie (a)Plano Sagital (b)Plano Transversal (c)Plano Frontal.

Tomado de "Foot Biomechanics During Walking and Running", por Chan, 1994.

Tomado de "Movimiento del pie en los tres planos", por Samper, 2013.

1.1.2. Rangos de movimiento

El tobillo ejecuta los movimientos triplanos del pie. En la Tabla 1.1 se muestra el rango de valores promedio de cada tipo de movimiento en cada plano y en la Figura 1.3 se aprecia al pie en un sistema de ejes tridimensional donde se describe cada actividad desarrollada por el tobillo.

Tabla 1.1. Rangos del movimiento del pie en cada plano.

Plano	Movimiento	Rango en °C
Sagital	Flexión dorsal	20,3 - 29,8
	Flexión plantar	30,0 - 40,0
Transversal	Abducción	15,4 - 25,9
	Aducción	22,0 - 36,0
Frontal	Inversión	14,5 - 22,0
	Eversión	10,0 - 17,0

Nota. Tomado de “Dispositivo biomédico destinado a la rehabilitación de tobillo por medio de movimiento pasivo”, por Cerón, 2016.

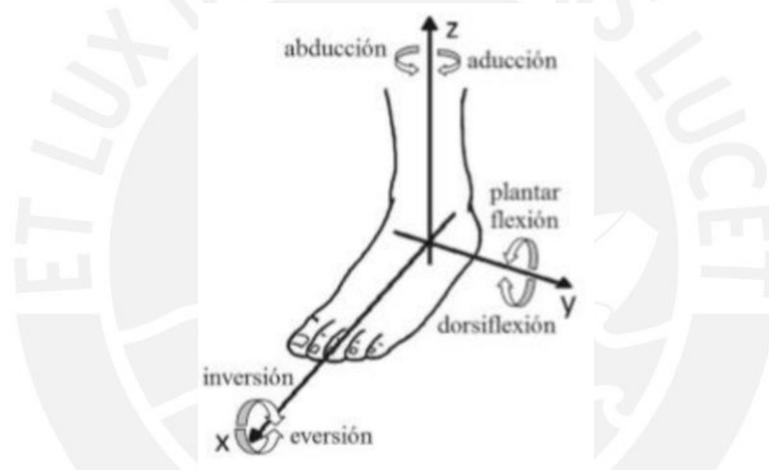


Figura 1.3. Plano tridimensional de los movimientos del pie

Tomado de “Dispositivo biomédico destinado a la rehabilitación de tobillo por medio de movimiento pasivo, por Cerón, 2016.

1.2. Pies protésicos

Los pies protésicos son usados para reemplazar al miembro real cuando sucede la amputación. Estos se pueden clasificar entre estáticos y dinámicos. Los estáticos se usan como solo una extensión de reemplazo para poder ejecutar la marcha; sin embargo, no está articulado como para que pueda ejercer algún movimiento en los planos mencionados. Los dinámicos cuenta con un encaje para una unión tipo tobillo el cual permite movilidad en tres planos y se adaptan

bien a las superficies de contacto (Mediprax,2020). Por esta razón, se usa como modelo base un pie dinámico al cual se le debe agregar un sistema de sensado de fuerzas.

1.2.1. Pies protésicos dinámicos comerciales

En este nivel es importante definir el nivel de actividad (K) que la prótesis brinda: K1; movimiento cerrado, generalmente para estar en casa y se requiere de un soporte para el apoyo (bastón), K2; movimientos cerrados con salidas medias a la calle, K3; se pueden realizar actividades abiertas como correr, K4; pensado para deportistas con actividades de trotar, correr y saltar (Colombia,2018).

1.2.1.1. Pie protésico C-Walk 1C40

Este pie protésico (Figura 1.4) es desarrollado por la compañía alemana Ottobock. Está diseñado de fibra de carbono, reduce la carga entre el lado de la prótesis y el lado sano debido a su resorte en forma de C que amortigua y devuelve la energía durante la marcha. puede soportar pesos de 75 a 100kg, sus niveles de actividad son el K3 y K4 (Ottobock,2014).



Figura 1.4. C-Walk 1C40

Tomado de Ottobock (2014): Pie protésico C-Walk 1C40

1.2.1.2. Pie dinámico de carbono 1H04Y

La empresa española Orliman se dedica a la fabricación de prótesis de miembro inferior. El pie de la Figura 1.5 está hecho de carbono y cuenta con un módulo de conexión transfemoral. Por la forma de diseño, garantiza estabilidad en la fase de soporte en todo el pie y la devolución de la energía en la fase del impulso trasero. Sus tamaños van desde 24 a 28cm, soportar carga de 50 a 125 kg, sus niveles de actividad son K2 y K3 (Orliman,2019).



Figura 1.5. Pie 1H04Y

Tomado de "Pie dinámico de carbono", por Orliman, 2019

1.2.1.3. Pie element

EMO es otra empresa española que se dedica a la confección de prótesis de pie. El Pie element (Figura 1.6) es uno de sus modelos que está fabricado de fibra de carbono, su diseño está basado en ballestas dobles recuperadoras de energía y también se incluye una tercera ballesta que proporciona apoyo durante la marcha desde el soporte de talón. Presenta tamaños de 22 a 30 cm, soporta cargas de 46 a 126,5 kg, diseñado para pacientes con niveles de actividad K3 y K4.



Figura 1.6. Pie element
Tomado de EMO: Pie Element

1.2.2. Pies protésicos en investigación

En esta sección se describirán las investigaciones hechas con prótesis de pie donde se precias uno de tipo estático y dos dinámicos con sus respectivas deformaciones realizadas de esfuerzos. Estos pies son parte de prótesis transtibiales, pero solo se evalúa la respuesta en la zona de contacto con el piso.

1.2.2.1. Respuesta a carga de una prótesis estática

Se describe un modelo de una prótesis transtibial y la simulación a carga estática. Esta simulación está basada en el método de elementos finitos y mediante la representación de un usuario de 1.70m de altura con 80 kgf.

El desarrollo de la simulación siguió la distribución de partes según la Figura 1.7.(a). El tubo permite la adaptación entre el socket y el pie. Finalmente, el pie, que es un prototipo *sach*. En

la Figura 1.7.(b). se observan las deformaciones y; en la Figura 1.7.(c), los desplazamientos (el esfuerzo máximo aplicado en el pie fue de 0.14 MPa). Se concluyó que la prótesis debía ser hecha a la medida del individuo y el material debería cambiar con un peso inferior a los 80 kgf (Camargo,2012).

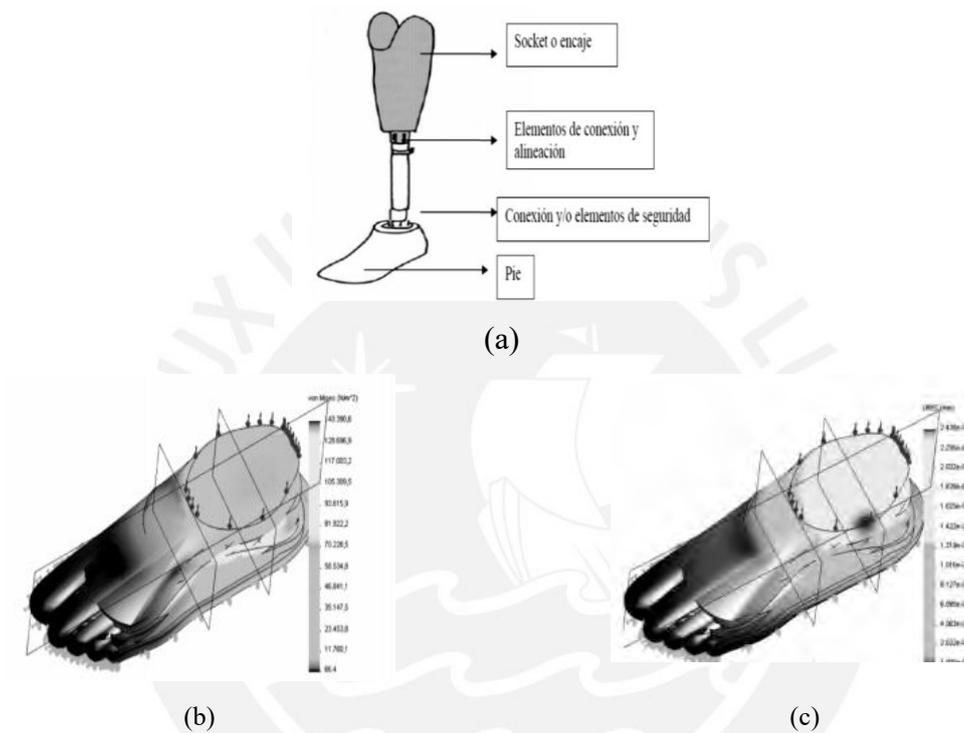


Figura 1.7. Pie protésico simulado (a)Estructura de soporte (b)Deformación del pie
(c)Desplazamiento del pie

Tomado de “Response to Transtibial Prosthesis Load with Finite Elements during Stance and Swing”, por Camargo, 2012

1.2.2.2. Respuesta a carga de una prótesis dinámica

El pie es de carácter dinámico pues al momento de pisar deben tener una parte central deformable, comportamiento parecido al resorte, para promover la devolución de energía al momento de caminar. En la Figura 1.8.(a) se observa la zona central deformable la cual no está tocando el suelo. El análisis de la prótesis transtibial se hace por el método de elementos finitos

como se aprecia en la Figura 1.8.(b) para una carga de 70 kgf. Se da a conocer que el esfuerzo máximo equivalente en el pie fue de 68 MPa (Doberti,2015).

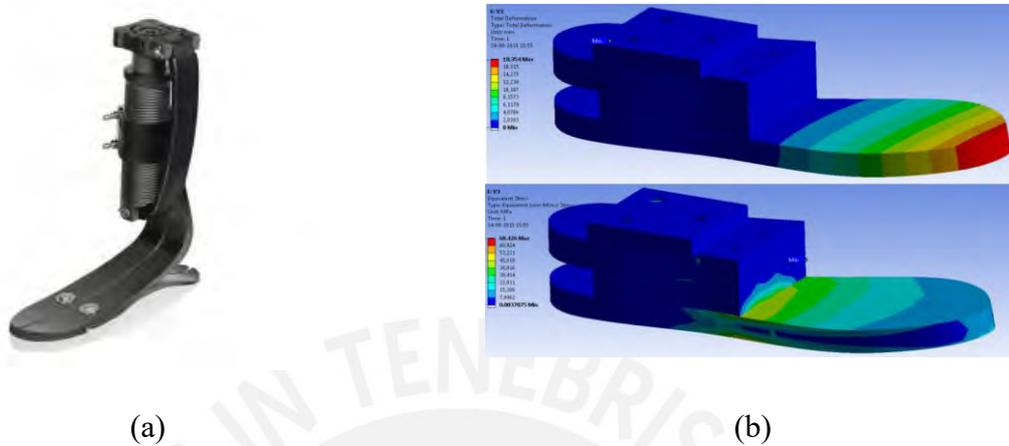


Figura 1.8. Prótesis transtibial (a)Pie con amortiguación extra (b) Respuesta del sistema pie ante carga frontal (Arriba) Deformación (Abajo) esfuerzos de Von-Mises

Tomado de “Diseño de una prótesis de pierna para amputados transtibiales, por Doberti, 2015.

1.2.2.3. Respuesta a carga de una prótesis dinámica con amortiguador en el tubo

Este diseño se basa en la personalización de una prótesis transtibial pues el paciente podrá reducir el giro del pie de acuerdo a sus necesidades. El aople de la prótesis se ve en la Figura 1.9.(a). Entre el pie protésico y el resto de la prótesis se localiza un pistón que funciona como amortiguador. En la parte del talón cuenta con una celda de carga para le fuerza de contacto productos por una carga frontal de una persona de 90 kgf con una altura de 1.76 m. En la Figura 1.9.(b) se aprecia que el esfuerzo máximo de 34 MPa (García, 2012).

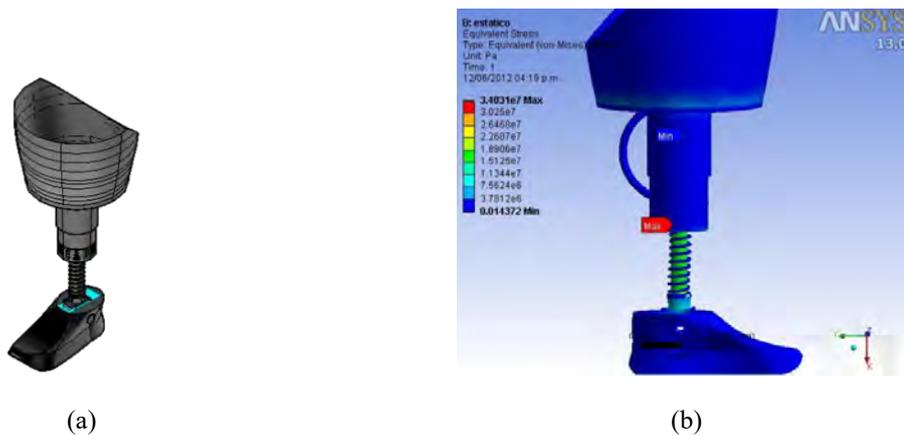


Figura 1.9. Prótesis transtibial amortiguada (a)Estructura de la prótesis (b)Esfuerzos equivalentes Von Mises

Tomado de “Diseño de una prótesis transtibial amortiguada”, por García, 2012.

1.2.3. Patentes

El siguiente apartado muestra una patente de un pie protésico con capacidad regulable el cual puede modificar su tamaño por un mecanismo conectado entre el socket y el pie de manera que sea adaptable para el tamaño de las personas.

1.2.3.1. Pie protésico con capacidad regulable

La Oficina Española de Patentes y Marcas publicó en el año 2011 que al realizar actividades como correr, saltar o prestaciones similares de tal complejidad, se requiere una devolución de la energía por parte del talón.

Se diseña un pie protésico multiusos que presenta solicitudes adecuadas para respuestas dinámicas máximas y mínimas y así mismo divulga un pie protésico para esprintar.

La Figura 1.10.(a) es una vista lateral de la quilla de pie de la invención, la cual puede ser utilizada en el pie protésico. La Figura 1.10.(b) es una vista lateral desde arriba y hacia la parte frontal del fuste de pantorrilla con forma de parábola del pie protésico del proyecto. La Figura 1.10.(c) muestra el ensamble entre la quilla y el fuste; y un tubo de sujeción.

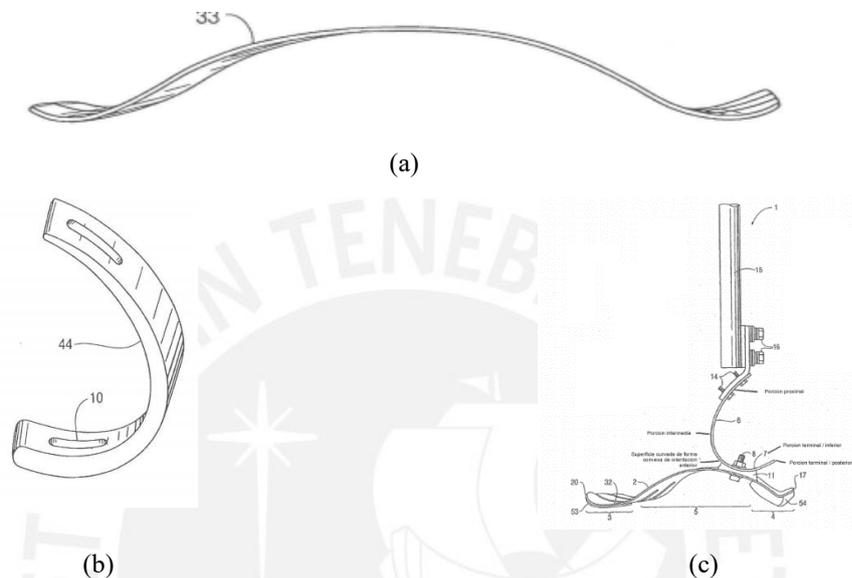


Figura 1.10. Pie protésico regulable (a)Quilla de pie (b) Fuste de pantorrilla (c) Ensamble quilla-fuste-tubo.

Tomado de "Pie protésico con capacidad regulable", por OEPM, 2011.

1.3. Mecanismos con sistemas de sensado

En este apartado se muestra mecanismos protésicos con cuentan con sistemas de sensado para la adquisición de datos. Estos datos son usados tanto para el monitoreo y control de alguna variable asignada.

1.3.1. Sensores en el encaje de prótesis para amputación parcial de pie

Estos sensores son usados para la adquisición dinámica de la distribución de presión en el muñón-encaje de paciente con amputación parcial de pie. Los sensores empleados fueron los

Tactilus Free Form (Figura 1.11) circulares los cuales son diseñados para topología en forma de curva. El sistema presentado en ese trabajo ayuda a verificar la eficiencia que varios sistemas protésicos sobre la distribución de carga ya que la formación de úlceras por presión está relacionada por el punto de apoyo de contacto (Álvarez,2014).



Figura 1.11. Sensor Tactilus Free Form circular
Tomado de Desercart (2014): Sensor de fuerza

1.3.2. Sensores para el control de fuerza en prótesis de mano

En esta investigación se requería un sistema de sensado para el control ON/OFF de una prótesis de mano tipo garra de un grado de libertad. El sistema de control empleado fue de PI (Proporcional e Integral) y, con respecto a los sensores, se realizó un sistema de acondicionamiento de señales. Además, los sensores empleadores fueron los FlexiForce 201 de la Figura 1.12.



Figura 1.12. Sensores FlexiForce
Tomado de Mancipe (2013): Trabajo de fin de carrera

1.4. Diseño conceptual de un pie protésico que permita determinar las fuerzas de contacto pie-piso

Los pies protésicos dinámicos actuales muestran características de forma y material para adaptarse a diferentes superficies; y, como se ve en los sistemas de sensado actual, los sensores presentes están tanto para la parte de monitoreo y control; por tal motivo, se toma como referencia al diseño conceptual de la prótesis de la Figura 1.13 para adaptarla con un sistema de sensado en la planta del pie; este diseño posee la ventaja de adaptarse a superficies irregulares debido al corte en “U”.

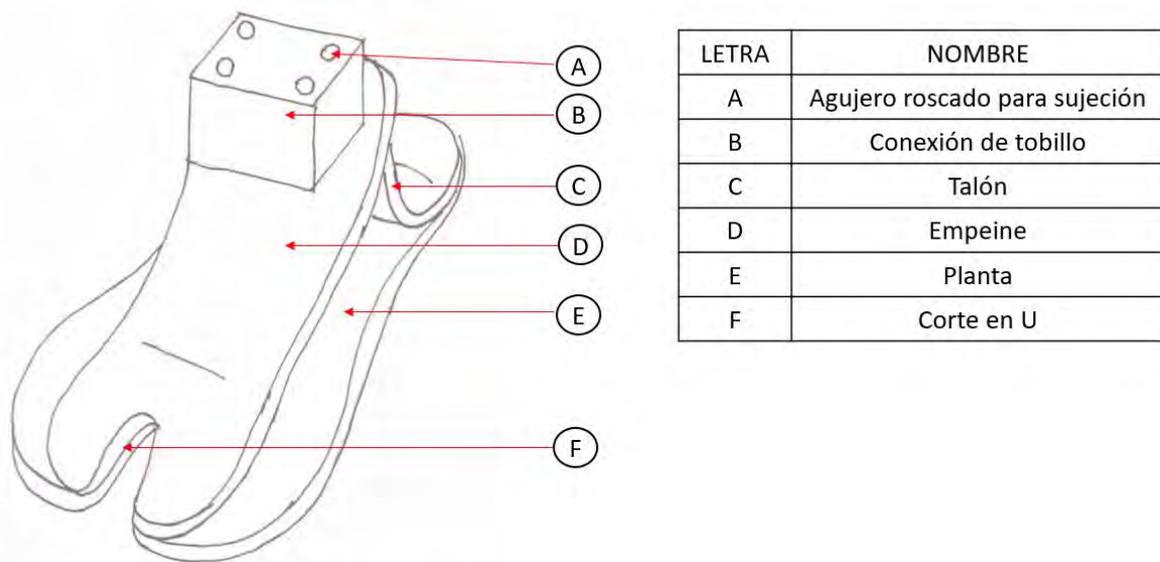
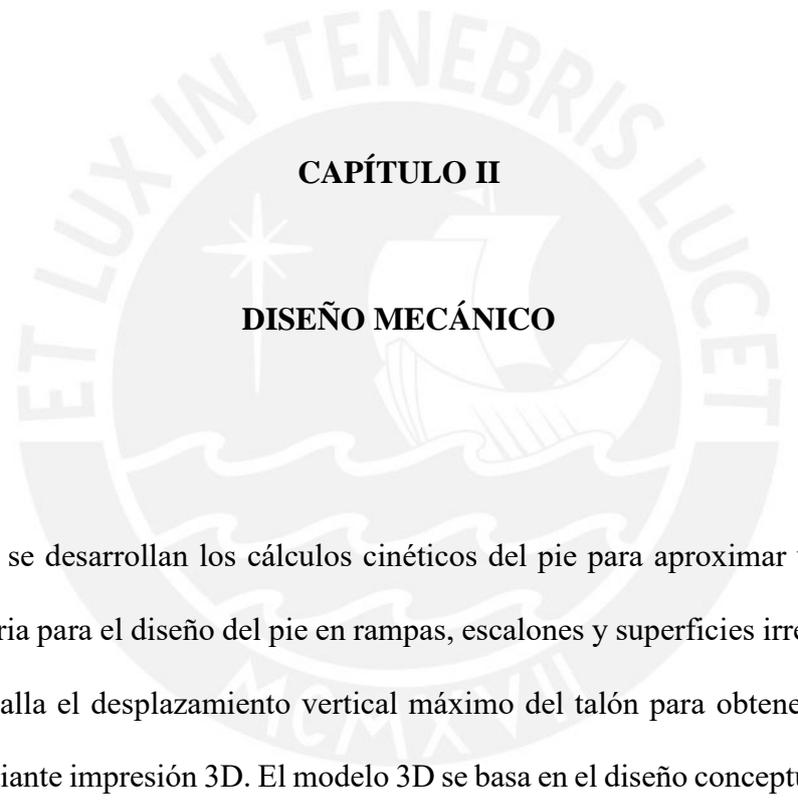


Figura 1.13. Diseño conceptual de prótesis usada como referencia

Tomado de Miranda (2020): Trabajo de Investigación



CAPÍTULO II

DISEÑO MECÁNICO

En esta sección se desarrollan los cálculos cinéticos del pie para aproximar una cantidad de sensores necesaria para el diseño del pie en rampas, escalones y superficies irregulares durante la marcha. Se halla el desplazamiento vertical máximo del talón para obtener el material de fabricación mediante impresión 3D. El modelo 3D se basa en el diseño conceptual y las prótesis dinámicas actuales, pues estas cuentan buena adaptabilidad a diferentes superficies; y, en la planta de esta, se encuentran los sensores para el contacto. Este diseño es sometido a simulaciones de material según las normas 21 y 22 de la OMS para productos protésicos.

2.1. Cálculos mecánicos

Se plantea los cálculos acordes al equilibrio y a las cargas en movimiento para un determinado peso " W ", esta segunda comprende la biomecánica de la marcha; posteriormente, se escoge la fuerza reactiva del suelo " FRS_{MAX} " la cual se obtiene en función del porcentaje del peso; sea con los cálculos estáticos o dinámicos. Este valor obtenido es usado para aproximar la cantidad de sensores necesaria y el diseño del pie protésico. Se considera un peso de 90 kgf que es el del usuario.

2.1.1. Consideraciones preliminares

El dimensionamiento del pie se da acorde a las especificaciones de pies protésicos dinámicos comerciales y medidas antropométricas de este mismo. La condición de partida es que esta prótesis debe soportar la masa de 90 kg del usuario; por lo que, la Tabla 2.1 muestra una recomendación de longitud del pie con respecto a lo mencionado.

Tabla 2.1. Longitud de la prótesis acorde a la masa del usuario

Nivel de carga	Kilogramos máximos	Rango del largo de la prótesis (cm)
P3	60	[23,24]
P4	80	[23,29]
P5	100	[23,29]
P6	125	[25,29]
P7	150	[26,29]

Nota. Tomado de "Prosthetic foot - Swedish designed prosthesis", por Lindhe Xtend, 2021.

Se localiza la masa a diseñar con el largo de 25 cm (250 mm) para esta consideración; sin embargo, aún queda dimensionar las zonas anchas; por tal motivo, se usa este dato de longitud del pie para obtener las medidas de la Figura 2.1 la cual pertenece a un análisis del pie por medio de un escáner 3D realizada a 1.2 millones de personas de Norte América, Europa y Asia. Esta investigación hace mención a la necesidad de obtener las medidas para desarrollar productos derivados de esta extremidad.

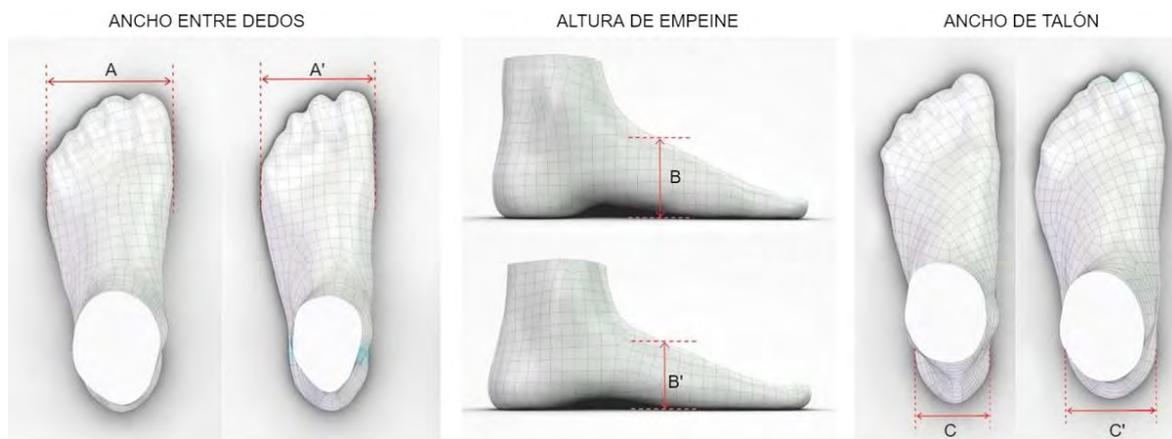


Figura 2.1. Medidas del pie para el diseño de productos

Tomado de “Analysis of 1.2 million foot scans from North America, Europe and Asia”, por Jurca, 2019.

Donde:

A: Ancho entre dedos del hombre [mm]

A': Ancho entre dedos de la mujer [mm]

B: Altura del empeine del hombre [mm]

B': Altura del empeine de la mujer [mm]

C: Ancho del talón del hombre [mm]

C': Ancho del talón dela mujer [mm]

Según el último censo en Perú del año 2017, el 60% de la población se describe como mestizo (RPP,2018); por lo que, se consideran los datos obtenidos de Europa para hallar los valores previos. La Figura 2.2 muestra las dimensiones de las partes del pie para una longitud de 250 mm.

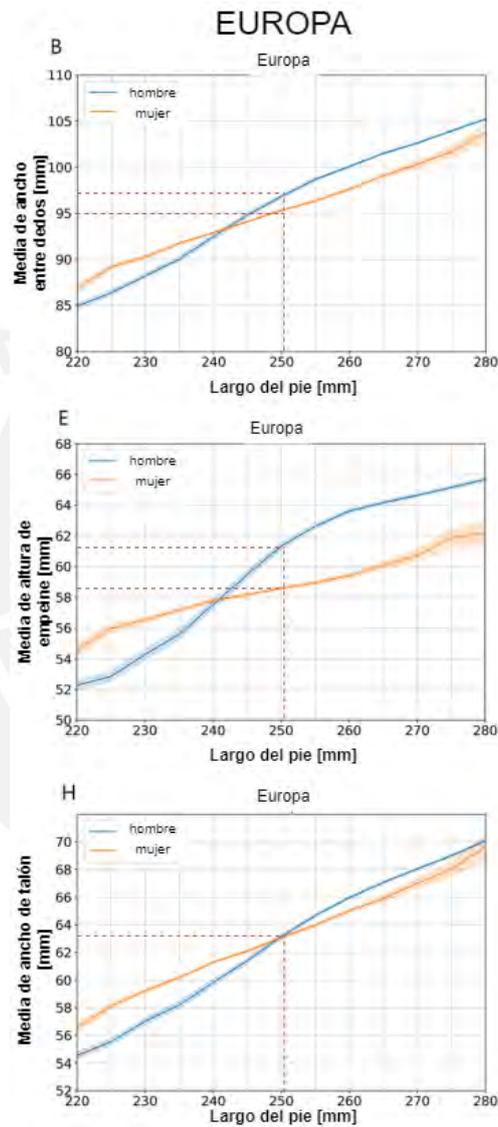


Figura 2.2. Dimensiones generales del pie para una longitud de 250 mm

Tomado de “Analysis of 1.2 million foot scans from North America, Europe and Asia”, por Jurca, 2019.

Se genera la Tabla 2.2 a partir de la figura previa para obtener los valores de las dimensiones; y, para obtener el resultado sea de hombre o de mujer, se considera el promedio de ambos y

este valor se redondea al múltiplo superior entero más cercano de 10 por estandarización de pies protésicos pues las longitudes avanzan cada 10 mm (Lindhe Xtend,2021).

Tabla 2.2. Dimensiones generales del pie en hombres y mujeres

Dimensión	Valor (mm)	Media	Valor (mm)	Valor 10 (mm)
A	97.5	\bar{A}	96.25	100
A'	95.0			
B	61.5	\bar{B}	59.85	60
B'	58.2			
C	63.5	C	63.5	70
C'	63.5			

Entonces, con los valores anteriores, se obtienen medidas generales del pie; y, con estos, se puede dimensionar la longitud de bola del pie “BL”, el largo del talón “HL”, la altura hasta el tobillo “AH” y la altura navicular “NH”. La Figura 2.3 muestra lo descrito anteriormente.

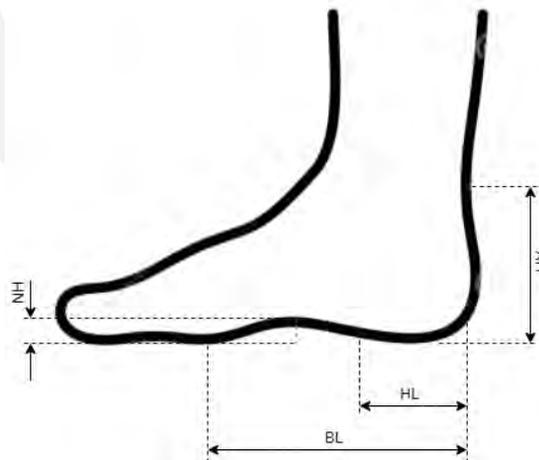


Figura 2.3. Dimensiones específicas del pie

Elaboración propia

Se empieza con la longitud de bola del pie, que es donde inicia el metatarso hacia el final de los dedos. Esta se puede obtener por la relación de la Ecuación 2.1 donde se presenta el concepto “AHP”, el cual es el índice de la altura del arco.

$$AHI = \frac{\bar{B}}{BL} \quad (2.1)$$

Entonces, para un AHI promedio de 0.376 (Cen,2020) y \bar{B} obtenido de 60 mm, se despeja el valor de BL de 160 mm.

Con respecto a la longitud del talón “HL”, se usa el criterio del 25% de largo para productos protésicos de miembro inferior según la ISO 10328:2016. La Ecuación 2.2 muestra lo mencionado.

$$HL = 0.25 * longitud\ de\ pie \quad (2.2)$$

Este valor de HL correspondería a 65 mm aproximadamente. Del mismo modo, esta norma también establece otro criterio para la altura del talón “AH”, el cual la sitúa como 80 mm. La Figura 2.4 establece que se parte del final del talón hasta 80 mm hacia arriba para estar alineado con el tobillo.

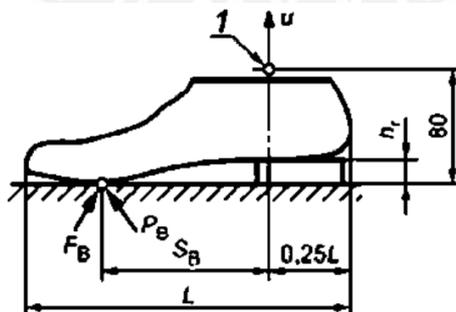


Figura 2.4. Criterio de dimensionamiento de pie por el estándar ISO 10328

Tomado de “Pruebas estructurales de prótesis de miembros inferiores *. Requisitos y métodos de prueba”, por ISO, 2016.

Finalmente, el valor de NH se obtiene con la Ecuación 2.3. En esta ecuación se aprecia un nuevo concepto el cual el valor normalizado de la altura navicular “NNH”, el cual es una relación entre la altura navicular y la longitud de bola.

$$NNH = \frac{NH}{BL} \quad (2.3)$$

El valor promedio de NNH es de 0.125 (Xiong,2010); por lo que, al entrar con el valor de “BL” obtenido de 160 mm, se obtiene “NH” igual a 20 mm.

Se obtienen finalmente las medidas necesarias para empezar a modelar el pie protésico. Estas son esquematizadas en la Figura 2.5 para una mejor visualización.

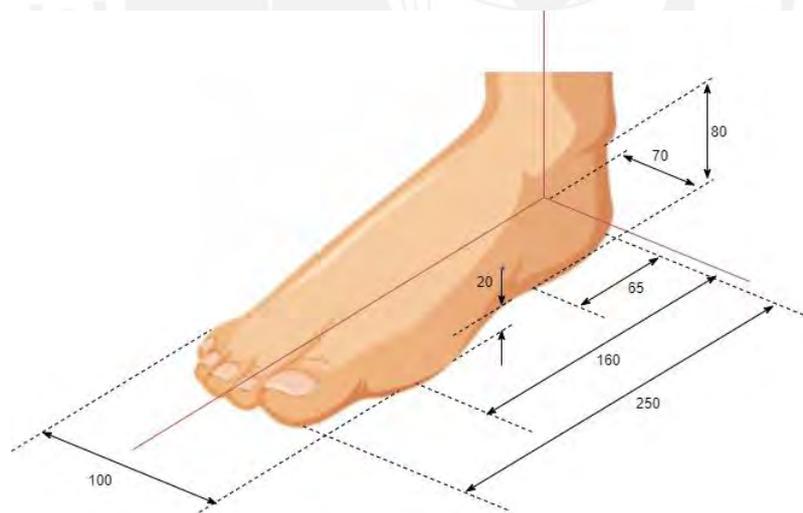


Figura 2.5. Dimensionamiento total del pie para diseño de pie protésico

Tomado de “Human foot anatomy on white background Premium Vector”, por BFRGX, 2018.

Del mismo modo, la cinética y cinemática de la marcha está contenida en el plano sagital, pues las amplitudes de los movimientos en los planos frontal y transversal son pequeños por lo que es considerado una buena aproximación (Contreras,2015) y los desplazamientos y

simulaciones consideradas son las verticales, pues esta es la más significativa en comparación del resto (Damavandi,2012).

2.1.2. Cálculos estáticos

Se toman dos posiciones de análisis para el equilibrio: estar parado con la prótesis y apoyarse en el antepie. Se consideran estas etapas debido a que la marcha aún no se ha dado; por ende, el pie no se ha trasladado.

2.1.2.1. Pie en reposo

Debido al arco longitudinal del pie, la carga de este cuando se encuentra parado afecta principalmente dos regiones: antepie y retropié; las fuerzas del mediopie pueden ser ignoradas ya que son pequeñas con respecto a las dos mencionadas. El peso de la persona está en el centro de gravedad del pie, que normalmente es un punto en el mediopie (Themes,2020). La Figura 2.6 muestra la distribución de lo descrito para incluir los datos propuestos.

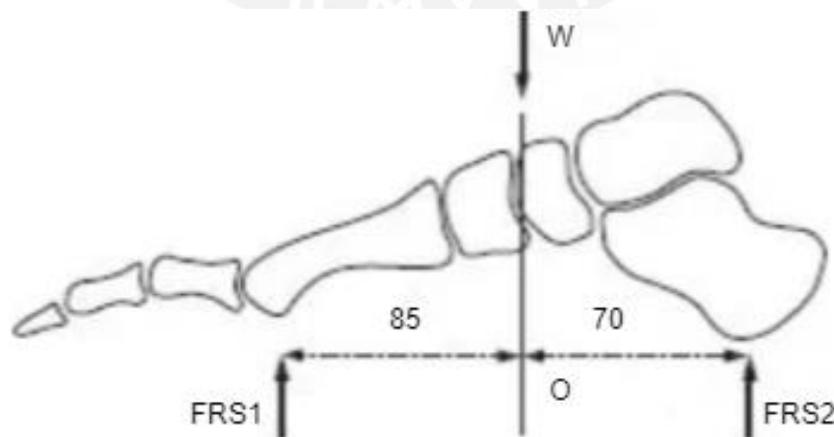


Figura 2.6. Pie en posición estática.

Tomado de Biomechanics of the Foot, por Themes, 2020.

Donde:

W : Peso de la persona [N]

FRS_1 : Fuerza reactiva del suelo en el antepié [N]

FRS_2 : Fuerza reactiva del suelo en el retropié [N]

Se evalúa con las Ecuaciones del equilibrio 2.4 y 2.5 para obtener las reacciones del suelo.

$$\sum F_y = 0: -W + FRS_1 + FRS_2 = 0 \quad (2.4)$$

$$\sum M_o = 0: -85FRS_1 + 70FRS_2 = 0 \quad (2.5)$$

Al resolver estas ecuaciones se obtiene como reacciones FRS_1 y FRS_2 , 399N y 484N, respectivamente.

2.1.2.2. Pie empinado

Se considera este cálculo debido a la posibilidad que el usuario realice su apoyo estático en este mismo; sea por el simple hecho de pararse de puntas o para alcanzar un objeto que está ubicado muy arriba, el cual requiere del empinamiento. La Figura 2.7 establece la posición en la cual la persona hace el gesto técnico.

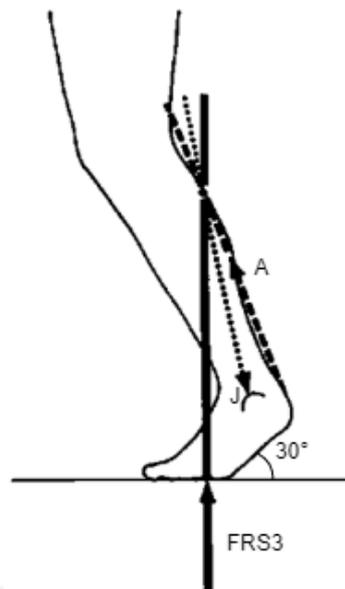


Figura 2.7. Pie en posición de empujamiento.

Tomado de *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*, por Dirsic, 2012.

Donde:

A: Fuerza en el tendón de Aquiles [N]

J: Fuerza en la articulación [N]

FRS₃: Fuerza reactiva del suelo en el antepie por empujamiento [N]

El valor de *FRS₃* es igual al peso de la persona, 883 N; mientras que, para un empujamiento promedio de 30° de flexión plantar, los valores de *A* y *J* se obtienen como un porcentaje del peso (Dirsic, 2012); sin embargo, no se usan ya que no hacen contacto con el piso.

2.1.3. Cálculos dinámicos

Esta sección analiza tres situaciones posibles: la marcha en condiciones normales, la marcha en rampas, escaleras y superficies irregulares. En todos estos casos se busca la fuerza reactiva del suelo.

2.1.3.1. Marcha en condiciones normales

Se toman los datos de las fuerzas de contacto de los estudios hechos por Damavandi, estos resultados son obtenidos por medio del análisis de 9 adultos. La Tabla 2.3 muestra el valor de las reacciones máximas del suelo como un porcentaje del valor del peso “W” (BW); estas reacciones se ubican en el plano normal-sagital (Z y X) y en el frontal (Y).

Tabla 2.3. Fuerza reactiva del suelo en ensayo de marcha a condiciones normales

Eje	Marcha a 0° de inclinación (%W)
Frontal (Fx)	22.7
Sagital (Fy)	5.5
Normal (Fz)	118.3

Nota. Tomado de “Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running”, por Damavandi, 2012.

Se toman los valores. Se aprecia, la fuerza en el plano frontal y sagital son pequeñas comparadas con la del eje normal. La Ecuación 2.6 define el valor de la reacción de contacto “ FRS_4 ” resultante.

$$FRS_4 = \sqrt{(22.7\%W)^2 + (5.5\%W)^2 + (118.3\%W)^2} \quad (2.6)$$

El valor de la fuerza reactiva del suelo “ FRS_4 ” es de 1065 N para el caso mencionado.

2.1.3.2. Marcha en rampas, escaleras y superficies irregulares

Existen ensayos e investigaciones realizadas sobre la marcha humana en las condiciones para las cuales el pie protésico se diseña; por tal motivo, a partir de lo mencionado, se buscan las fuerzas reactivas del suelo en cada uno de los casos analizados.

2.1.3.2.1. Rampas

La reacción de la superficie en rampas cuesta arriba y cuesta abajo (10° de inclinación) también es representada como un porcentaje del peso; según el ensayo hecho por Mohsen Damavandi a nueve adultos, se demuestra que la fuerza más significativa es la vertical. La Tabla 2.4 presenta los resultados máximos de la investigación.

Tabla 2.4. Fuerza reactiva del suelo en ensayo de subir y bajar una rampa

Eje	Cuesta arriba (%W)	Cuesta abajo (%W)
Frontal (Fx)	24.2	25.8
Sagital (Fy)	17.5	29.3
Normal (Fz)	117.8	128.1

Nota. Tomado de “Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running”, por Damavandi, 2012.

Se aprecia que los valores de cuesta abajo son mayores que los de cuesta arriba; por ende, se calcula la fuerza resultante reactiva del suelo FRS_5 con la Ecuación 2.7.

$$FRS_5 = \sqrt{(25.8\%W)^2 + (29.3\%W)^2 + (128.1\%W)^2} \quad (2.7)$$

El valor de la fuerza reactiva del suelo “ FRS_4 ” es de 1183 N para un peso de 90 Kgf.

2.1.3.2.2. Escaleras

La fuerza más representativa en la subida y bajada de escaleras es la vertical (Qian,2018); por ende, con respecto a la marcha, la Tabla 2.5 muestra la distribución de tres ensayos realizados (hombres y mujeres) para obtener la FRS con respecto al porcentaje del peso de la persona.

Tabla 2.5. Fuerza reactiva del suelo en ensayo de subir y bajar escaleras

Tipo de movimiento	Tipo de Escalera	FRS en función del peso “W”
Subida	1	1.02 W
	2	0.98 W
	3	0.99 W
Bajada	1	1.28 W
	2	1.25 W
	3	1.27 W

Nota. Tomado de “*Factorial Analysis of Vertical Ground Reaction Force and Required Coefficient of Friction for Safety of Stair Ascent and Descent*”, por Qian, 2018.

Se observa que el caso de mayor fuerza de contacto es el del tipo 1 en el acto de bajar las escaleras, el cual es de 1.28 W; por ende, esto genera el valor de la fuerza reactiva del suelo “ FRS_6 ” de 1131 N.

2.1.3.2.3. Superficies irregulares

Los estudios en superficies irregulares de la marcha enfatizan en la variación de consumo metabólico de los músculos. En el presente ensayo, realizado en una corredera que simula en un terreno irregular con desniveles cuyas dimensiones son de 0.102x0.638x0.560 m³ (ver

Figura 2.8), se muestra que la variación entre el trabajo de los músculos realizado en una superficie irregular y una normal es de 32% (Voloshina,2013); por lo que, como el trabajo es proporcional a la fuerza, se puede crear la Tabla 2.6 en base de la Tabla 2.5 de valores en condiciones normales.



Figura 2.8. Plataforma irregular para el ensayo de la marcha

Tomado de Biomechanics and energetics of walking on uneven terrain, por Voloshina, 2013.

Tabla 2.6. Fuerza reactiva del suelo en superficies irregulares

Eje	Marcha con consumo metabólico aumentado (1.32x%W)
Frontal (Fx)	30.0
Sagital (Fy)	7.3
Normal (Fz)	156.2

Se calcula la fuerza reactiva del suelo “ FRS_7 ” con la Ecuación 2.8.

$$FRS_7 = \sqrt{(30.0\%W)^2 + (7.3\%W)^2 + (156.2\%W)^2} \quad (2.8)$$

El valor de esta fuerza es de 1406 N para superficies irregulares.

2.1.4. Fuerza máxima en los sensores

Se debe buscar la fuerza reactiva máxima del suelo " FRS_{max} " en relación a las fuerzas obtenidas en cada uno de los casos; por ende, se construye la Tabla 2.7 para resumir los valores calculados con anterioridad.

Tabla 2.7. Fuerzas reactivas del suelo para los diferentes casos

Fuerza	Caso	Valor
$FRS_1 + FRS_2$	Parado	883 N
FRS_3	Empinado	883 N
FRS_4	Marcha normal	1065 N
FRS_5	Marcha en rampa	1183 N
FRS_6	Marcha en escaleras	1131 N
FRS_7	Marcha en superficie irregular	1406 N

La FRS_{max} toma el valor de 1406 N a partir de los datos de la tabla; sin embargo, para calcular la fuerza máxima en los sensores, se necesita un factor de seguridad el cual se obtiene de las recomendaciones para diseño estructural (María, 2016). Este factor es de 2.5, el cual aplicado a la fuerza reactiva máxima del suelo da el valor de 3515 N; esta fuerza se distribuye en las zonas de contacto del pie protésico durante la fase de apoyo, las cuales tienen un área determinada. La Figura 2.9 muestra la distribución entre las áreas de contacto donde se ubican los sensores, acordes al dimensionamiento empleado, y el área total de la planta del pie.

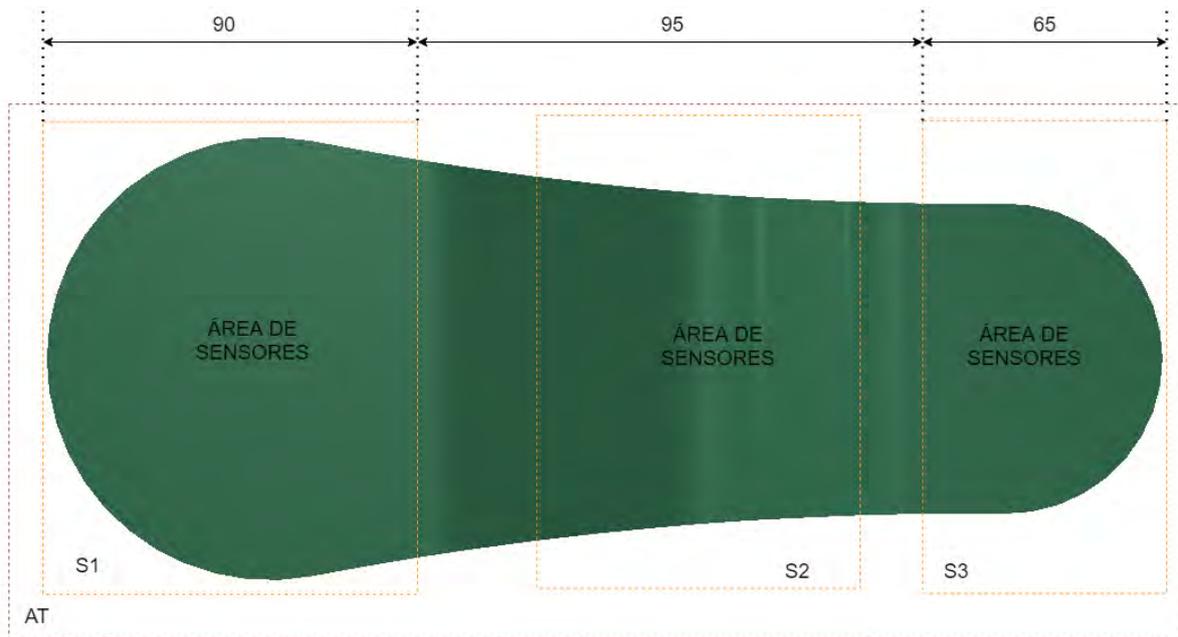


Figura 2.9. Áreas de contacto sensorial del pie

Los valores de cada sección se encuentran en la Tabla 2.8, donde también se aprecia la cantidad de sensores de fuerza por área al partir de un número total de 11 (FlexiForce A301).

Tabla 2.8. Cantidad de sensores por sección de la planta del pie

Sección	Área de la sección (mm^2)	Área total "AT" (mm^2)	Relación "R" Sección/AT	Número total de sensores "N"	Número de sensores por sección (R*N)
S_1	7268	19542	0.37	11	5
S_2	4991	19542	0.26	11	3
S_3	4565	19542	0.23	11	3

Se podría saber ya la fuerza máxima por sensor al dividir fuerza reactiva máxima del suelo de 3515 N entre la cantidad de sensores; esta es de 350 N. Sin embargo, para seleccionar la capacidad máxima de sensor se parte del hecho que se apoye en la zona de menos sensores (3); por lo que la fuerza de selección es de 940 N (3515 entre 3 sensores) y la de calibración de 350 N (3515 entre 11 sensores).

2.2. Selección de material del armazón

El material a emplear es filamento reforzado de fibra de carbono por impresión 3D; sin embargo, se debe seleccionar aquel que cumple con un mínimo de módulo de elasticidad del refuerzo. La selección de este mismo se realiza por medio de los desplazamientos verticales del tobillo, pues se conoce en las consideraciones que la mayor fuerza es la vertical. Se utiliza el criterio de la geometría de las prótesis según Hibbeler (López,2014) el cual establece que los desplazamientos se definen por medio de la Ecuación 2.9.

$$\delta = \frac{4 \cdot (F_0 \cos \alpha) \cdot L_1^2 \cdot L_2^2}{E \cdot b \cdot h^3 \cdot (L_1 + L_2)} \quad (2.9)$$

Donde:

F_0 : Fuerza ejercida del peso en el pie [N]

L_1 : Distancia media retropie – mediopie [mm]

L_2 : Distancia media antepie – mediopie [mm]

b : Ancho de la prótesis [mm]

h : Espesor del la prótesis [mm]

α : Ángulo crítico de apoyo durante la marcha [°]

La Figura 2.10 muestra el esquema de análisis de desplazamientos donde se encuentran los valores mencionados. Este esquema se encuentra en la vista sagital; pues, como se mencionó en las consideraciones generales, las fuerzas y reacciones en esta dirección son más considerables debido a su magnitud con respecto a las otras en los demás planos del movimiento.

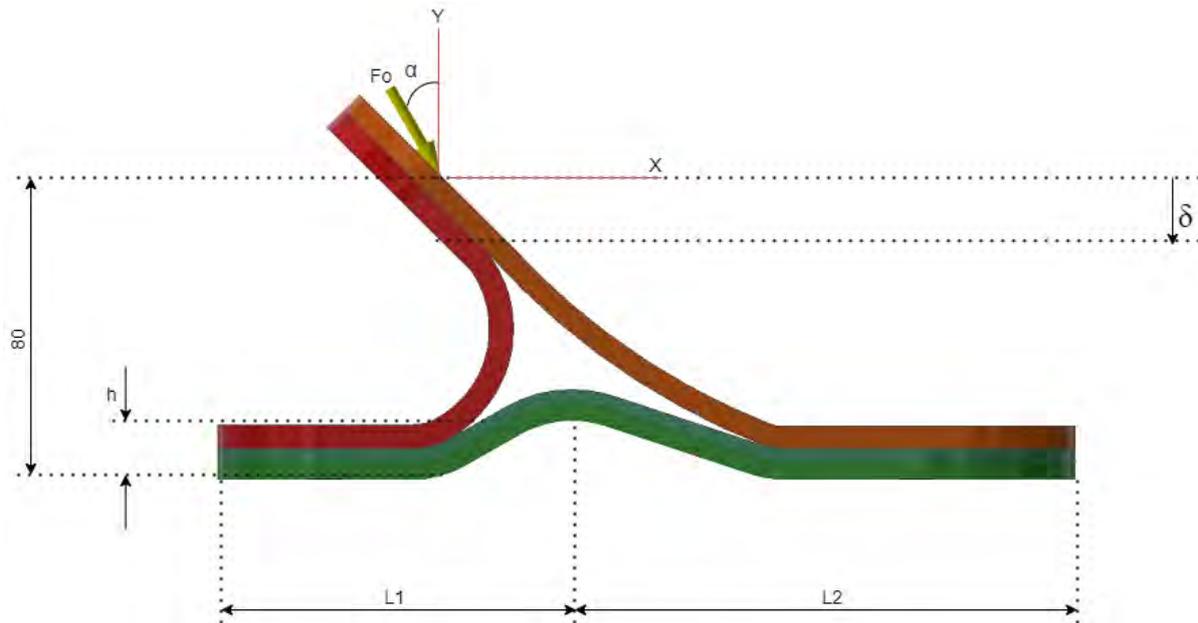


Figura 2.10. Vista sagital del pie protésico

Fuente: Elaboración propia.

La fuerza ejercida F_0 es la del peso durante la marcha ejercido en el pie; sin embargo, se considera la FRS mayor obtenida de 1406 N pues es la más grande y está en otra condición de marcha; y, para situaciones donde el material este expuesto a condiciones ambientales diversas; y donde las propiedades mecánicas son importantes pues se trata de una prótesis, el valor del factor es de 3 (María,2016); por lo que, para una masa de 90 kg y gravedad de $9.81m/s^2$, F_0 tendría un valor de 4218 N (factor de seguridad por la FRS máxima). Del mismo modo, el ángulo crítico de apoyo durante la marcha sería de 30° (López,2014). Además, según el dimensionamiento del pie obtenido a partir de la masa del usuario de 90 kg, el ancho mínimo del pie “b” de la prótesis es de 70 mm y el espesor “h” es de 16 mm. Estos valores son producto de la iteración para alcanzar una mejor configuración del pie.

Entonces, el desplazamiento vertical máximo debe ser de 5 mm (López,2014); y, para obtener este resultado, el módulo de elasticidad del material debe ser mayor a 46 GPa; por lo que, el

filamento de fibra de carbono correspondiente sería de MarkForged cuyo módulo es de 60 GPa (MarkForged,2020).

2.3. Diseño del pie protésico

El diseño del pie protésico está basado en el diseño conceptual, las consideraciones preliminares, los cálculos realizados y en las prótesis dinámicas pues estas presentan gran adaptabilidad a diferentes condiciones de marcha; en este caso, rampas, escaleras y superficies irregulares. La Figura 2.11.a muestra el prototipo de diseño final; en él se aprecia que está conformado por tres piezas: dos superiores (Figura 2.11.b y Figura 2.11.c), una inferior (Figura 2.11.d), y la conexión (Figura 2.11.e) para la prótesis transtibial que conecta las dos piezas superiores la cual tiene un espacio para el sensor inercial. Las partes superiores tienen ese diseño para los movimientos de flexión dorsal y flexión plantar; y, el corte en U del empeine sirve para brindar movimientos de eversión e inversión al momento de pasar por superficies irregulares.

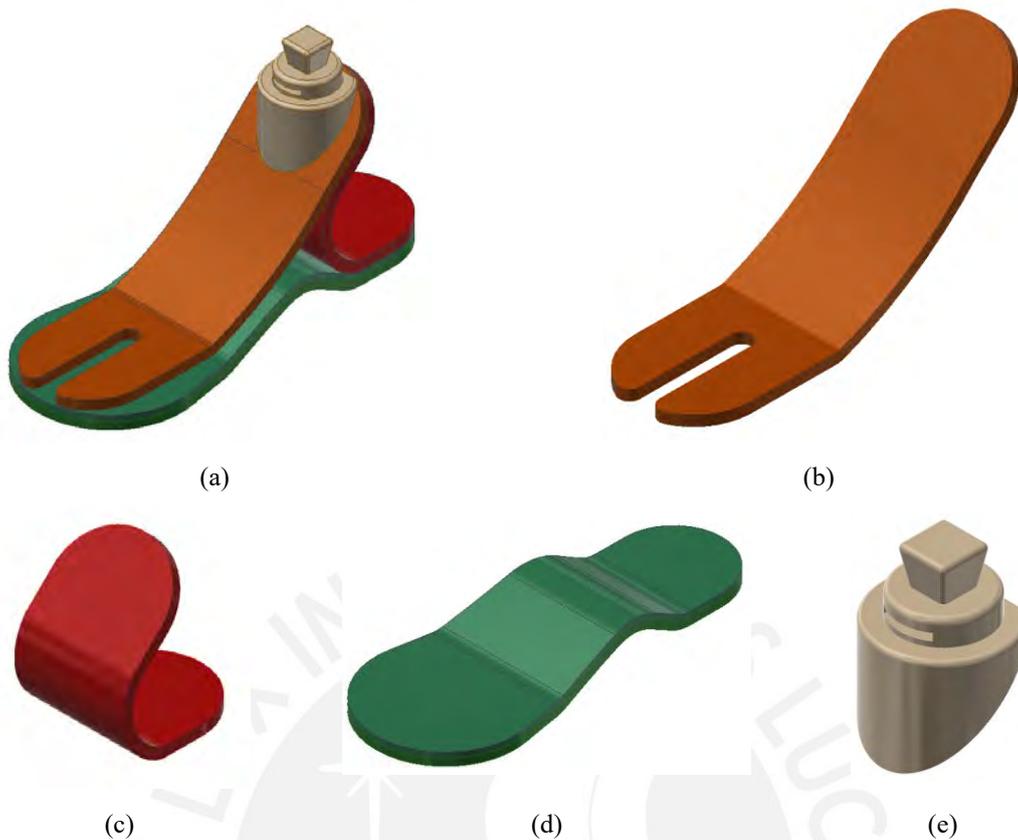


Figura 2.11. Diseño del pie protésico (a) Vista isométrica (b) Pieza superior 1 (c) Pieza superior 2
(d) Pieza inferior (d) Conector

Fuente: Elaboración propia

La fabricación de la prótesis consiste en manufacturar mediante impresión 3D. Este método es empleado debido al avance que está teniendo en el campo protésico de partes del cuerpo complejas como la pierna; pues, en comparación con otros métodos, como el mecanizado por CNC, que se requiere primero elaborar un molde para posteriormente ser llenado con el material escogido (Hernández,2018), en este solamente se necesita el diseño por software del sólido, exportarlo como archivo STL o algún otro de impresión 3D, generar el GECODE y finalmente mandarlo a imprimir; lo cual lo posiciona como una alternativa funcional y económica. En adición, se sabe que las personas tienen más acceso a las prótesis de miembro inferior en la actualidad debido a este método de fabricación (Mediprax,2019). Por esta razón, se escoge esta tecnología para la elaboración del pie protésico; las piezas superiores, la parte superior de la pieza inferior y la conexión se toman como un sólido compuesto; y, la otra parte

de la pieza inferior se imprime aparte con el fin de colocar los sensores. La Figura 2.12 muestra la interacción de ambos sólidos antes de ser ensamblados; en adición, estos se unen por medio del pegamento industrial Soldimix.

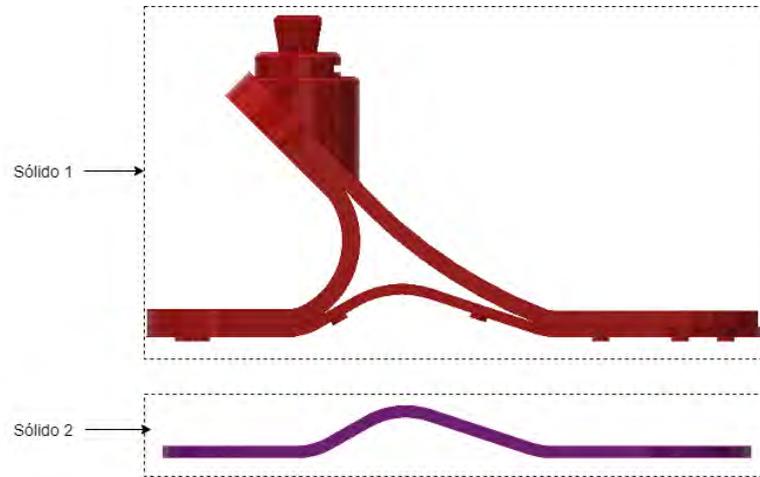


Figura 2.12. Vistas de las partes del pie protésico

Fuente: Elaboración propia

En la Tabla 2.9 se muestra los parámetros de impresión para las piezas mencionadas; se eligen estos por recomendación del fabricante de fibra de carbono continua para fabricación 3D (3R3D,2020).

Tabla 2.9. Parámetros recomendados para la impresión 3D.

Velocidad de impresión	30 mm/s
Temperatura de impresión	250-280 °C
Tipo de boquilla	0.4 mm
Espesor de capa	0.15 mm

Nota. Tomado de “Fibra de carbono – filamentos reforzados”, por 3R3D, 2020.

Con respecto al sistema de sensado, se instalan once sensores de fuerza piezoresistivos en la plataforma inferior debido a su delgado espesor la cual proporciona mayor flexibilidad. La

Figura 2.13.a muestra la parte superior de la plataforma inferior la cual cuenta con once pucks, cilindros sobresalientes de la planta superior, para concentrar las lecturas de los once sensores al momento de realizar la marcha; y, en la Figura 2.13.b se aprecian las secciones hechas en la planta para la distribución de los sensores de estos mismos.

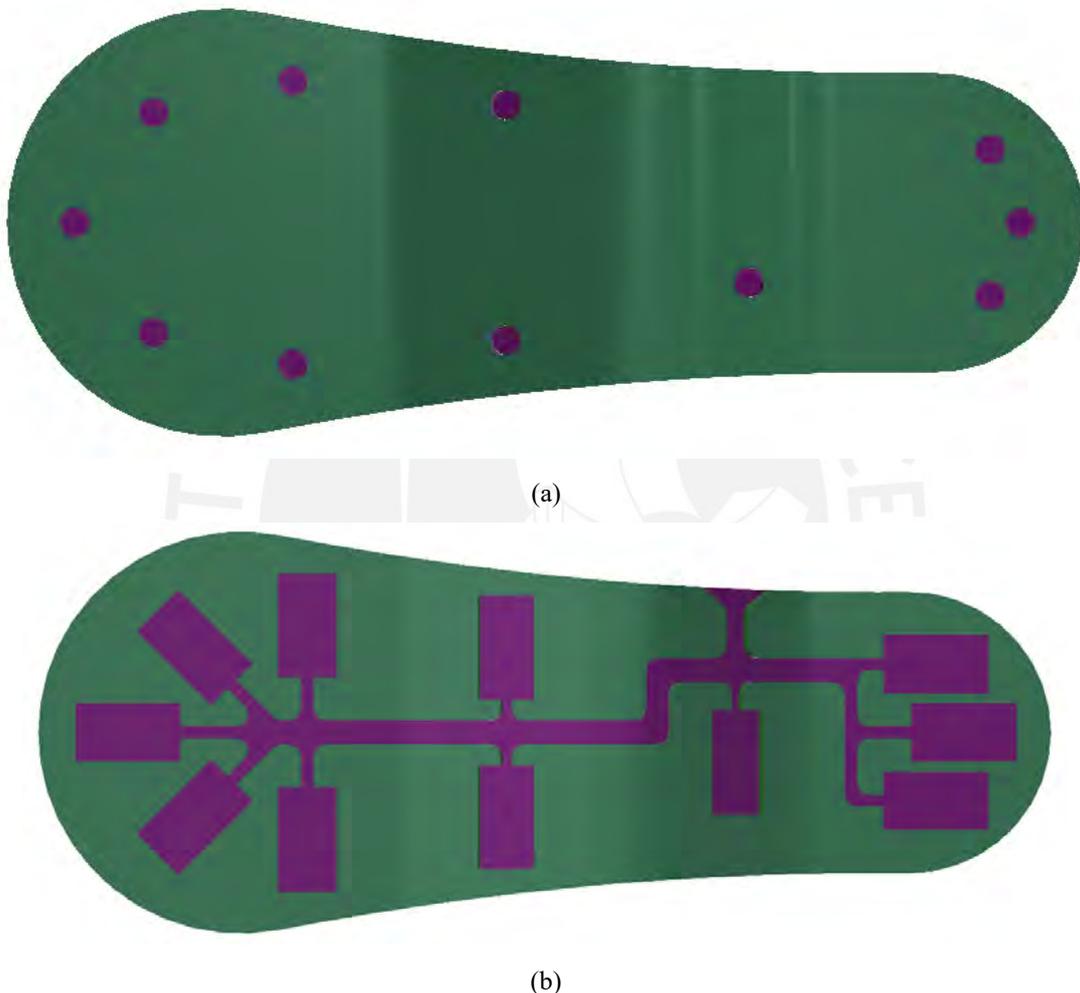


Figura 2.13. Pieza inferior (a) Capa superior (b) Capa inferior

Fuente: Elaboración propia

Los cables de los sensores tienen una salida lateral en el pie protésico la cual esta conecta a un bus de datos IDE (cables planos flexibles) para poder llevar la información del sensado a la tarjeta electrónica de acondicionamiento de señales. La Figura 2.14 muestra la sección por donde salen los cables y el bus donde estos se acoplan.

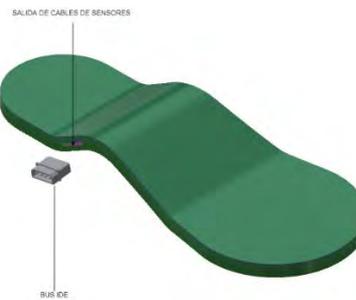


Figura 2.14. Pieza inferior unida con la salida de los sensores

Fuente: Elaboración propia

2.4. Simulación del material del pie protésico

Se emplea el software Inventor 2021 para realizar la simulación en la fase de apoyo de la marcha, que es la que soporta la mayor FRS; por lo que, las condiciones de borde son tipo fijo en las áreas S1 y S3 de la planta del pie. La componente de la fuerza F_0 que hace deformar el talón para el cálculo anterior es la vertical, esta es $F_0 \cos \alpha$ ($4128 * \cos(30^\circ)$) como se aprecia en la ecuación 2.9 y tiene un valor de 3600 N. La aplicación de esta fuerza se hace en la conexión con el tobillo como se muestra en la Figura 2.15.a; del mismo modo, se aprecia en la Figura 2.15.b la simulación estructural al aplicar la teoría de Von Mises donde se ve que el mayor esfuerzo es de 78.46 MPa y es ubicado en la plataforma en forma de “C” la cual realiza la función de talón; por tal motivo, absorbe mayor impacto como lo expresado en la Figura 2.5. Con respecto al desplazamiento del tobillo, según los resultados anteriores, este debe ser menor a 5 mm; y, en la Figura 2.16.c se aprecia que este es de 0.6125 mm para el material de fibra de carbono de Markforged. En adición, la Figura 2.15.d se muestra el factor de seguridad mínimo de 3.82 el cual está localizado en la zona de mayores esfuerzos; y, recordar, que previamente se aplica 3 de factor; por lo que, el número obtenido en la simulación hace mención que aún puede soportar 3.82 veces la carga; entonces, el factor de seguridad resultante sería el producto de ambos, el cual es 11.46. Para comprobar lo mencionado, se usa 1/3 de la carga de 3600 en

cual es 1200 N. En la Figura 2.15.e se aprecia el valor calculado de 11.46, el cual es correcto pues se trata de diseños para el cuerpo humano; por ende, se comprueba la resistencia del material por forma y material.

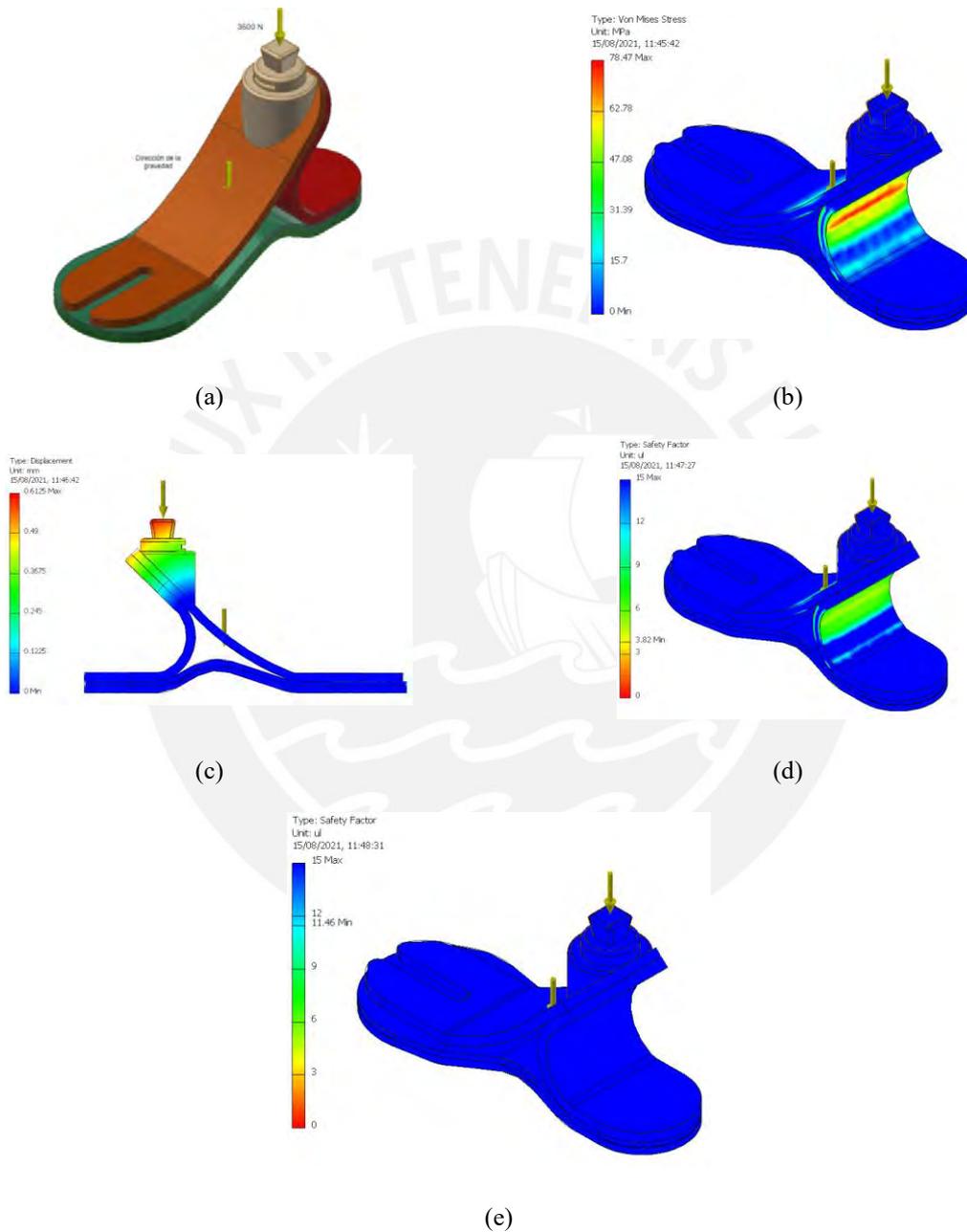


Figura 2.15. Simulación de material y forma del pie protésico (a) Aplicación de la carga en el tobillo (b) Esfuerzo equivalente Von Mises (c) Desplazamientos (d) Factor de Seguridad (e) Factor de Seguridad total.

CAPÍTULO III

SISTEMA ELECTRÓNICO

En este capítulo se presenta el diseño integrado del sistema de sensado; se diseña la arquitectura de hardware por medio de diagrama de bloques que comprende los sensores, acondicionamiento de señales, la alimentación y el microcontrolador. Se seleccionan los sensores que van en la plataforma inferior del pie protésico para posteriormente amplificar las señales y sean registrados por el microcontrolador, el cual pertenece al resto de la prótesis transtibial; también se muestra diagramas de flujo sobre la aplicación de la carga hasta la lectura de datos; además, se diseña el PCB para que pueda ser acoplado en una carcasa que es sostenida por la pantorrilla.

3.1. Arquitectura de hardware

El sistema de sensado es logrado por medio de la variación resistiva de sensores de fuerza. Estos sensores están colocados en la pieza inferior del pie protésico para obtener los valores de reacción de contacto pie-piso al momento de caminar. En la Figura 3.1 se aprecia el diagrama de bloques del sistema para la obtención de fuerzas; en esta se observa que existen once sensores piezoresistivos que necesitan acondicionar sus señales para la respectiva lectura; por tal motivo, primero se debe amplificar los valores de voltaje obtenidos para luego realizar un filtrado pasabajo con el fin de capturar señales para que sean procesadas. En adición, la alimentación de los circuitos eléctricos-electrónicos es proporcionada por una batería recargable de 3.7 V la cual necesita amplificarse de forma DC-DC para alimentar el acondicionamiento de las señales como al microcontrolador y reducirse para alimentar al sensor inercial. El sistema permite el paso de energía por medio de un interruptor (el led sirve para indicar encendido o apagado) entre la batería y el cargador; este tiene una entrada para ser alimentado desde 4 a 8 V para poder recargar la fuente; y es ahí cuando la flecha cambia de dirección hacia la batería. Se acota también que el pie, al ser parte de un proyecto de prótesis transtibial de LIBRA PUCP, no incluye en el diseño la inclusión del microcontrolador pues este se localiza en otra sección de toda la prótesis en conjunto; solamente están los conectores de salida para el ensamblaje final.

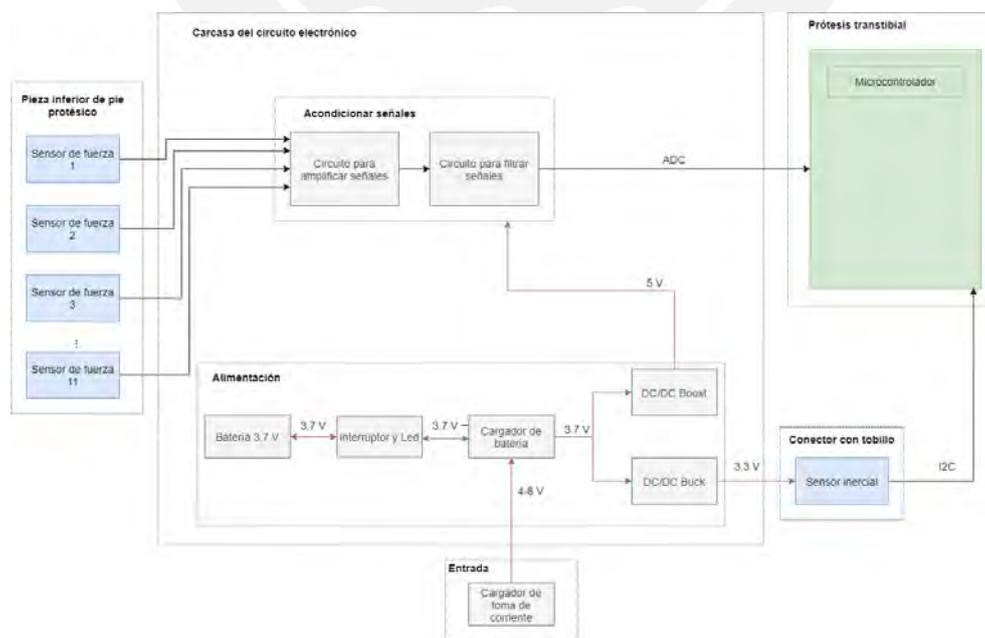


Figura 3.1. Diagrama de bloques del sistema de sensado
Fuente: Elaboración propia

3.2. Diagrama de operaciones

El usuario debe realizar ciertos pasos para emplear el pie protésico; estas pautas están desarrolladas en el diagrama de operaciones de la Figura 3.2. En esta sección se describen las secuencias que se siguen, por orden, para el uso de la prótesis.

- **Encajar pie con mecanismo paralelo de 3GDL:** el pie debe ser conectado con el mecanismo de 3GDL, el cual realiza la función de tobillo. En este caso, se usa un mecanismo paralelo que pertenece al resto de la prótesis transtibial para brindar lo mencionado.
- **Implementar carcasa electrónica:** se debe colocar todos los componentes eléctricos-electrónicos en la carcasa que alberga los conectores de entrada y salida entre el sistema de sensado y el microcontrolador; además esta cuenta con el sistema de acondicionamiento de señales.
- **Pegar carcasa electrónica:** la carcasa se sostiene en el resto de la prótesis transtibial por medio de una tela con velcro; esta va sujeta en el socket.
- **Conectar pie protésico con carcasa electrónica:** las salidas de las señales de los sensores de fuerza se unen mediante un cable IDE a los puertos de entrada de la carcasa electrónica.

- **Conectar carcasa electrónica con microcontrolador:** las salidas acondicionadas de fuerzas son las entradas de los puertos ADC del microcontrolador, el cual se ubica en el resto de la prótesis transtibial.
- **Encender pie protésico:** se debe conmutar el interruptor para permitir el paso de la corriente desde la batería hacia los convertidores y sensores.
- **Verificar el indicador de encendido:** la energía alimenta un indicador con el fin de permitir al usuario ver si la conmutación del paso de corriente alcanzó a todos los componentes y el pie protésico este correctamente encendido. Es importante realizar este paso pues se podría estar usando el pie sin realizar algún cálculo de fuerzas.
- **Caminar con prótesis transtibial:** el cálculo de las fuerzas de contacto pie piso por medio de la caminata. El usuario debe caminar para obtener valores de carga de contacto.

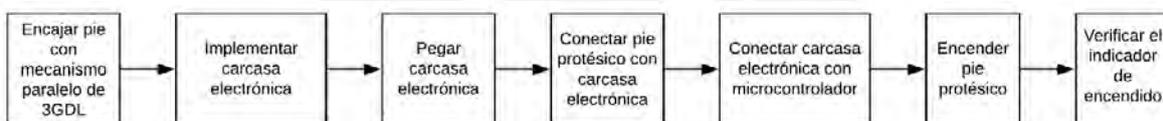


Figura 3.2. Diagrama de operaciones

Fuente: Elaboración propia

3.3. Componentes eléctricos y electrónicos

En esta sección se selecciona los componentes para realizar el sistema de sensado y también se muestra los esquemas de los circuitos para el acondicionamiento de señales, amplificación y filtrado, y de alimentación.

3.3.1. Selección de sensores de fuerza

Los sensores de fuerza piezoresistivos cambian su resistencia acorde a la carga recibida en ellos; del Capítulo II se obtuvo que cada sensor debe soportar como máximo 350 N; sin embargo, para la selección, debe soportar 940 N para que no falle al momento de las lecturas durante la marcha con el pie protésico. La Tabla 3.1 muestra la comparación de características relevantes para la respectiva selección de componentes de sensado.

Tabla 3.1. Comparación de sensores de fuerza

	FlexiForce A301  (Tekscan,2016)	FSR 400  (Interlink,2010)	QTC SP200  (Peratech,2015)
Marca de sensor			
Empresa	Tekscan	Interlink Electronics	Peratech
Rango de fuerzas (N)	0-4448	0-490	0-100
Precisión lineal	96.4% (Khodasevych,2017)	74.9% (Khodasevych,2017)	98.1% (Khodasevych,2017)
Precio de venta	USD 55.30 (4-pack)	USD 24.96 (4-pack)	Sin información

Como se observa en la Tabla 3.1, el sensor FlexiForce A301 es la opción más adecuada debido a la correcta relación entre el intervalo de fuerzas seleccionado en los cálculos mecánicos y la precisión lineal que este tiene al momento de operar.

3.3.2. Circuito para amplificar señales con filtro pasabajos

El fabricante de los sensores FlexiForce, Tekscan, recomienda integrar los sensores a un sistema de amplificación por Opamps con salida no inversora y un filtro pasabajos según la Figura 3.3. El amplificador operacional es alimentado con 5 V.

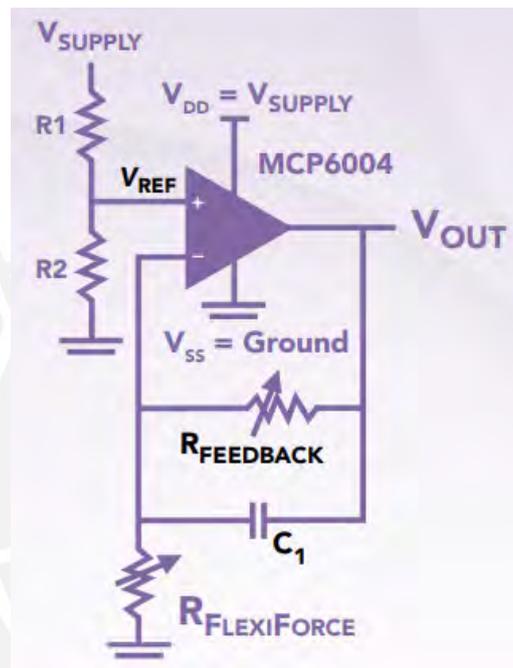


Figura 3.3. Circuito de amplificación para sensores FlexiForce

Tomado de “Best Practices for Electrical Integration of the FlexiForce Sensor”, por Tekscan, 2020.

Donde:

V_{SUPPLY} : Voltaje de alimentación [V]

V_{REF} : Voltaje de referencia [V]

V_{OUT} : Voltaje de salida [V]

R_1 y R_2 : Resistencias para división de voltaje [$K\Omega$]

$R_{FEEDBACK}$: Resistencia de sensibilidad [$K\Omega$]

$R_{FLEXIFORCE}$: Resistencia del sensor [Ω]

C_1 : Capacitor de filtro pasabajos[nF]}

El voltaje de referencia “ V_{REF} ” recomendado para el funcionamiento del sensor es de 0.5 V (Tekscan,2020); con el fin de obtener esta tensión, se debe realizar un divisor de voltaje resistivo con las resistencias R_1 y R_2 ; la Ecuación 3.1 muestra la obtención de V_{REF} por medio de la división y el voltaje de alimentación “ V_{SUPPLY} ” de 5 V.

$$V_{REF} = V_{SUPPLY} \cdot \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} \right) \quad (3.1)$$

Se da el valor comercial a R_1 de 15 K Ω y se obtiene de la ecuación 3.1 el valor de R_2 de 1.67 K Ω ; a partir de este resultado, se debe buscar un valor comercial de resistencias cercano; este valor es de 1.8 K Ω y da un nuevo valor de V_{REF} de 0.54 V al momento de reemplazar en 3.1.

Con respecto al amplificador operacional, la Tabla 3.2 muestra características relevantes para la selección. Se tiene como requerimiento que debe ser alimentado con 5 V y que el sensor de fuerza debe recibir como máximo 2.5 mA (Tekscan,2020).

Tabla 3.2. Comparación de amplificadores operacionales

Modelo	LM358 	TS944AIDT 	LM324 
Fabricante	Texas Instruments	STMicroelectronics	Texas Instruments
Número de circuitos	2	4	4
Voltaje de alimentación	3-30 V	2.5-10 V	0-32 V
Corriente de salida	30 mA	650 uA	700 uA
Voltaje de salida	0 - ($V_{SUPPLY} - 1.5$) V	0-4.9 V	0 - ($V_{SUPPLY} - 1.5$) V

Se aprecia en la comparación que se podría escoger el amplificador LM324 por la cantidad de circuitos y por la menor corriente de salida; además, su ventaja radica en que no requiere alimentación negativa y solo necesita conexión a tierra (Calpa,2014).

El sensor debe ser calibrado para obtener los valores de resistencia y capacitancia del filtro pasabajos. Se siguen las recomendaciones de Tekscan para el procedimiento. Primero se debe definir el rango de operación; en este caso es de 0 N hasta 350 N. La calibración requiere trabajar con las masas; por lo que es necesario hallar estas por medio de la Ecuación 3.2 considerando la gravedad “g” como 9.8 m/s^2 .

$$masa = \frac{Fuerza \text{ del peso}}{g} \quad (3.2)$$

Luego se debe colocar el 110% de la carga máxima por tres segundos aproximadamente; este proceso se hace en tres pasos donde se pone 1/3, 2/3 y 3/3 de esta carga y se registra el valor de la resistencia (Calpa,2014). Sin embargo, como no se cuenta con los sensores, se usan datos experimentales de investigaciones existentes que ya han calibrado el sensor; la Ecuación 3.3

describe la linealidad de la conductancia (inversa de la resistencia del sensor) y la fuerza de entrada (Bravo,2020).

$$S = 109.24F + 665.01 \quad (3.3)$$

Donde:

S : Conductancia [$n\Omega^{-1}$]

F : Fuerza de entrada [N]

Se debe obtener la conductancia máxima cuando se le aplica la mayor fuerza para obtener el $R_{FEEDBACK}$; en este caso, la fuerza es de 350 N por lo que al reemplazar en la Ecuación 3.3 se obtiene el valor de 38899.01 $n\Omega^{-1}$ en el sensor. Esta magnitud se invierte para obtener la magnitud de $R_{FLEXIFORCE}$ la cual es 25.71 $K\Omega$. A partir de este resultado, se busca la relación de voltajes que vincule el $R_{FEEDBACK}$; la Ecuación 3.4 describe lo mencionado.

$$V_{OUT} = V_{REF} \cdot \left(\frac{R_{FEEDBACK}}{R_{FLEXIFORCE}} + 1 \right) \quad (3.4)$$

Se realiza el corolario para despejar $R_{FEEDBACK}$ y se obtiene la Ecuación 3.5.

$$R_{FEEDBACK} = R_{FLEXIFORCE} \cdot \left(\frac{V_{OUT}}{V_{REF}} - 1 \right) \quad (3.5)$$

Se tiene como voltaje de salida máximo el voltaje de saturación $V_{SUPPLY} - 1.5 V$ el cual es de 3.5 V; además, el voltaje de referencia es de 0.54 V y se considera la resistencia en la cual la fuerza

es máxima. A partir de esto, el valor de $R_{FEEDBACK}$ es de $140.92\text{ K}\Omega$; se busca un valor comercial cercano y se obtiene $120\text{ K}\Omega$.

La frecuencia de corte " f_c " debe ser al menos de 30 Hz debido pues se demuestra que aquella que se caracteriza en diferentes pruebas de esfuerzo del sensor es de 10 Hz (Enriquez,2015).

Esta frecuencia se obtiene por medio de la Ecuación 3.6.

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot R_{FEEDBACK} \cdot C_1} \quad (3.6)$$

Se usan los valores de 30 Hz " f_c " y $120\text{ K}\Omega$ para $R_{FEEDBACK}$; y se obtiene el valor de C_1 de 44.21 nF ; se debe buscar un valor comercial cercano el cual es 47 nF . La Tabla 3.3 muestra un resumen de todos los componentes que conforman el amplificador con el filtro.

Tabla 3.3. Componentes para el amplificador de señal con filtro

Componente	Valor
V_{SUPPLY}	5 V
V_{REF}	0.54 V
R_1	15 K Ω
R_2	1.8 K Ω
$R_{FEEDBACK}$	120 K Ω
C_1	47 nF

Se debe realizar simulaciones para obtener la relación de Voltaje vs. Fuerza; con el fin de obtener lo mencionado, se eligen tres valores de fuerza para obtener su conductancia; y, por ende, su resistividad. En la Tabla 3.4 se aprecian los datos seleccionados.

Tabla 3.4. Datos escogidos para la simulación

Fuerza [N]	Conductancia [$n\Omega^{-1}$]	Resistividad del sensor [$K\Omega$]
0	665.01	1503.74
175	19782.01	50.55
350	38899.01	25.71

Los valores de la resistividad del sensor son simulados en Proteus en base del circuito de amplificación (Figura 3.3) con las magnitudes obtenidas de componentes de la Tabla 3.3. En la Figura 3.4.(a) se observa la simulación para la resistencia de 1503.74 $K\Omega$; en la Figura 3.4.(b), para la resistencia de 50.55 $K\Omega$; y, en la Figura 3.4.(c), para la resistencia de 25.71 $K\Omega$.

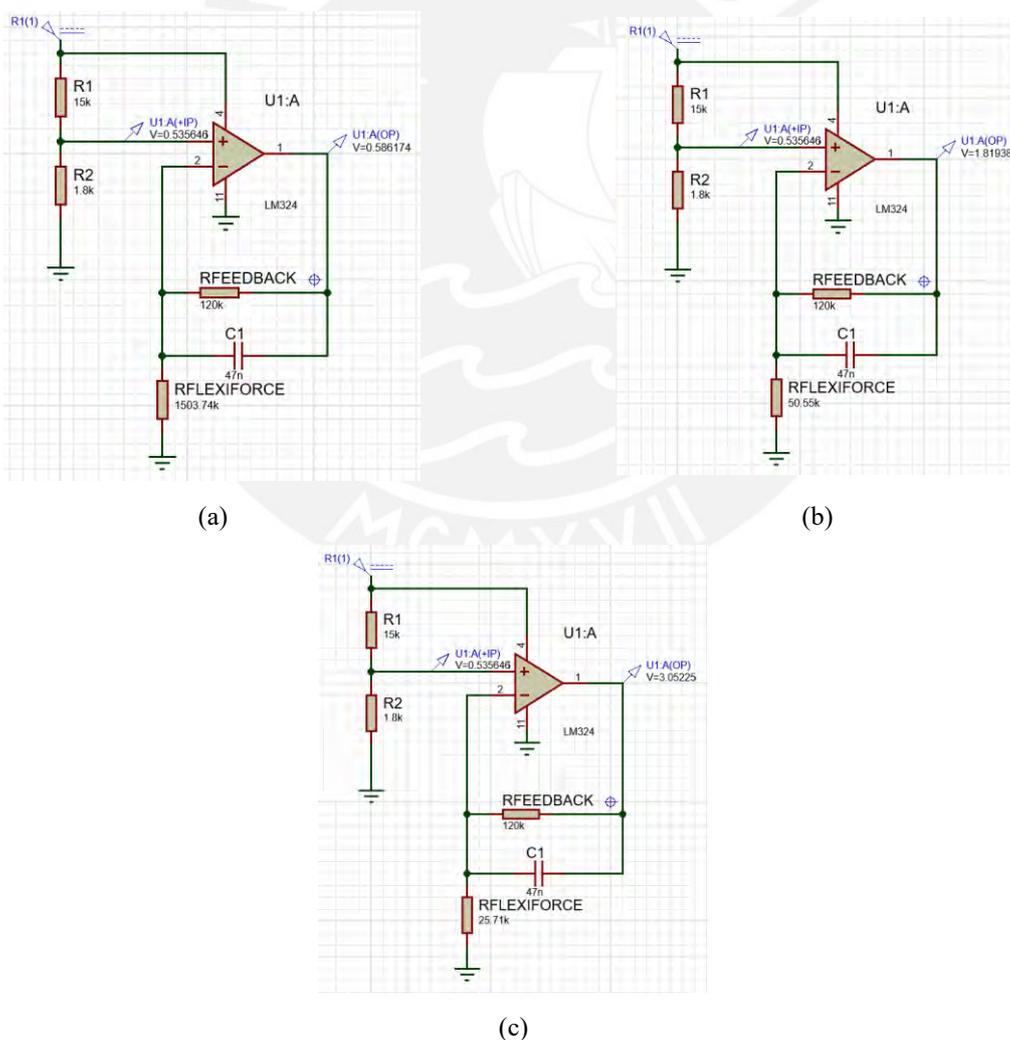


Figura 3.4. Simulación del circuito de amplificación y filtrado (a) Resistencia de 1503.74 $K\Omega$
 (b) Resistencia de 50.55 $K\Omega$ (c) Resistencia de 25.71 $K\Omega$. Fuente: Elaboración propia

Los datos son agrupados acorde en la Tabla 3.5 para obtener el voltaje en función de la fuerza por medio de la regresión lineal.

Tabla 3.5. Voltaje de salida del circuito de amplificación

Resistencia [$K\Omega$]	Fuerza [N]	Voltaje [V]
1503.74	0	0.586
50.55	175	1.819
25.71	350	3.052

El gráfico Voltaje vs. Fuerza se encuentra en la Figura 3.5. y se obtiene por medio de regresión lineal la cual brinda como coeficiente de determinación 0.99.

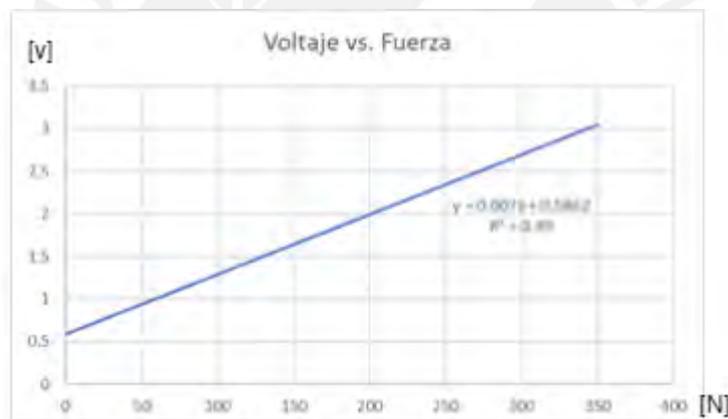


Figura 3.5. Gráfico de Voltaje vs. Fuerza

Fuente: Elaboración propia.

La Ecuación 3.7 describe el voltaje de salida del amplificador operacional en función de la fuerza aplicada para un rango de 0.5862 a 3.3 V.

$$V_{OUT} = 0.007F + 0.5862 \quad (3.7)$$

Se debe buscar la corriente máxima que sale del elevador DC/DC; se halla esta cuando la resistencia del sensor sea la menor para el rango establecido; esta es de $25.71\text{ K}\Omega$. La Figura 3.6 muestra que la corriente a la entrada del divisor de voltaje es de 298 uA ; y, a la entrada del Opamp, de 15 uA ; entonces se suman estas corrientes y se obtiene 313 uA para un circuito de acondicionamiento; a partir de esto se obtiene la corriente de 3.443 mA para 11 circuitos de acondicionamiento pues se cuenta con 11 sensores de fuerza. Este dato es necesario para seleccionar el convertidor DC/DC *Boost*.

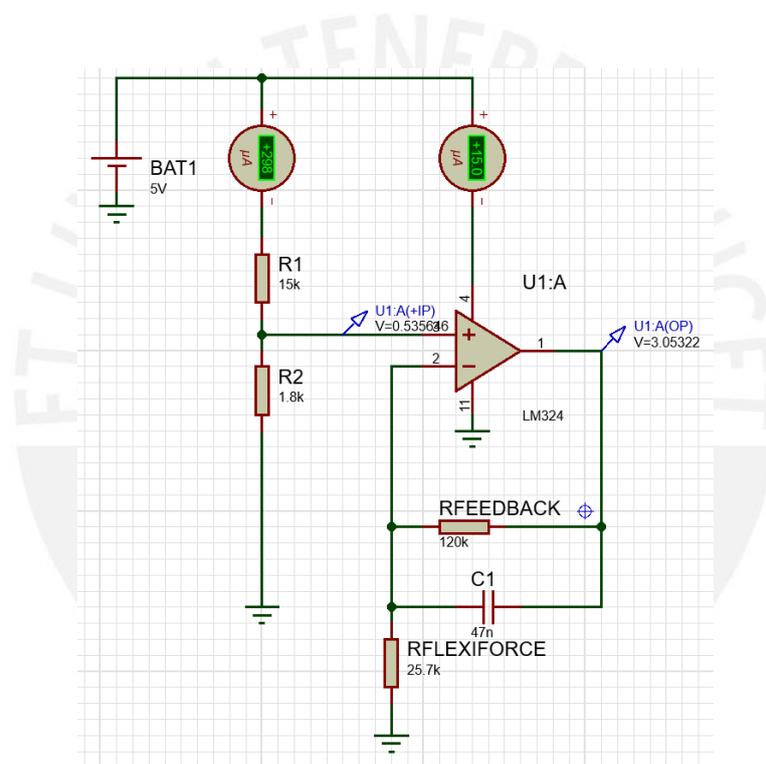


Figura 3.6. Corriente para alimentar el circuito de acondicionamiento

Fuente: Elaboración propia

3.3.3. Selección de sensor inercial

El ángulo de rotación del tipo de movimiento que realiza el pie protésico al momento de la marcha es obtenido por un sensor inercial localizado en el tobillo. Este ayuda a conocer cuánto

se está rotando acorde a la fuerza de contacto. La Tabla 3.6 muestra especificaciones de sensores inerciales existentes para la selección.

Tabla 3.6. Comparación de sensores inerciales

Modelo	 (Digikey, a)	 (Digikey, b)	 (Digikey, c)
Fabricante	InvenSense	STMicroelectronics	InvenSense
Alimentación	1.71-3.45 V	1.7-3.6 V	2.345-3.46 V
Corriente de operación	3 mA	0.55 mA	3.5 -3.9 mA
Tipo de salida	I2C, SPI	I2C, SPI	I2C
Tipo de sensor	Giroscopio, acelerómetro	Giroscopio, acelerómetro	Giroscopio, acelerómetro
Velocidad de escala	2000 °/s	2000 °/s	2000 °/s
Número de ejes	6	6	6
Dimensiones	3x3x0.75 mm	2.5x3x0.83 mm	4x4x0.9 mm

Se observa que casi todos comparten características similares; por tal motivo, se escoge el más comercial el cual es el MPU 6050 para el respectivo uso. Este es alimentado por medio de un reductor Buck que brinda 3.3 V. El dato de corriente operación de 3.9 mA es necesario para seleccionar el convertidor DC/DC Buck.

3.3.4. Selección de convertidor DC/DC Boost

Se plantea que la batería sea de 3.7 V para la alimentación total; se debe elevar este voltaje a 5 V debido a que el acondicionamiento funciona con esta tensión. Se toma como consideración la corriente necesaria hallada que debe brindar el elevador a los once circuitos de amplificación

y filtrado la cual es 3.443 mA; y, con un factor de seguridad de 2, se obtiene 6.886 mA; esto brinda como potencia requerida de 35 mW. En la Tabla 3.7 se observa la comparación de circuitos integrados elevadores para la respectiva selección.

Tabla 3.7. Comparación elevadores DC/DC

Modelo	S9V11F5S6CMA  (Pololu, c)	S7V8F5  (Pololu, e)	S10V4F5  (Pololu, f)
Fabricante	Pololu	Pololu	Pololu
Voltaje de entrada	2-16 V	2.7-11.8 V	2.5-18 V
Voltaje de salida	5 V	5V	5 V
Corriente de salida	0-1500 mA	0-1000 mA	0-400 mA
Potencia de salida	7500 mW	5000 mW	2000 mW
Eficiencia	85-95%	80-95%	70-80%
Precio de venta	USD 8.95	USD 5.95	USD 4.49

Se escoge el modelo S7V8F5 por relación precio y eficiencia, pues se ubica en el punto necesario para elevar el voltaje el cual es tener una corriente mayor de 6.886 mA con una salida de 5V. A partir de la selección, se debe obtener la corriente de entrada del *boost* para un voltaje de 3.7 V. La Figura 3.7 muestra la relación de la eficiencia con la corriente de salida; se observa que, el valor más cercano al voltaje deseado es 3.6 V; y la corriente de salida de 6.886 mA es cercana a 0, por lo que se obtiene un valor de aproximadamente 88% de eficiencia.

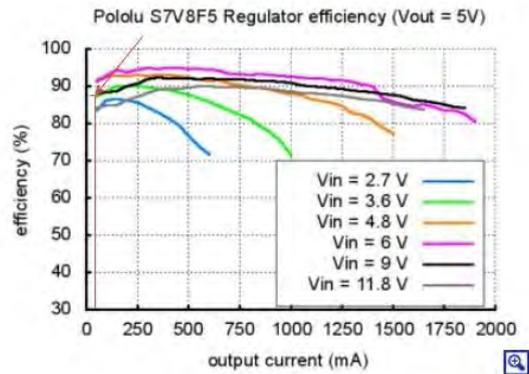


Figura 3.7. Gráfico de eficiencia versus corriente de salida del elevador

Tomado de Pololu: Pololu 5V Step-Up/Step-Down Voltage Regulator S7V8F5

La eficiencia es la relación de la potencia de salida con respecto al de la entrada. La Ecuación 3.8 muestra la forma de obtener la potencia “P” para un voltaje “V” y una corriente “I”.

$$P = V * I \quad (3.8)$$

Se obtiene la eficiencia “n” en la Ecuación 3.9 a partir de la Ecuación 3.8 para la relación de salida y entrada.

$$n = \frac{P_{OUT}}{P_{IN}} \quad (3.9)$$

Donde:

P_{OUT} : Potencia de salida [mW]

P_{IN} : Potencia de entrada [mW]

La Ecuación 3.9 puede ser reescrita en términos de voltaje y corriente según la Ecuación 3.10.

$$n = \frac{V_{OUT} * I_{OUT}}{V_{IN} * I_{IN}} \quad (3.10)$$

Donde:

V_{OUT} : Voltaje de salida [V]

V_{IN} : Voltaje de entrada [V]

I_{OUT} : Corriente de salida [mA]

I_{IN} : Corriente de entrada [mA]

Se despeja la Ecuación 3.10 en términos de “ I_{IN} ” pues es lo que se desea hallar y se obtiene la Ecuación 3.11.

$$I_{IN} = \frac{V_{OUT} * I_{OUT}}{n * V_{IN}} \quad (3.11)$$

El valor de la corriente “ I_{IN} ” para un voltaje de entrada de 3.7 V es de 10.58 mA. Este dato es importante para seleccionar la batería.

3.3.5. Selección de convertidor DC/DC Buck

El voltaje de la batería de 3.7 V debe reducirse a 3.3 V para alimentar el sensor MPU 6050 que es el inercial. Con el fin de seleccionar un reductor *buck* se toma como consideración la corriente necesaria para alimentar el sensor, la cual es de 3.9 mA. Se elige el mismo factor de seguridad de 2 empleado en la selección del *boost* y se obtiene una corriente de 7.8 mA para la selección. La Tabla 3.8 muestra la comparación circuitos integrados reductores.

Tabla 3.8. Comparación reductores DC/DC

Modelo	S7V8F3  (Pololu, d)	S9V11F3S5  (Pololu, a)	S9V11F3S5C3  (Pololu, b)
Fabricante	Pololu	Pololu	Pololu
Voltaje de entrada	2.7-11.8 V	2-16 V	3-16 V
Voltaje de salida	3.3 V	3.3V	3.3 V
Corriente de salida	0-1000 mA	0-1500 mA	0-1500 mA
Potencia de salida	3300 mW	4950 mW	4950 mW
Eficiencia	80-95%	85-95%	85-95%
Precio de venta	USD 5.95	USD 5.95	USD 5.95

Se selecciona el modelo S7V8F3 porque posee menor consumo de potencia y su eficiencia es de 80%. Se debe hallar también la corriente de entrada como se realizó en la selección del *boost*. En la Figura 3.8 se ve que para una corriente de salida de 7.8 mA, se obtiene una eficiencia de casi 80%.

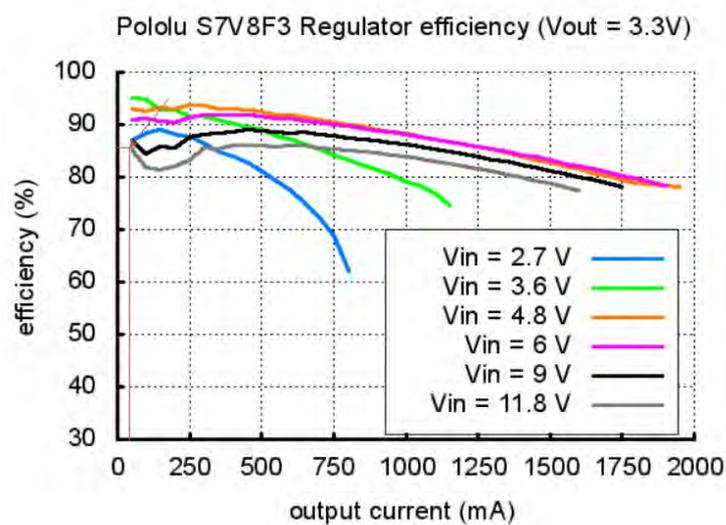


Figura 3.8. Gráfico de eficiencia versus corriente de salida del reductor

Tomado de Pololu: Step-Up/Step-Down Voltage Regulator S7V8F3

Se emplea la misma Ecuación 3.10 usada en la selección del *boost* para determinar la corriente de entrada “ I_{IN} ”; el valor obtenido para un voltaje de entrada de 3.7 V es de 8.19 mA. Este dato se emplea para seleccionar la batería.

3.3.6. Selección de batería recargable

La batería usada es una de 3.7 V de tensión; sin embargo, se debe obtener la cantidad de miliamperios/hora (mAh) para poder seleccionar un. Con el fin de obtener esta capacidad de corriente, se emplea la Ecuación 3.12 la cual muestra una relación con la corriente de salida al sistema y las horas de autonomía.

$$I_h = I_{SIS} * H \quad (3.12)$$

Donde:

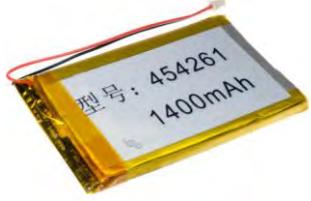
I_h : Capacidad de corriente por hora [mAh]

I_{SIS} : Corriente necesaria para alimentar el sistema [mA]

H : Horas de autonomía del sistema [h]

Se conoce que la corriente que sale de esta es la suma de las corrientes de entrada de los convertidores boost y buck, 10.58 mA y 8.19 mA, respectivamente; (el cargador de batería no consume corriente de esta) la cual es de 18.77 mA; con este dato, se propone una autonomía de 5 horas por lo que se obtiene la capacidad de 93.85 mAh. Se debe buscar una fuente que posea este valor o uno inmediato superior; por tal razón, la Tabla 3.9 muestra la comparación de batería recargables para la selección.

Tabla 3.9. Comparación de baterías recargables

	Genérico	Genérico	Genérico
Modelo	 (Mercado Libre, c)	 (Hifisac, s. f.)	 (Mercado Libre, b)
Fabricante	MikroElektronika	Sin información	Sin información
Material	Polímero de litio	Polímero de litio	Polímero de litio
Voltaje	3.7 V	3.7 V	3.7 V
Capacidad de corriente	250 mAh	1400 mAh	200 mAh
Dimensiones	30x20x5 mm	61x45x6 mm	17x17x6 mm
Precio de venta	PEN 25.00	PEN 12.50	PEN 20.00

La mejor relación entre capacidad y precio de la batería de 3.7 V resulta la de capacidad de 1400 mAh. Se vuelve a calcular la autonomía con este nuevo valor y se obtiene 74 horas; al tener un valor más grande puede ser empleado para alimentar otros componentes de la prótesis transtibial. Las dimensiones son consideradas para el dimensionamiento de la caja donde está el circuito electrónico.

3.3.7. Selección de cargador de batería recargable

Se sabe que la batería usada es recargable de 3.7 V 1400 mAh; por lo que se requiere un circuito cargador entre esta y los convertidores de voltajes. Se toma como consideración que pueda ser cargado como como máximo con 1000 mA a la entrada; pues los cargadores super rápidos que tienen mayor amperaje podrían dañar la batería. La Tabla 3.10 muestra características relevantes para la selección de un cargador adecuado.

Tabla 3.10. Comparación de cargadores de baterías recargables

Modelo	TP4056-Micro  (Naylamp, s. f.)	TP4056-C  (Mercado Libre, d)	TP4056-Mini Micro  (Linio, s. f.)
Voltaje de entrada	4.5-5.5 V	5 V	4.5-5.5 V
Corriente de carga máxima	1000 mA	1000 mA	1000 mA
Precisión de carga	1.5 %	1%	1.5%
Tipo de entrada	Micro-USB	C	Mini USB
Dimensiones	28x18 mm	28x17.3 mm	22x16 mm

Se elige el TP4056 Micro porque tiene mayor precisión de carga y la entrada Micro-USB es más comercial en el mercado local.

3.3.8. Selección de interruptor y led indicador

El paso de energía se da por medio de un interruptor; se busca como requerimientos que pueda soportar al menos dos veces el voltaje de 3.7 V y una corriente de 18.77 mA. Se aprecia en la Tabla 3.11 muestra el interruptor escogido con sus características.

Tabla 3.11. Características de interruptor basculante

Modelo	<p>Basculante</p>  <p>(Digikey, d)</p>
Voltaje máximo	24 V
Corriente máxima	10 A
Función	ON/OFF
Duración mecánica	10 000 ciclos

La forma que el usuario se da cuenta del paso de la corriente es por medio del Led indicador, el cual está encendido cuando el interruptor este activado. Se tiene como requerimientos los mismos empleados en la selección previa, pues es un circuito en serie. La Tabla 3.12 muestra las especificaciones del led seleccionado.

Tabla 3.12. Características del led indicador

Modelo	<p>Led rojo</p>  <p>(Mercado Libre, a)</p>
Voltaje de alimentación	1.5-2.2 V
Corriente máxima	10 mA
Intensidad luminosa	1700-3500 mcd

Se observa que el voltaje de operación es de máximo 2.2 V; esto quiere decir que se necesita una resistencia en serie con el led, pues es voltaje de la batería es de 3.7 V (V_{SUPPLY}) con una corriente de 18.77 mA. Con el fin de obtener la resistencia del led, se modela todo el resto del circuito como una resistencia de carga, la cual tiene un valor de 197.12 Ω debido al voltaje de alimentación y a la corriente de consumo. La Figura 3.9 muestra el esquema del circuito del diodo junto con el resto de la carga.

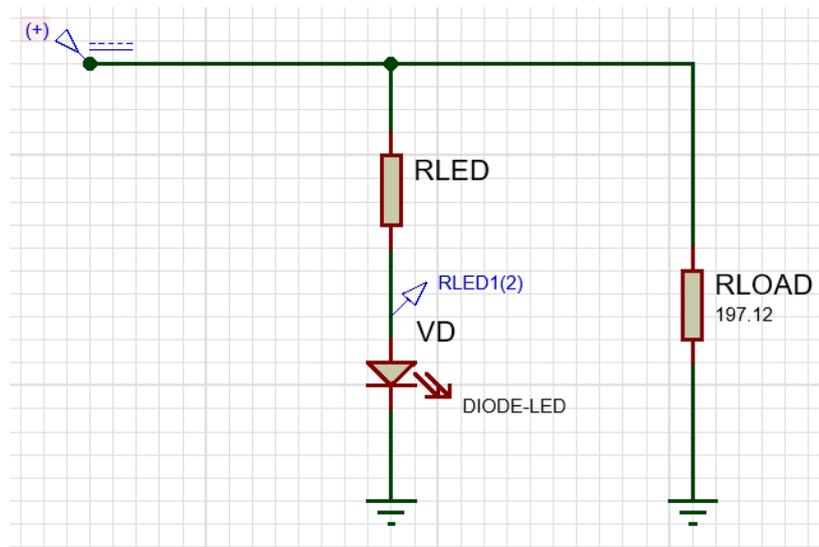


Figura 3.9. Esquema del diodo con el resto de la carga

Fuente: Elaboración propia

Donde:

R_{LED} : Resistencia del led [$K\Omega$]

R_{LOAD} : Resistencia de carga [Ω]

V_D : Voltaje del led [V]

La relación de voltaje, resistencia y corriente del led se describe en la Ecuación 3.13.

$$I_D = \frac{V_{SUPPLY} - V_D}{R_{LED}} \quad (3.13)$$

Donde:

I_D : Corriente del led [mA]

Se elige el valor comercial de R_{LED} de $1\text{ K}\Omega$ y se propone alimentar el led con 2 V . Estos valores se reemplazan en la ecuación anterior y se obtiene la corriente I_D de 1.7 mA . Este valor se encuentra en el rango de operación del led por lo que la resistencia escogida es correcta.

Se simula el circuito para hallar el valor de la nueva corriente total de trabajo. La Figura 3.10 muestra que el valor de la nueva corriente de consumo es de 20.40 mA y la tensión en el led es de 2.1 V .

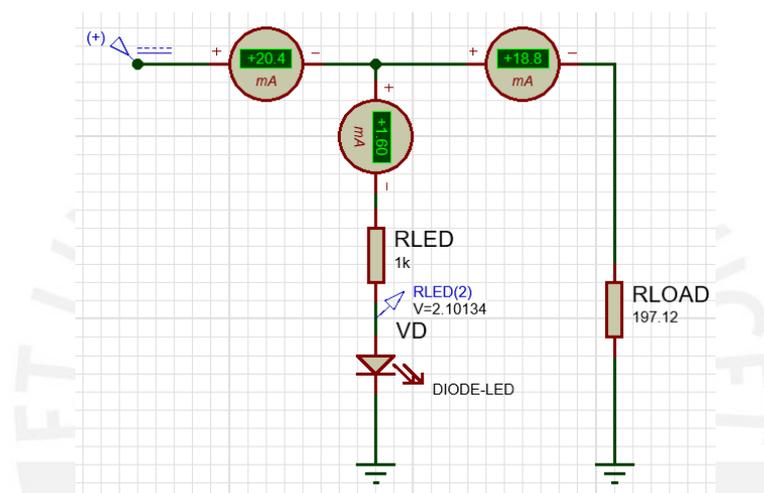


Figura 3.10. Simulación del circuito del led
Fuente: Elaboración propia

3.4. Diagramas esquemáticos y PCB

Se presentan los diagramas esquemáticos de cada parte del circuito electrónico; esto está dividido en la distribución de sensores, acondicionamiento de señales, electrónica de potencia y salida al sensor inercial. Con estos esquemas se diseña el PCB que se coloca dentro de la carcasa electrónica.

3.4.1. Diagramas esquemáticos

Se empieza con los sensores de fuerza, se sabe que estos van colocados en el pie protésico; por lo que se necesita conectores visibles en la carcasa para que puedan ser acoplados. La Figura 3.11 muestra las 11 entradas que se tiene para la recepción sensorial; estas entradas forman parte de un conector TSW 106 de 12 pines: 11 pines para sensores FlexiForce y 1 pin de todas las tierras.

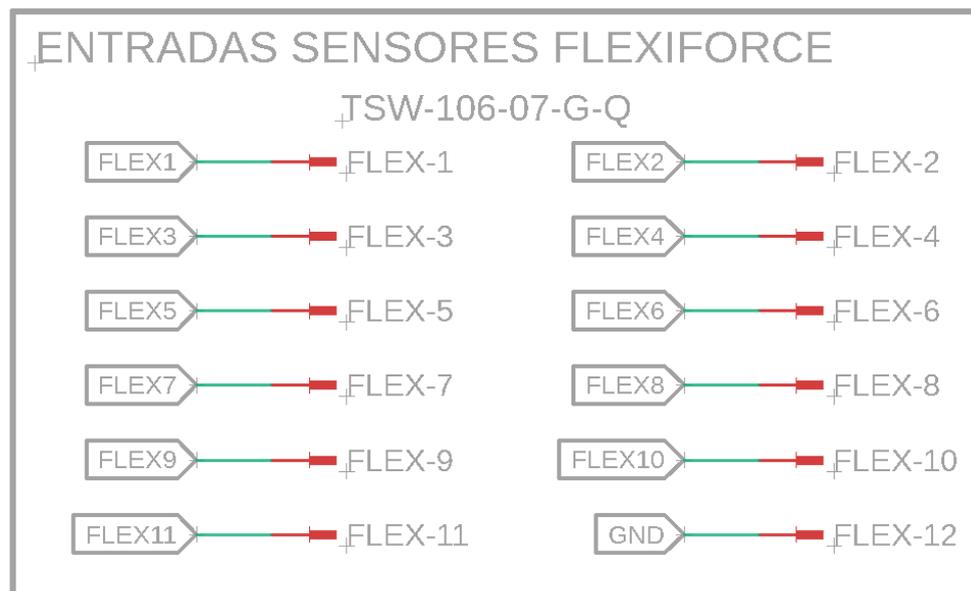


Figura 3.11. Diagrama esquemático de las entradas de los sensores FlexiForce A301

Fuente: Elaboración propia

Estos conectores de los sensores de fuerza son las entradas hacia el circuito de acondicionamiento; se necesitan 3 grupos de estos circuitos por cada 4 sensores, pues el integrado escogido cuenta con 4 amplificadores operacionales; por lo tanto, si son 11 sensores, corresponden a 3 integrados; no obstante, en la Figura 3.12 solo se muestra un grupo de 4 entradas, pues el resto está en la sección de planos eléctricos y electrónicos. Se aprecia además que el voltaje de referencia de 0.54 V es generado mediante un solo circuito divisor resistivo,

esto también es válido para los demás circuitos de acondicionamiento de señales; en adición, se ve que la entrada negativa del Opamp corresponde a las señales obtenidas por los sensores piezoresistivos FlexiForce; y, con respecto a las salidas “VOUT”, están van conectadas a otro TSW 106 para 12 pines.

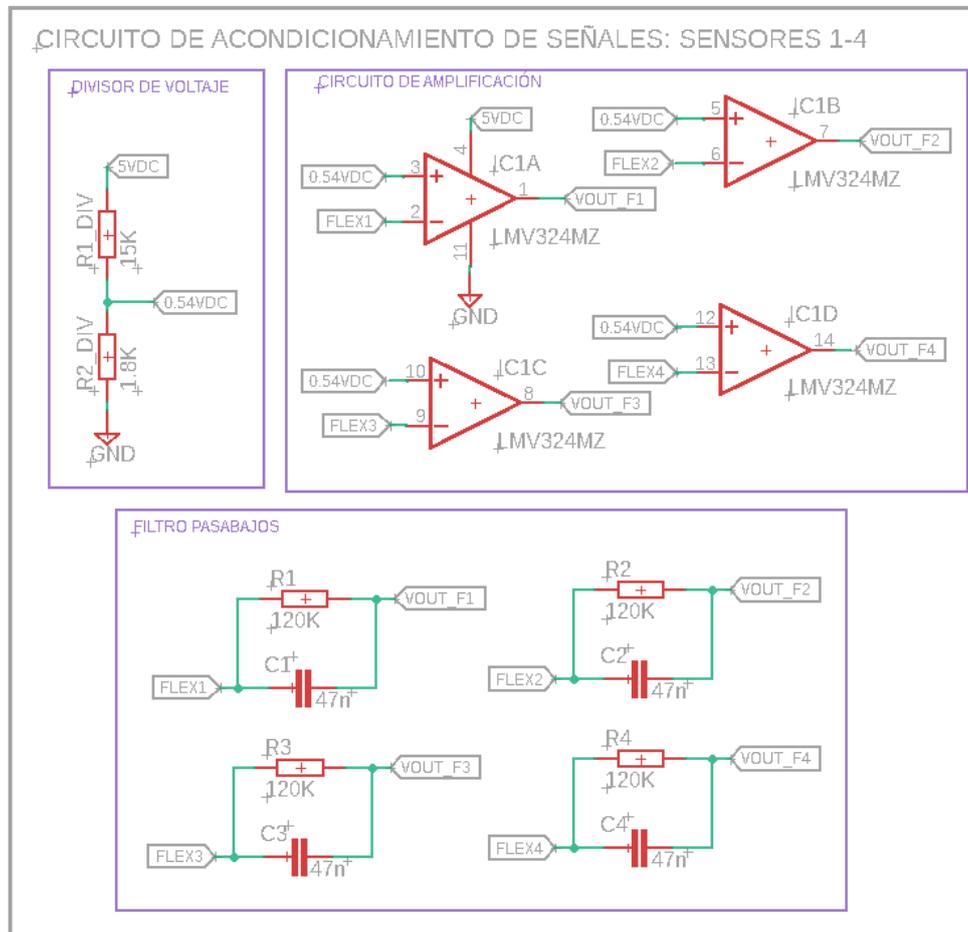


Figura 3.12. Diagrama esquemático del circuito de acondicionamiento

Fuente: Elaboración propia

En la Figura 3.13 se aprecia que la conexión con la batería de 3.7 V es por medio del SSW para 2 entradas; después de esto, se decide el paso de energía por el conector del interruptor basculante; en caso que este activado permite el paso de la corriente y el led ilumina con el fin de indicar el funcionamiento. Luego de verificar el estado del sistema, el voltaje de la batería “VBAT” ingresa al cargador, el cual funciona como puente entre el led y los circuitos

convertidores; en la etapa de recarga de batería se aprecia que puede cargar de manera independiente al estado del interruptor. Posteriormente, el voltaje “VBAT” se ve aumentado y reducido a 5 V y 3 V, respectivamente. Se acota que las conexiones del interruptor, led y cargador son tipo SSW 102; y, las de los convertidores, tipo SSW 104.

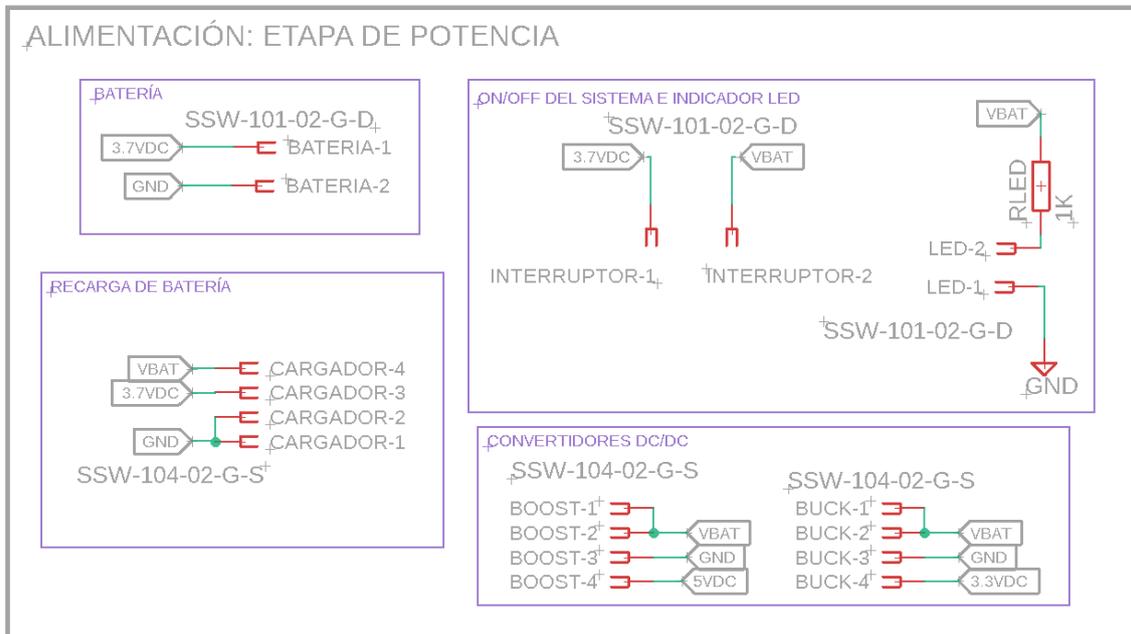


Figura 3.13. Diagrama esquemático de la etapa de potencia

Fuente: Elaboración propia

La salida de 3.3 V alimenta el sensor inercial, se usa conectores TSW 104 para todos los pines de entrada del MPU 6050 (8) pues este se encuentra en el pie protésico. La Figura 3.14 muestra la distribución de las conexiones que ingresan a la carcasa desde el sensor.

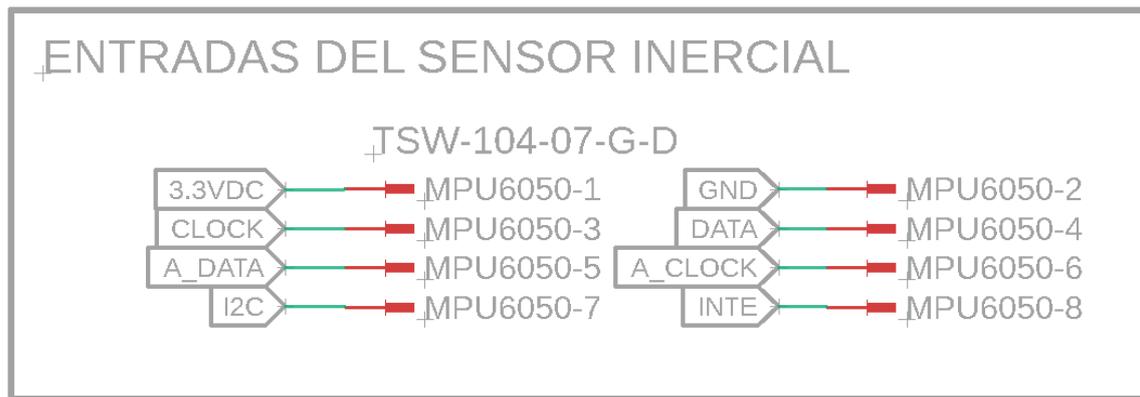


Figura 3.14. Diagrama esquemático de las entradas del sensor inercial

Fuente: Elaboración propia

Las conexiones con el microcontrolador del resto de la prótesis transtibial son las salidas de la carcasa; esta brinda como datos las 11 señales acondicionadas de los sensores de fuerza, la tierra “GND” y los pines de comunicación serial con el sensor inercial. En la Figura 3.15 se muestra las salidas sensoriales; además, los conectores usados en ambos casos son TSW 106 y TSW 103, respectivamente.

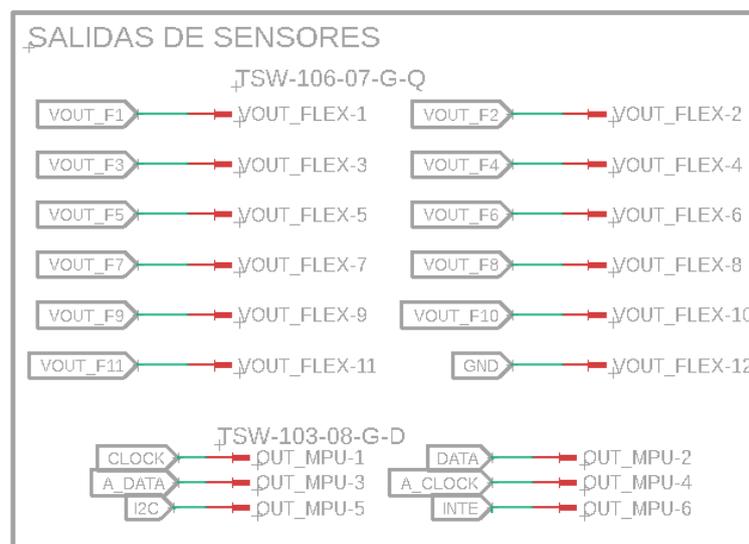


Figura 3.15. Diagrama esquemático de las salidas sensoriales

Fuente: Elaboración propia

3.4.2. Diseño de PCB

El PCB del sistema se diseña a partir de los circuitos esquemáticos; para esto, se necesita conocer la corriente máxima que circula. Se conoce por simulaciones que esta es 20.4 mA; por ende, se emplea las recomendaciones de ancho de pista para una altura de cobre de 35 micras según la Tabla 3.13.

Tabla 3.13. Ancho de pista para una altura de cobre de 35 micras

Ancho de pista (mm)	Corriente máxima (A)
4	10
2	5
1.5	4
1	3
0.5	2
0.2	0.5>

Nota. Tomado de “Normas Básicas y Recomendaciones en el Diseño de PCBs”, por Bellido, 2015.

Se observa que para la corriente calculada se debe emplear un ancho de pista de al menos 0.2 mm; por tal motivo, se elige 0.254 mm que su equivalente en milésima de pulgada es de 10. Por otro lado, los componentes como resistencias, capacitores y son montados en la superficie (SMD) para ahorrar tamaño de la tarjeta. Se debe calcular la corriente y el voltaje a los que están sometidos para obtener la potencia de disipación y poder seleccionarlos. La Figura 3.16.(a) muestra las corrientes y voltajes de las resistencias del circuito de amplificación para el caso de tensión de salida máxima; y, la Figura 3.16.(b), la del circuito del led.

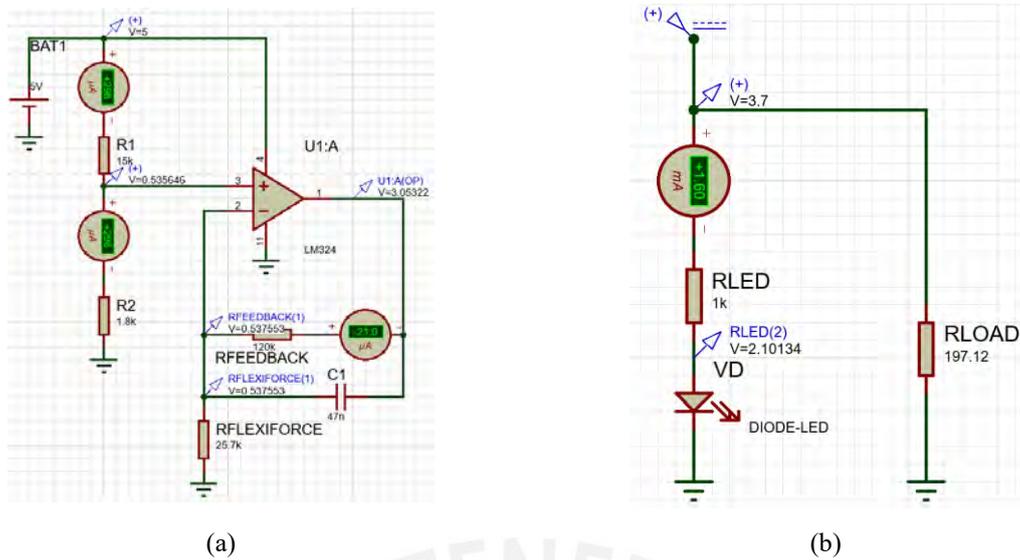


Figura 3.16. Simulación de voltajes y corrientes en las resistencias del PCB

Fuente: Elaboración propia

Los datos de la simulación sirven para elaborar la Tabla 3.14 donde aprecia el cálculo de la potencia y la selección de las resistencias SMD comerciales para un factor de seguridad de 2.

Tabla 3.14. Cálculo y selección de resistencias SMD para PCB

Resistencia	Cálculo				Selección SMD		
	Diferencia de voltaje	Corriente	Potencia disipada	Potencia con FS	Código valor	Código potencia	Potencia
15 K Ω	4.46 V	0.298 mA	1.330 mW	2.660 mW	153	0805	1/8 W
1.8 K Ω	0.54 V	0.298 mA	0.161 mW	0.322 mW	182	0805	1/8 W
120 K Ω	2.51 V	0.021 mA	0.053 mW	0.106 mW	123	0805	1/8 W
1 K Ω	3.70 V	1.600 mA	5.920 mW	11.84 mW	102	0805	1/8 W

Los capacitores, como se menciona, también deben ser SMD. Se debe calcular la potencia que disipa; este valor es calculado por medio de la Ecuación 3.14.

$$P_C = \frac{1}{2} C V_C^2 * 1000 \quad (3.14)$$

Donde:

P_C : Potencia en el capacitor [mW]

C : Capacitancia [F]

V_C : Voltaje del capacitor [V]

Se conoce que de la Figura 3.17, usada para el cálculo de la potencia resistiva, la diferencia de voltaje del capacitor es 2.51 V y su capacitancia es de 47 nF; por lo que la potencia que disipa es de 0.00015 mW. A partir de esto se selecciona capacitores SMD del código 0805 cerámico.

La Figura 3.16 muestra el PCB del sistema en ambas capas para la selección realizada, en este se aprecia que las dimensiones son 53.82x50.29 mm.

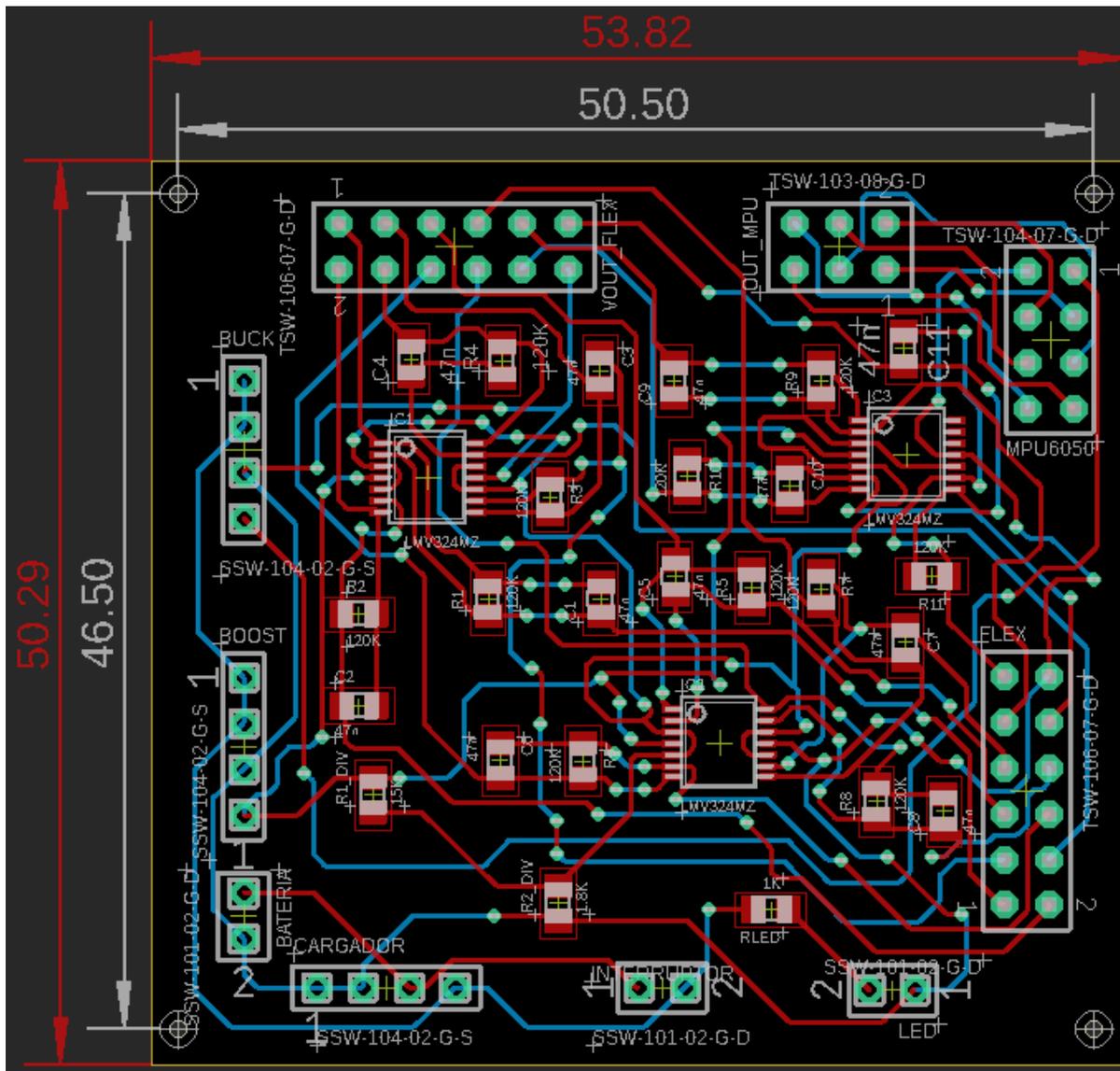


Figura 3.17. Diseño de PCB

Fuente: Elaboración propia

3.5. Diseño de carcasa electrónica

El sistema electrónico se aloja en una carcasa, la cual no se localiza en el pie protésico por lo que requiere que tenga entradas para los sensores y salidas de las señales acondicionadas para la conexión con el microcontrolador. Las dimensiones usadas para el modelamiento de este sistema protector son las del PCB, batería de 3.7 V y del cargador de batería. Además, con el fin de obtener un espesor “t” para el material usado (ABS), se debe conocer la fuerza en el

lugar más manipulable; este es la zona donde se ubica el interruptor y la magnitud máxima ejercida es de 2.9 N (Oulasvirta,2018). A partir de esta fuerza se modela en la Figura 3.18.a la mecánica de presionar interruptores; y, en la Figura 3.18 b, se aprecia la ubicación de la fuerza en la carcasa.

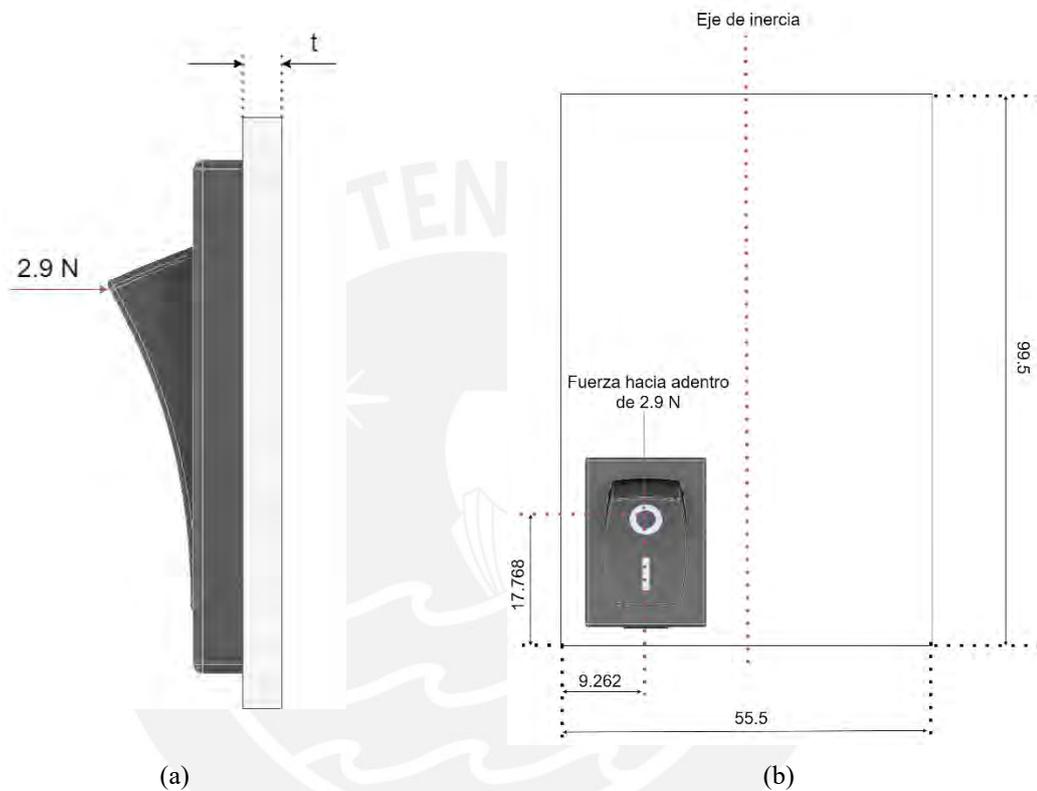


Figura 3.18. Diagrama para hallar el espesor de la carcasa electrónica (a)Vista de perfil (b)Vista frontal

Fuente: Elaboración propia

Se necesita conocer las propiedades mecánicas del material para la impresión 3D; por lo que la Tabla 3.15 muestra el recuento de estas para obtener el espesor de la carcasa electrónica.

Tabla 3.15. Propiedades mecánicas del ABS

Esfuerzo a la tracción	22 MPa
Esfuerzo de fluencia	13 MPa
Módulo de elasticidad	1 GPa
Elongación a la rotura	3%
Coefficiente de Poisson	0.38

Nota. Tomado de “Overview of materials for Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS), Extruded”, por MatWeb.

Se traslada la fuerza al eje de inercia para hallar el espesor necesario. Esto genera que en tal ubicación exista una fuerza de 2.9 N con un momento torsor de 53.62 N-mm, el cual se obtiene al trasladar la fuerza al eje de inercia. La Figura 3.19 muestra la sección transversal de la carcasa bajo la acción de tales cargas.

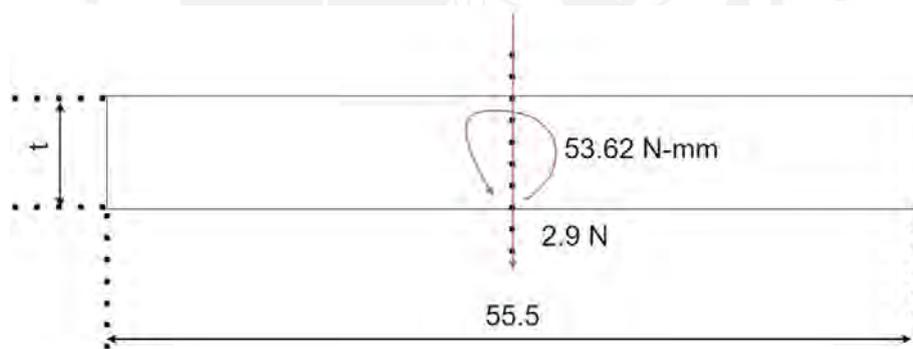


Figura 3.19. Sección transversal de la caja con las cargas aplicadas

Fuente: Elaboración propia.

Se aprecia que la sección es rectangular y que está sometida solamente a cargas cortantes (fuerza cortante y momento torsor). Se emplea la Figura 3.20 para modelar los esfuerzos en las secciones y la Tabla 3.16 para obtener el parámetro “ α ”.

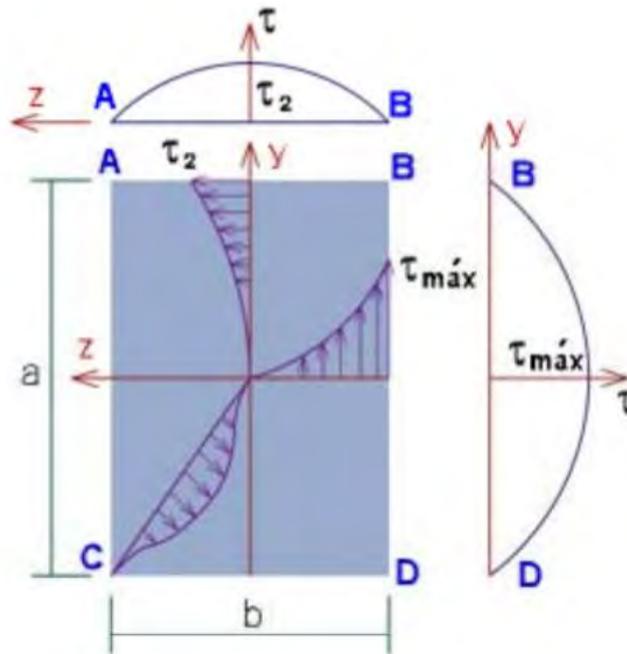


Figura 3.20. Modelamiento de esfuerzos cortantes para una sección rectangular
Tomado de “Torsión de barras”, por Lavayen, 2018.

Tabla 3.16. Parámetros para el esfuerzo máximo de torsión

a/b	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	4.0	5.0	10.0	∞
α	0.208	0.231	0.246	0.258	0.267	0.282	0.291	0.312	0.333

Nota. Tomado de “Torsión de barras”, por Lavayen, 2018.

La longitud “a” es la más larga del rectángulo con respecto a la longitud “b”; por lo que las dimensiones de la sección de la carcasa serían las siguientes: “a” igual a 55.5 mm y “b” igual al espesor “t”. A partir de lo expuesto, se emplea la Ecuación 3.15 para determinar el esfuerzo máximo por torsión (Lavayen,2018).

$$\tau_{max} = \frac{M_t}{\alpha * a * b^2} \quad (3.15)$$

Donde:

τ_{max} : Esfuerzo por torsión máximo [MPa]

M_t : Momento torsor de la carga [Nmm]

α : Parámetro del esfuerzo [adimensional]

a : Longitud mayor [mm]

b : Longitud menor [mm]

El parámetro “ α ” se obtiene al proponer un espesor “ t ” igual a 1.75 mm; con este valor se obtiene el cociente entre “ a ” y “ b ” de 31.71. Se selecciona el parámetro “ α ” de 0.333 a partir del resultado anterior y se obtiene el esfuerzo por torsión máximo de 0.95 MPa.

Por otro lado, también se debe obtener el esfuerzo cortante hecho por la carga de 2.9 N; por ende, la Ecuación 3.16 muestra la forma de hallar tal valor y la Figura 3.21 modela la sección transversal solamente para la acción de la fuerza cortante.

$$\tau_c = \frac{VQ}{Ic} \quad (3.16)$$

Donde:

τ_c : Esfuerzo cortante por fuerza [MPa]

V : Fuerza cortante [N]

Q : Primer momento de la sección [mm³]

I : Inercia respecto al eje neutro [mm⁴]

c : espesor a la altura que se analiza [mm]

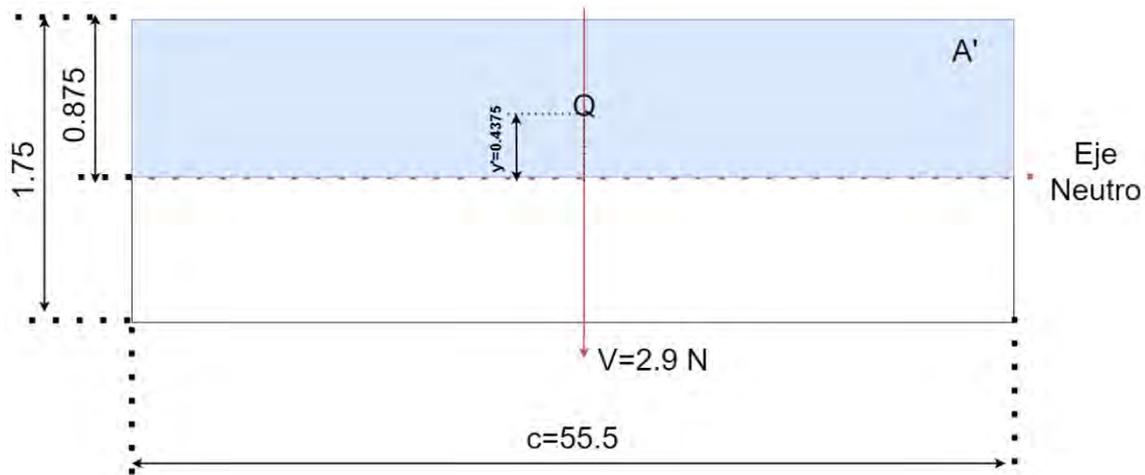


Figura 3.21. Sección transversal donde se aplica la carga cortante

Fuente: Elaboración propia

Se empieza con el primer momento de la sección “Q” este se calcula con la Ecuación 3.17.

$$Q = y' * A' \quad (3.17)$$

Donde:

A' : área superior a la altura del análisis [mm^2]

y' : Distancia del centroide del área superior al eje neutro [mm]

El área “A” es de una sección rectangular; por lo que su valor es 48.56 mm^2 según la sección sombreada de la Figura 3.21; mientras que, la distancia “y” es de 0.4375 mm ; entonces, el primer momento de la sección “Q” es de 21.25 mm^3 . Por otra parte, se debe también hallar la inercia con respecto al eje neutro; esta se obtiene por medio de la Ecuación 3.18.

$$I = \frac{1}{12} * B * H^3 \quad (3.18)$$

Donde:

B : Base del rectángulo [mm]

H : Altura del rectángulo [mm]

Los datos de base y altura son 55.5 mm y 1.75 mm, respectivamente; a partir de estos se calcula la inercia, la cual tiene el valor de 24.79 mm^4 . Entonces, los valores de fuerza cortante, primer momento de sección, inercia y espesor son introducidos en la Ecuación 3.16 y se obtiene el esfuerzo cortante de 0.045 MPa. Los valores de esfuerzo por torsión y esfuerzo cortante son sumados para obtener el esfuerzo resultante cortante, el cual es de aproximadamente 1 MPa. Se debe hallar el esfuerzo equivalente Von Mises para comprobar si el espesor propuesto no hace que falle el diseño; para esto, se usa la Ecuación 3.19.

$$\sigma_{EQ} = \sqrt{\sigma_{RN}^2 + 3\tau_{RC}^2} \quad (3.19)$$

Donde:

σ_{EQ} : Esfuerzo equivalente Von Mises [MPa]

σ_{RN} : Esfuerzo resultante normal [MPa]

τ_{RC} : Esfuerzo resultante cortante [MPa]

Se sabe que no existe fuerza normal aplicada en la sección; por tal motivo, el esfuerzo resultante normal es de 0 MPa; y, el esfuerzo resultante cortante es el valor calculado de 1 MPa; con estos datos, se halla el esfuerzo equivalente de 1.732 MPa. Este esfuerzo debe ser menor que la fluencia dividida entre el factor de seguridad; para este caso, se usa el mismo empleado en el diseño de la prótesis (3); el resultado de esto es 4.33 MPa y con esto se comprueba que el espesor propuesto cumple con las propiedades mecánicas.

El espesor sirve para modelar la carcasa electrónica; la Figura 3.22 muestra la carcasa electrónica con su vista explosionada en la cual se aprecia los componentes que la conforman.

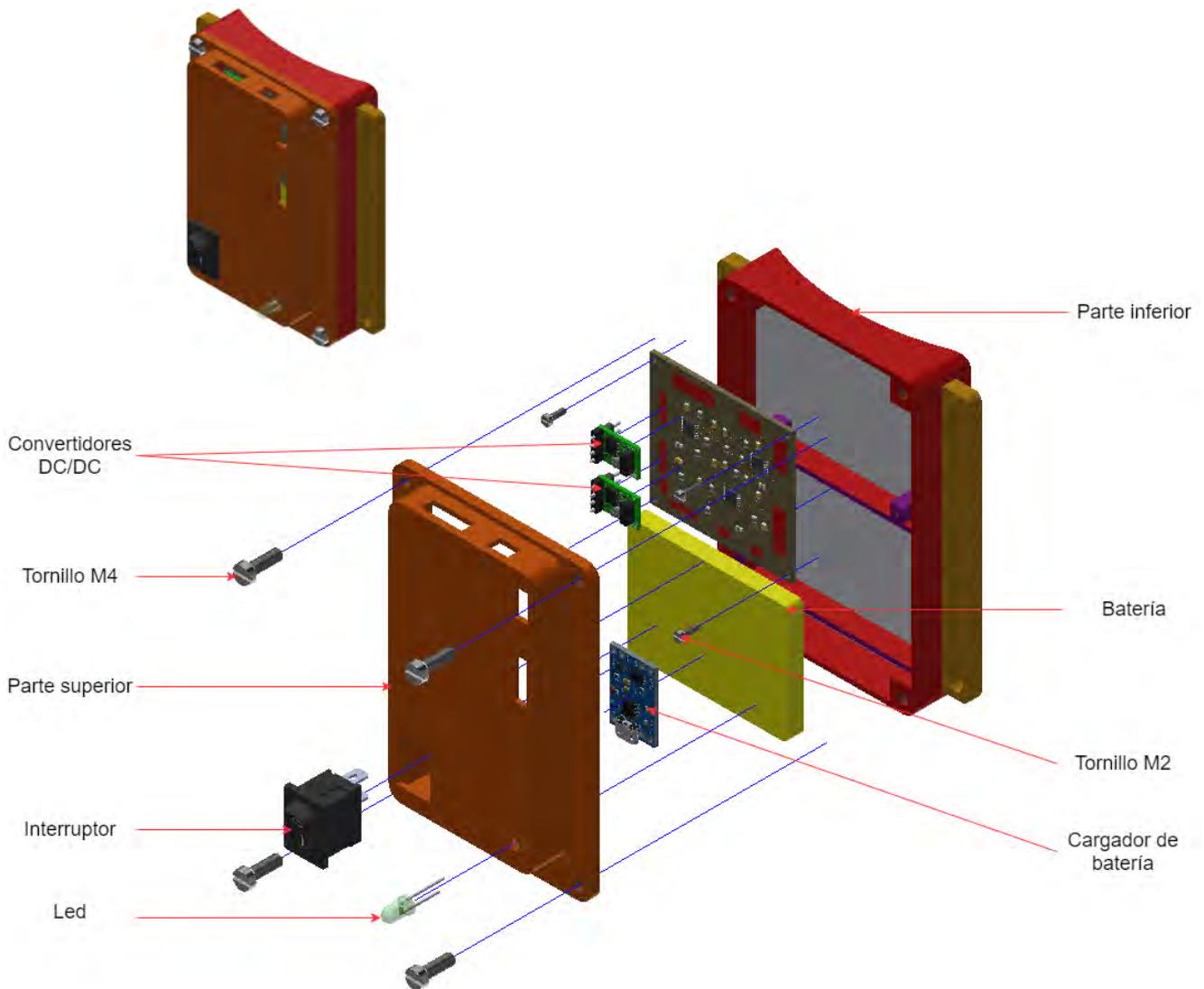


Figura 3.22. Carcasa electrónica

Fuente: Elaboración propia

Finalmente, la integración de la carcasa electrónica y el pie protésico se aprecian en la Figura 3.23; donde se ve que la carcasa va en la pantorrilla del usuario, la cual recibe los datos de sensado del pie protésico.



Figura 3.23. Modelo integrado del pie protésico y la carcasa electrónica

Fuente: Elaboración propia



CAPÍTULO IV

PLANOS Y COSTOS

En el siguiente capítulo se presenta el listado de los planos mecánicos, eléctricos y electrónicos del pie protésico y de la carcasa electrónica. Además, se detallan los costos totales que involucran al sistema de sensado del pie protésico y también al acondicionamiento de señales. Los componentes que no se encuentran en el mercado local son importados y se les añade el costo por el servicio.

4.1. Planos

Los planos desarrollados del pie protésico consisten en mecánicos, eléctricos y electrónicos. Los mecánicos abarcan la prótesis como también la carcasa electrónica; mientras que, los eléctrico-electrónicos, las conexiones de los sensores, la electrónica de potencia, los circuitos de amplificación y filtrado. A continuación, se explica la nomenclatura que estos poseen y en la Tabla 4.1 se aprecian los planos existentes.

Nomenclatura: Número de plano – Tamaño de hoja – E/SE/D/EE (ensamble, subensamble, despiece o eléctrico-electrónico)

Tabla 4.1. Listado de planos de despiece, ensamble y eléctricos-electrónicos

Número de orden	Descripción del plano	Código de plano	Tamaño de plano
1	Ensamble general protésico	01-A1-E	A1
2	Pie protésico subensamble	01-A3-SE	A3
3	Carcasa electrónica subensamble	02-A3-SE	A3
4	Tela con velcro subensamble	03-A3-SE	A3
5	Empeine de pie protésico	01-A3-D	A3
6	Talón de pie protésico	02-A3-D	A3
7	Planta superior de pie protésico	03-A3-D	A3
8	Planta inferior de pie protésico	04-A3-D	A3
9	Conector tobillo	05-A3-D	A3
10	Parte superior de carcasa electrónica	06-A3-D	A3
11	Parte inferior de carcasa electrónica	07-A3-D	A3
12	Diagrama esquemático eléctrico-electrónico	01-A3-EE	A3

Se acota que los planos se encuentran en la sección de Anexos C: Planos de ensamble, despiece y eléctricos – electrónicos.

4.2. Costos

Se muestran los costos que incluye el diseño y fabricación del pie protésico como la carcasa electrónica. Estos costos son de diseño, componentes mecánicos, componentes eléctricos-electrónicos, servicios y total. Se toma como tipo de cambio de USD a PEN de 4.08; y, en adición, los costos incluyen IGV.

4.2.1. Costos de diseño

Se establece como costo por hora de trabajo de un practicante de Ingeniería Mecatrónica de S/ 15.00. Se trabaja 15 horas semanales por una cantidad de 15 semanas durante el semestre; por ende, el costo total del diseño del pie protésico y carcasa electrónica asciende a S/ 3375.00. La Tabla 4.2. muestra el resumen de lo mencionado.

Tabla 4.2. Costos de diseño del pie protésico y carcasa electrónica

Costo de diseño por hora (S/)	Cantidad de horas semanales	Cantidad de semanas empleadas	Total de costo de diseño (S/)
15.00	15	15	3375.00

4.2.2. Costos de componentes mecánicos

Las piezas mecánicas son los tornillos empleados en los agujeros ciegos de la carcasa electrónica; estos se buscan en el mercado local. En la Tabla 4.3 se aprecia los costos de las cantidades empleadas por tipo de tornillo.

Tabla 4.3. Costos de componentes mecánicos

Tornillo	Distribuidor	Costo unitario (S/)	Cantidad	Subtotal (S/)
M2 x 6	Casa del perno	0.30	8	2.40
M4 x 12	Casa del perno	0.30	8	2.40
Total (S)				4.80

4.2.3. Costos de componentes eléctricos-electrónicos

Los componentes electrónicos entre el pie protésico y la carcasa electrónica se dividen en importados y nacionales (mercado local). La Tabla 4.4 muestra los precios de costos de productos importados y se le añade también el factor de importación.

Tabla 4.4. Costos de componentes eléctricos-electrónicos importados

Componente		Distribuidor	Costo unitario (\$)	Cantidad	Costo por importación (\$)	Subtotal (\$)
FlexiForce A301		Tekscan	12.55	32	70.00	471.60
Convertidor S7V8F5		Pololu	5.95	2	45.45	69.25
Convertidor S7V8F3			5.95	2		
Resistencias SMD	15 K Ω	Digikey	0.18	2	35.00	626.10
	1.8 K Ω		0.10	2		
	120 K Ω		0.36	22		
	15 K Ω		0.10	2		
Capacitores SMD	47 nF		0.39	22		
Conectores SSW	2 entradas		12.03	8		
	4 entradas	2.39	4			
Conectores TDW	6 entradas	Mouser Electronics	0.71	2		
	8 entradas		1.23	2		
	12 entradas		2.68	4		
					Total (\$)	1166.95
					Total (S/)	4761.52

Los componentes restantes se consiguen en el mercado nacional; estos son el sensor inercial MPU6050, los amplificadores operacionales LM324, batería de polímero de litio 3.7 V 1400 mAh, cargador de batería TP4056, interruptor basculante, led y cables IDE; la Tabla 4.5 muestra los costos de estos componentes electrónicos

Tabla 4.5. Costos de componentes eléctricos-electrónicos nacionales

Componente	Distribuidor	Costo unitario (S/)	Cantidad	Subtotal (S/)
MPU6050	HI-FI Electrónica	8.00	2	16.00
Opamp LM324	HI-FI Electrónica	0.60	6	3.60
Batería 3.7 V 1400 mAh	HI-FI Electrónica	12.50	2	25.00
TP4056 micro 1 A	Naylamp Mechatronics	6.00	2	12.00
Interruptor basculante	HI-FI Electrónica	2.60	2	5.20
Led	HI-FI Electrónica	0.20	2	0.40
Cable IDE	HI-FI Electrónica	2.90	8m	24.00
Total (S/)				86.20

4.2.4. Costos de servicios

Los servicios accedidos para la elaboración del proyecto son los de impresión 3D del pie protésico y la carcasa electrónica; y, además, la elaboración del PCB para ordenar los circuitos eléctricos-electrónicos. La Tabla 4.6 muestra los costos de impresión que Markforged brinda para impresiones 3D en fibra de carbono para el pie protésico y la Tabla 4.7 lo restante en el mercado local.

Tabla 4.6. Costos de filamento de fibra de carbono importados

Servicio	Distribuidor	Costo de la impresión	Cantidad de impresiones	Costo por importación (\$)	Subtotal (\$)
Impresión 3D con filamento de fibra de carbono	Markforged	85	2	70	240
				Total (S/)	979.2

Tabla 4.7. Costos de servicios en el mercado local

Servicio	Empresa	Costo de servicio(S/)
Impresión 3D: carcasa electrónica	Imprime 3d	60.50
Fabricación de PCB	Particular	200.00
Soldado de piezas en PCB	Particular	50.00
Total (S/)		310.50

4.2.5. Costos totales

Se presentan los costos totales del pie protésico-carcasa electrónica para la detección de fuerzas de contacto pie-piso en diferentes condiciones de marcha en la Tabla 4.8.

Tabla 4.8. Costos totales

Tipo de costo	Costo (S/)
Diseño	3375.00
Componentes mecánicos	4.80
Componentes eléctricos-electrónicos	4761.52
Servicios	1289.70
Subtotal (S/)	9431.02
Gastos generales no imprevistos 10% (S/)	943.10
Total (S/)	10374.12

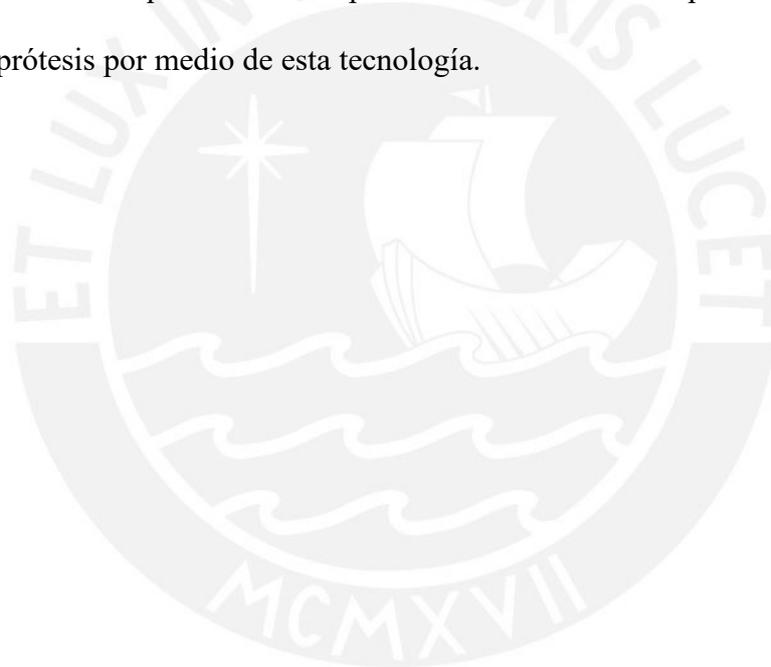
CONCLUSIONES

Se presentan las siguientes conclusiones del diseño del pie protésico que permita detectar las fuerzas de contacto pie-piso en pendientes, escaleras y superficies irregulares. Estas abarcan lo desarrollado en el propio diseño en todos sus aspectos: mecánicos y eléctrico-electrónicos.

- Se consigue diseñar un pie protésico según lo solicitado; este puede detectar las fuerzas de contacto pie-piso al momento de que el usuario realice la marcha, y puede adaptarse en pendientes, escaleras y superficies irregulares debido a dos parámetros importantes: forma y material. La forma ayuda a realizar los movimientos del pie acorde a su biomecánica; y, el material, a garantizar que la forma empleada en el diseño soporte el peso del usuario.
- La cantidad de sensores de fuerza en la planta del pie definen la resolución que tiene cada sensor a partir de la carga; en otras palabras, si se tuviese sensores de menor tamaño y capacidad de fuerza máxima suficiente se podría cubrir mayor área muerta y esto brindaría mayor información de contacto.
- Si bien el sistema de acondicionamiento de señales filtra el ruido para que se puede trabajar con las señales menores a 30 Hz, se necesita un procesamiento de señales digitales cuando la prótesis sea conectada a un microcontrolador, pues se necesita conseguir la fuerza resultante por zona del pie; además, con el fin de brindar un promedio más fidedigno, se necesita eliminar la fuerza máxima y la mínima para promediar las restantes, pues estas serían los valores atípicos o productos de ruido remanente los cuales no necesitan ser leídos..
- El nivel de actividad “K” estaría restringido a K1 para este diseño si no existiera la carcasa electrónica, pues el acondicionamiento de señales tiene un tamaño considerable que no le permite encajar en alguna parte de la prótesis: talón o empeine; y, por lo que,

si lo hiciese, existiría una restricción dinámica que interrumpe la adaptabilidad hacia las tres superficies trabajadas. Por otro lado, cambiar la forma del diseño como la de un pie SACH, podría prescindir de la carcasa y se conseguiría un material más barato que la fibra de carbono.

- La tecnología de la impresión 3D permite acceder a la posibilidad de diseñar prótesis con formas complejas y con un material resistente. En adición, se ahorra tiempo de diseño con respecto a planos de despiece y ensamble pues solamente se brindan medidas generales y la fabricación se realiza por medio del archivo STL. Esto hace mención al avance que la industria protésica está teniendo al poder brindar diferentes tipos de prótesis por medio de esta tecnología.



RECOMENDACIONES

Las siguientes recomendaciones se muestran acorde a las oportunidades de mejora del pie protésico en general. Estas se basan en el diseño mecánico y eléctrico-electrónico sobre cómo están desarrolladas y cómo se podrían perfeccionar.

- Es importante verificar el diseño de forma y material del pie protésico por medio de simulaciones, pues estos parámetros definen la carga máxima para la cual la prótesis está diseñada. Además, aparte de lo mencionado, se debe establecer el nivel de actividad de la prótesis, pues se debe restringir el tipo de uso. Esto quiere decir que se pueden diseñar prótesis para cierto rango de pesos y para cierto nivel de actividad.
- Se recomienda buscar sensores de fuerza más pequeños para abarcar más área de contacto de la planta del pie protésico.
- Se podría colocar un seguidor de voltaje a la salida del filtro analógico para cerciorarse que el rango de estos este entre 0 y 3.3 V.
- Se sugiere buscar sensores de fuerza integrados con filtros para prescindir de la carcasa electrónica, pues el tamaño que tienen estos hace que el espacio del diseño del pie se insuficiente para albergarlos.
- El sensor inercial podría tener acceso a Bluetooth para prescindir del cable IDE que sale del tobillo.
- El sensor inercial brinda datos de rotación y estas representan los movimientos del tobillo; por ende, se sugiere que el IMU sea colocado en este en vez del conector de tobillo, pues el mecanismo de 3GDL cuenta con los actuadores respectivos.

BIBLIOGRAFÍA

- (3R3D,2020) 3R3D Technology Materials, s.l. (2020, 9 junio). FIBRA DE CARBONO - Filamentos reforzados. Recuperado 9 de noviembre de 2020, de <https://www.3r3dtm.com/producto/cf-reinforced-serie-3d-filament#:~:text=Temperaturas%20de%20impresi%C3%B3n%3A%20%E2%80%A2%20Desde,la%20temperatura%20alrededor%20de%20250%C2%BAC.&text=Cama%20caliente%20a%20temperatura%20ambiente>
- (Alibaba, s.f.) Alibaba. (s. f.). Pie De Carbono – Buy Pie Protésico Product on Alibaba.com. Recuperado 2 de mayo de 2020, de <https://spanish.alibaba.com/product-detail/carbon-foot-50016020086.html>
- (Álvarez,2014) Álvarez, M., Urrusti, J. L., Acero, M. C., Duque, C. G., Rodríguez, G., & Mendoza, F. (2014). Dispositivo para medir la distribución de presión en el encaje de prótesis para amputación parcial de pie. *Revista de Investigación Clínica*, 66(1), 131-141. Recuperado de <https://www.medigraphic.com/pdfs/revinvcli/nn-2014/nns141o.pdf>
- (Andina,2014) Andina. (2014, 4 noviembre). El 70% de amputaciones de pies y piernas en hospital se realizan por diabetes. Recuperado 23 de septiembre de 2020, de <https://andina.pe/agencia/noticia-el-70-amputaciones-pies-y-piernas-hospital-se-realizan-diabetes-530169.aspx>
- (Bellido, 2015) Bellido, M. (2015, octubre). Normas Básicas y Recomendaciones en el Diseño de PCBs [Diapositivas]. Recuperado de <https://docplayer.es/26804954-Normas-basicas-y-recomendaciones-en-el-diseno-de-pcbs-manuel-j-bellido-diaz-octubre-de-2015.html>
- (Biomech,2016) Biomech, J. (2016, 3 octubre). The Functional roles of muscles during sloped walking. Recuperado 20 de septiembre de 2020, de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5167499/>
- (Bustamante,2018) Bustamante, M. (2018). MALKY: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS PARCIAL DE MANO PERSONALIZADA (Licenciatura). Pontificia Universidad Católica del Perú.

- (Bravo,2020) Bravo, L. (2020). *Desarrollo de un sistema tipo wearable para medición de fuerzas verticales de contacto pie-piso con aplicación en el voleibol* (Titulación). Pontificia Universidad Católica del Perú.
- (BRFGX,2018) BRGFX. (2018). Human foot anatomy on white background Premium Vector [Ilustración]. Recuperado de https://www.freepik.com/premium-vector/human-foot-anatomy-white-background_2413946.htm#page=1&query=Foot&position=28#position=28&page=1&query=Foot
- (Calpa,2014) Calpa, D. (2014). *Desarrollo de una unidad de monitoreo de la erosión marina, en el contexto del litoral del pacífico colombiano* (Titulación). Universidad de los Andes.
- (Camargo,2012) Camargo, E., Luengas, L., & Malaguera, M. (2012). Response to Transtibial Prosthesis Load with Finite Elements during Stance and Swing (2). Recuperado de <https://revistas.udistrital.edu.co/index.php/visele/article/view/3887/5503>
- (Cerón, 2016) Cerón, A. C., Gallegos, S. A., Moreno, D. L., Marroquín, F., & García, M. A. (s. f.). DISPOSITIVO BIOMÉDICO DESTINADO A LA REHABILITACIÓN DE TOBILLO POR MEDIO DE MOVIMIENTO PASIVO. Recuperado 4 de mayo de 2020, de https://www-optica.inaoep.mx/~tecnologia_salud/2016/documentos/memorias/MyT2_016_012_E.pdf
- (Cen,2020) Cen, X., Xu, D., Baker, J. S., & Gu, Y. (2020). Effect of additional body weight on arch index and dynamic plantar pressure distribution during walking and gait termination. *PeerJ*, 8, e8998. <https://doi.org/10.7717/peerj.8998>
- (Chan,1994) Chan, C., & Rudins, A. (1994). Foot Biomechanics During Walking and Running [Ebook] (69th ed., pp. 448-461). Mayo Foundation for Medical Education and Research. Retrieved 20 April 2020, from [https://www.mayoclinicproceedings.org/article/S0025-6196\(12\)61642-5/pdf](https://www.mayoclinicproceedings.org/article/S0025-6196(12)61642-5/pdf)
- (Colombia,2018) Colombia, P. B. P. (2018, marzo 1). Nivel K Archivos. Recuperado 2 de mayo de 2020, de <http://protesica.com.co/tag/nivel-k/>

- (Contreras,2015) Contreras, L. E., & Roa, M. (2015, 12 mayo). Modelamiento de la marcha humana por medio de gráficos de unión. Recuperado 20 de septiembre de 2020, de https://www.researchgate.net/publication/39247750_Modelamiento_de_la_marcha_humana_por_medio_de_graficos_de_union
- (Damavandi,2012) Damavandi, M., Dixon, P. C., & Pearsall, D. J. (2012). Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running. *Human Movement Science*, 31(1), 182–189. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.004>
- (Delgado,2017) Delgado, M. and Satibañez, T., 2017. *Análisis Kinemático De La Marcha Por Videofotogrametría Tridimensional En Mujeres Con Síndrome De Dolor Lumbar Crónico*. Licenciatura. Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación.
- (Desercart,2018) Desercart. (2018, 18 octubre). Tactilus Free Form Round Sensor 1" (25mm). Recuperado 26 de septiembre de 2020, de <https://china.desercart.com/products/71338364-tactilus-free-form-round-sensor-1-25-mm>
- (Digikey,a) Digikey. (s. f.-a). ICM-20608-G TDK InvenSense | Sensores y transductores | DigiKey. Recuperado 12 de octubre de 2020, de <https://www.digikey.com/es/products/detail/tdk-invensense/ICM-20608-G/5177386>
- (Digikey,b) Digikey. (s. f.-a). LSM6DSO32TR STMicroelectronics | Sensores y transductores | DigiKey. Recuperado 12 de octubre de 2020, de <https://www.digikey.com/es/products/detail/stmicroelectronics/LSM6DSO32TR/11694177>
- (Digikey,c) Digikey. (s. f.). MPU-6050 TDK InvenSense | Sensores y transductores | DigiKey. Recuperado 12 de octubre de 2020, de <https://www.digikey.com/es/products/detail/tdk-invensense/MPU-6050/4038009?s=N4IgTCBcDaLIAUCqA2ADAVjSAugXyA>
- (Digikey,d) Digikey. (s. f.-d). RF1-1A-DC-2-R-1 Switch Components | Interruptores | DigiKey Marketplace. Recuperado 16 de octubre de 2020, de <https://www.digikey.com/es/products/detail/switch-components/RF1-1A-DC-2-R-1/11492837>

- Donatelli
(Doberti,2015) Doberti, A. (2015). DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE PIERNA PARA AMPUTADOS TRANSTIBIALES (Ingeniero Civil Mecánico). Universidad de Chile.
- (Donatelli,1985) Donatelli, R. (1985). Normal Biomechanics of the Foot and Ankle. The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therap, 91-95. Recuperado de <https://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.1985.7.3.91>
- (Ebay, s.f.) Ebay. (s. f.). Fillaurer Element Carbon Fiber Prosthetic Foot. Recuperado 2 de mayo de 2020, de <https://www.ebay.com/itm/Fillaurer-Element-Carbon-Fiber-Prosthetic-Foot/254537648642?hash=item3b43a04a02:g:RfQAAOSw14ZeQuS1>
- (Ebay, s.f.-b) Ebay. (s. f.-b). Otto Bock 1C40 c-walk foot size 28 left prosthetic leg very good condition. Recuperado 2 de mayo de 2020, de <https://www.ebay.com/itm/Otto-Bock-1C40-c-walk-foot-size-28-left-prosthetic-leg-very-good-condition/264672609489?hash=item3d9fb784d1:g:Q5EAAOSw9tteczuj>
- (El Comercio,2020) Ricardo Rodríguez, el impulsador de la tecnología inclusiva | El Comercio Perú. El Comercio. (2020). Retrieved 17 April 2020, from <https://elcomercio.pe/especial/perusostenible/personas/pixed-tecnologia-que-ayuda-personas-discapacidad-noticia-1994312>
- (EMO, s.f.) EMO. (s. f.). EMO es. Recuperado 2 de mayo de 2020, de <http://www.emo.es/es/catalog/detail/2820/pie-element>
- (Enriquez,2015) Enríquez, L. (2015). *Sistema de caracterización de esfuerzos en tuberosidad isquiática* (Titulación). Universidad Autónoma de México.
- (EsSalud,2015) EsSalud. (2015). *Petitorio Nacional de Ayudas Biomecánicas de ESSALUD*. Recuperado de http://www.essalud.gob.pe/ietsi/pdfs/tecnologias_sanitarias/Petitorio_Nacional_de_Ayudas_Biomecnicas.pdf
- (García,2012) García, J., & Rodríguez, C. (2012). *1.2.2.3. Diseño de una prótesis transtibial amortiguada* (Ingeniero en Control y Automatización). Instituto Politécnico Nacional.
- Herrera, B. (2014). Programa Universitario de Recolección de Pilas [Diapositivas]. Recuperado de

- <https://studylib.es/doc/5070323/programa-universitario-de-recolecci%C3%B3n-de-pilas>
- (Hernández,2018) Hernández, M. S., Carranza, M. A. R., Nuño, V., West, J. C. H., & Castañeda, A. M. (2018). Metodología para la fabricación de una prótesis transtibial a base de material compuesto de fibra de carbono y resina epóxica. *Matéria (Rio de Janeiro)*, 23(2), 1-11. <https://doi.org/10.1590/s1517-707620180002.0482>
- (Hifisac, s. f.) Hifisac. (s. f.). 3.7V 1400mAh 454261 Lithium Polymer Ion Rechargeable Battery Lithium Polymer Li-Po. Recuperado 16 de octubre de 2020, de <https://hifisac.com/en/shop/product/il-454261-3-7v-1400mah-454261-lithium-polymer-ion-rechargeable-battery-lithium-polymer-li-po-83#attr=>
- (INR,2020) Instituto Nacional de Rehabilitación. Inr.gob.pe. (2020). Retrieved 17 April 2020, from <http://www.inr.gob.pe/home/pages/verPagina/30>
- (Interlink,2010) Interlink Electronics. (2010, 26 octubre). FSR 400 Series Round Force Sensing Resistor. Recuperado 2 de octubre de 2020, de <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/2010-10-26-DataSheet-FSR400-Layout2.pdf>
- (ISO,2016) ISO. (2016, junio). *ISO 10328: 2016 Prótesis. Pruebas estructurales de prótesis de miembros inferiores **. Requisitos y métodos de prueba. IDT (2016). Sustainable Development Goal. Recuperado de <https://www.iso.org/standard/70205.html>
- (Jurca,2019) Jurca, A. (2019, 16 diciembre). Analysis of 1.2 million foot scans from North America, Europe and Asia. . . *Scientific Reports*, 09. Recuperado de <https://www.nature.com>
- (Khodasevych,2017) Khodasevych, I., Parmar, S., & Troynikov, O. (2017). Flexible Sensors for Pressure Therapy: Effect of Substrate Curvature and Stiffness on Sensor Performance. *Sensors*, 17(10), 2399. <https://doi.org/10.3390/s17102399>
- (Laferrier,2010) Laferrier, J., & Gailey, R. (2010). Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America [Ebook] (21st ed., pp. 87-110). Retrieved 20 April 2020, from

- https://www.researchgate.net/publication/40044866_Advances_in_Lower-limb_Prosthetic_Technology
- (La O Ramos,2005) La O Ramos, R., & Baryolo, A. (2005). Rehabilitación del Amputado de Miembro Inferior [Ebook] (pp. 1-2). Retrieved 17 April 2020, from http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-bio/manual_de_amputados.pdf
- (Lavayen,2018) Lavayen, D. (2018, 8 agosto). Torsión de barras. Recuperado 5 de noviembre de 2020, de <https://www.campusvirtual.pucp.edu.pe>
- (Leal,2012) Leal, E. (2012). Sensores de Presión [Ebook] (p. 13). Retrieved 19 April 2020, from <https://instrumentacionunefm.files.wordpress.com/2012/05/sensores-de-presion.pdf>
- (Lindhe,2021) Lindhe Xtend. (2021, 11 mayo). Prosthetic foot - Swedish designed prosthesis. Recuperado 1 de agosto de 2021, de <https://www.lindhextend.com/en/products/prosthetic-foot-amputee>
- (Linio, s. f.) Linio. (s. f.). ER 5V Mini MICRO USB 1A TP4056 Batería De Litio De Carga Del Cargador Nuevo Módulo Azul. | Linio Perú - ER600HL0EN0N0LPE. Recuperado 16 de octubre de 2020, de <https://www.linio.com.pe/p/er-5v-mini-micro-usb-1a-tp4056-bateria-de-litio-de-carga-del-cargador-nuevo-modulo-azul-vcjedl>
- (López,2014) López, J. and Bedoya, L., 2014. *Pie Protésico Caso: Mahavir Kmina*. Titulación. Universidad CES.
- (Lorenz,2020) Lorenz, K. (s. f.). Pie protésico C-Walk 1C40. Recuperado 2 de mayo de 2020, de <https://www.ottobock.es/protésica/miembro-inferior/pies-protésicos/c-walk-1c40/>
- (Lynxmotion, s.f.) Lynxmotion. (s. f.). RobotShop. Recuperado 8 de mayo de 2020, de <https://www.robotshop.com/us/es/kit-robot-hexapod-bh3-r-lynxmotion-botboarduino-645mg-bh3rcrau-blk.html>
- (Maria,2016) Maria, R. (2016, 25 mayo). Summary of safety criteria in design. Recuperado 30 de julio de 2021, de https://www.researchgate.net/publication/303517627_SUMMARY_OF_SAFETY_CRITERIA_IN_DESIGN

- (MarkForged,2020) MarkForged. (2020, 1 septiembre). Continuous Carbon Fiber - High Strength 3D Printing Material. Recuperado 12 de noviembre de 2020, de <https://markforged.com/materials/continuous-fibers/continuous-carbon-fiber>
- (Marnet,2019) Marnet, D. (2019, enero 15). Aponeurosis - Definición. Recuperado 24 de abril de 2020, de <https://salud.ccm.net/faq/7879-aponeurosis-definicion>
- (Mancipe,2013) Mancipe, E., 2013. *Sistema De Control De Fuerza E Interfaz Háptica Para Un Prototipo De Prótesis Electromiográfica De Mano*. Titulación. Universidad Pontificia Bolivariana.
- (MatWeb, s.f.) MatWeb. (s. f.). MatWeb - The Online Materials Information Resource. Recuperado 5 de noviembre de 2020, de <http://www.matweb.com/errorUser.aspx?msgid=2&ckck=nocheck>
- (Mediprax,2020) Mediprax. (2020, 4 marzo). Diferencias entre pie articulado, no articulado y dinámico para prótesis de miembro inferior | Mediprax. Recuperado 18 de septiembre de 2020, de <https://aparatosortopedicos.com/diferencias-entre-pie-articulado-no-articulado-y-dinamico-para-protesis-de-miembro-inferior/>
- (Mediprax,2019) Mediprax. (2019, 27 diciembre). Las exitosas y mejoradas prótesis impresas en 3D | Mediprax. Recuperado 14 de octubre de 2020, de <https://aparatosortopedicos.com/las-exitosas-y-mejoradas-protesis-impresas-en-3d/>
- (Mercado Libre, a) Mercado Libre. (s. f.-a). 100 Pcs Led 5 Milímetros Rojo, Diodo Emisor De Luz Redondo. Recuperado 16 de octubre de 2020, de <https://bit.ly/3nYw8Eu>
- (Mercado Libre, b) Mercado Libre. (s. f.-b). Batería 3.7v Litio Lipo 200 Mah Camara Espia Sq8 Sq9 S7 Sq11. Recuperado 16 de octubre de 2020, de https://articulo.mercadolibre.com.pe/MPE-427083971-bateria-37v-litio-lipo-200-mah-camara-espia-sq8-sq9-s7-sq11-__JM?quantity=1#position=10&type=item&tracking_id=6355f241-2461-49f0-9208-2459f86ead19
- (Mercado Libre, c) Mercado Libre. (s. f.-c). Bateria Litio 3,7v 250mah Polimero Recargable. Recuperado 16 de octubre de 2020, de

- https://articulo.mercadolibre.com.pe/MPE-436606124-bateria-litio-37v-250mah-polimero-recargable-JM#position=6&type=item&tracking_id=83bb61b6-771a-4d30-8ece-4521eaf1f379
- (Mercado Libre, d) Mercado Libre. (s. f.-d). Tp4056 Modulo Cargador Bateria Litio 3.7v Usb Tipo C. Recuperado 16 de octubre de 2020, de <https://bit.ly/37cxyoK>
- (Miranda,2020) Miranda, B., 2020. *Diseño Conceptual De Un Pie Protésico Que Permite Determinar Las Fuerzas De Contacto Pie-Piso Sobre Pendientes, Escalones Y Superficies Con Irregularidades Durante La Marcha*. Bachillerato. Pontificia Universidad Católica del Perú.
- (Mura,2020) Mura, D., Santina, C. D., Piazza, C., Frizza, I., Morandi, C., Garabini, M., ... Catalano, M. G. (2020). Exploiting Adaptability in Soft Feet for Sensing Contact Forces. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 5(2), 391-398. <https://doi.org/10.1109/lra.2019.2952292>
- (Naylamp, s. f.) Naylamp. (s. f.). Cargador USB de batería litio 18650 1A TP4056. Recuperado 16 de octubre de 2020, de <https://naylampmechatronics.com/baterias/194-cargador-usb-de-bateria-litio-18650-1a-tp4056.html>
- (OEPM,2011) Oficina Española de Patentes y Marcas. (2011). Pie protésico con capacidad regulable. España. Retrieved 19 April 2020, from. <https://patentimages.storage.googleapis.com/5d/06/95/7e606f033e3ea6/ES2364815T3.pdf>
- (Orliman,2019) Orliman, S.L. (2019, junio 6). Pie dinámico de carbono. Recuperado 2 de mayo de 2020, de <https://www.orliman.com/producto/pie-dinamico-de-carbono/>
- (Orthotics,2017) Orthotics, M. F. (2017, 5 marzo). Foot Biomechanics As A Component of Stroke Rehab. Recuperado 12 de septiembre de 2020, de <https://www.mass4d.com/blogs/clinicians-blog/foot-biomechanics-as-a-component-of-stroke-rehab>
- (Ottobock,2014) Ottobock. (2014). Pie protésico C-Walk 1C40. Recuperado 2 de mayo de 2020, de <https://www.ottobock.es/protésica/miembro-inferior/pies-protésicos/c-walk-1c40/>

- (Oulasvirta,2018) Oulasvirta, A., Kim, S., & Lee, B. (2018). Neuromechanics of a Button Press. *Proceedings of the 2018 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems - CHI '18*, 1-13. <https://doi.org/10.1145/3173574.3174082>
- (Peratech,2015) Peratech. (2015, 1 noviembre). QTC® SP200 Series Datasheet. Recuperado 2 de octubre de 2020, de <https://www.peratech.com/assets/uploads/datasheets/Peratech-QTC-DataSheet-SP200-Series-Nov15.pdf>
- (Pololu, a) Pololu. (s. f.-a). Pololu - 3.3V Step-Up/Step-Down Voltage Regulator S9V11F3S5. Recuperado 15 de octubre de 2020, de <https://www.pololu.com/product/2872>
- (Pololu, b) Pololu. (s. f.-b). Pololu - 3.3V Step-Up/Step-Down Voltage Regulator w/ Fixed 3V Low-Voltage Cutoff S9V11F3S5C3. Recuperado 15 de octubre de 2020, de <https://www.pololu.com/product/2873>
- (Pololu, c) Pololu. (s. f.-c). Pololu - 5V Step-Up/Step-Down Voltage Regulator w/ Adjustable Low-Voltage Cutoff S9V11F5S6CMA. Recuperado 15 de octubre de 2020, de <https://www.pololu.com/product/2870>
- (Pololu, d) Pololu. (s. f.-d). Pololu 3.3V Step-Up/Step-Down Voltage Regulator S7V8F3. Recuperado 15 de octubre de 2020, de <https://www.pololu.com/product/2122>
- (Pololu, e) Pololu. (s. f.-e). Pololu 5V Step-Up/Step-Down Voltage Regulator S7V8F5. Recuperado 15 de octubre de 2020, de <https://www.pololu.com/product/2123>
- (Pololu, f) Pololu. (s. f.-f). Pololu 5V Step-Up/Step-Down Voltage Regulator S10V4F5. Recuperado 15 de octubre de 2020, de <https://www.pololu.com/product/2121>
- (Qian,2018) Qian, X., Chen, G., Kattel, B., Lee, S., & Yang, Y. (2018). Factorial Analysis of Vertical Ground Reaction Force and Required Coefficient of Friction for Safety of Stair Ascent and Descent. *International Journal of Industrial and Operations Research*, 1(2), 1–14. Recuperado de <https://www.vibgyorpublishers.org/content/ijior/ijior-1-002.pdf>

- (Robles, s.f.) Robles, J., & Robles, M. (s. f.). Baterías de litio. Recuperado 2 de mayo de 2020, de http://depa.fquim.unam.mx/amyd/archivero/Antologia-QES_34939.pdf
- (RPP,2018) RPP. (2018, 11 septiembre). ¿Cómo se autoidentifican los peruanos? Los resultados del censo del INEI. *RPP*. Recuperado de <https://rpp.pe>
- (Samper,2013) Samper, N., & Llanos. (2013). Movimiento del pie en los tres planos [Image]. Retrieved 20 April 2020, from http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0798-40652013000400015
- (Tekscan,2016) Tekscan. (2016). FlexiForce A301 Sensor. Recuperado 2 de octubre de 2020, de <https://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a301>
- (Tekscan,2020) Tekscan. (2020, 10 agosto). Best Practices for Electrical Integration of the FlexiForce Sensor. Recuperado 2 de octubre de 2020, de <https://www.tekscan.com/resources/product-guide/best-practices-electrical-integration-flexiforce-sensor>
- (Themes,2020) Themes, U. (2020, 4 junio). 17 Biomechanics of the Foot. Recuperado 4 de julio de 2021, de <https://musculoskeletalkey.com/17-biomechanics-of-the-foot/>
- (Voloshina,2013) Voloshina, A. S., Kuo, A. D., Daley, M. A., & Ferris, D. P. (2013). Biomechanics and energetics of walking on uneven terrain. *Journal of Experimental Biology*, 216(21), 3963-3970. <https://doi.org/10.1242/jeb.081711>
- (Xiong,2010) Xiong., S., Witana, C., Goonetilleke, R., Weerasinghe, T., & Lee, E. (2010). Foot Arch Characterization A Review, a New Metric, and a Comparison. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 100(1), 14–24. Recuperado de https://www.researchgate.net/publication/41111646_Foot_Arch_Characterization_A_Review_a_New_Metric_and_a_Comparison

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

Facultad de Ciencias e Ingeniería



ANEXOS

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO MECATRÓNICO

AUTOR

Bruno Sebastian Miranda Quispe

ASESORA:

Mag. Victoria Elizabeth Abarca Pino

Lima, agosto del 2021

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
ANEXOS A	2
LISTA DE EXIGENCIAS	2
ANEXOS B.....	5
HOJAS DE DATOS DE COMPONENTES MECÁNICOS Y ELECTRÓNICOS	5
ANEXOS C.....	24
PLANOS DE ENSAMBLE, DESPIECE Y ELÉCTRICOS-ELECTRÓNICOS	24





ANEXOS A
LISTA DE EXIGENCIAS

LISTA DE EXIGENCIAS		
Trabajo de tesis:	Diseño de un pie protésico que permita determinar las fuerzas de contacto en pendientes, escalones y superficies con irregularidades durante la marcha	
Cliente:	Pontificia Universidad Católica del Perú	
Tipo	Característica	Descripción
E	Función principal	Detectar las fuerzas de contacto pie-piso en pendientes, escaleras y superficies irregulares durante la marcha. Se acota que este trabajo de tesis es parte una prótesis transtibial diseñada por LIBRA PUCP.
E	Materia	Entrada: <ul style="list-style-type: none"> • Superficie de contacto. • Mecanismo de 3GDL. Salida: <ul style="list-style-type: none"> • Superficie de contacto. • Prótesis transtibial con sensado de fuerzas.
E	Geometría	<250x150x115 mm
E	Masa	<1.5 Kg
E	Fuerza	Soporta a una persona de 90 kgf
E	Tipo de pie protésico	Dinámico
E	Nivel de actividad	K2
E	Energía	Alimentación: 3.7VDC 1400 mAh Autonomía: >5h
E y D	Señales	Entrada: <ul style="list-style-type: none"> • Fuerza de contacto pie-piso (E). • Señal de encendido/apagado (E). • Señal angular del pie (D). Salida: <ul style="list-style-type: none"> • Voltaje por fuerza (E). • Señal I2C del IMU (D).

E	Comunicación	Cable IDE
E	Seguridad	Pie protésico con materiales aprobados por el sistema nacional EsSalud y sometido a simulaciones de resistencia según Normas 21 y 22 para productos protésicos según la OMS.
E	Transporte	Fácilmente transportable por su ligero peso debido al material resistente y liviano.
D	Mantenimiento	Permite el montaje y desmontaje para poder acoplarse al tobillo del resto de la prótesis transtibial.
D	Costo	<PEN 5600

E: Exigencia

D: Deseo





ANEXOS B

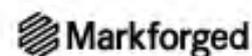
HOJAS DE DATOS DE COMPONENTES

MECÁNICOS Y ELECTRÓNICOS

B1. Material de filamento de polímero reforzado con fibra de carbono (CFRP)

MATERIAL DATASHEET

Composites



Plastic Matrix	Test (ASTM)	Onyx	Onyx FR	Nylon W	
Tensile Modulus (GPa)	D638	1.4	1.3	1.7	<p>Dimensions and Construction of Plastic Test Specimens:</p> <ul style="list-style-type: none"> Tensile test specimens: ASTM D638 type IV beams Flexural test specimens: 3-pt. Bending, 4.5 in (L) x 0.4 in (W) x 0.12 in (H) Heat-deflection temperature at 0.45 MPa, 66 psi (ASTM D648-07 Method B) <p>All Markforged composite machines are equipped to print Onyx, Nylon White is available on the Mark Two and X7. Onyx FR is available on X3, X5, and X7.</p> <p>Markforged parts are primarily composed of plastic matrix. Users may add one type of fiber reinforcement in each part, enhancing its material properties:</p> <ol style="list-style-type: none"> Measured by a method similar to ASTM D790. Thermoplastic-only parts do not break before end of flexural test. Onyx FR is UL 94 V-0 Blue Card certified down to a thickness of 3mm.
Tensile Stress at Yield (MPa)	D638	36	29	51	
Tensile Strain at Yield (%)	D638	25	33	4.5	
Tensile Stress at Break (MPa)	D638	30	31	36	
Tensile Strain at Break (%)	D638	58	58	150	
Flexural Strength (MPa)	D790 ¹	81	79	50	
Flexural Modulus (GPa)	D790 ¹	3.6	4.0	1.4	
Heat Deflection Temp (°C)	D648 B	145	145	41	
Flame Resistance	UL94	—	V-0 ²	—	
Izod Impact - notched (J/m)	D256-10 A	330	—	110	
Density (g/cm ³)	—	1.2	1.2	1.1	
Fiber Reinforcement	Test (ASTM)	Carbon	Kevlar®	Fiberglass	HSHT FG
Tensile Strength (MPa)	D3039	800	610	590	600
Tensile Modulus (GPa)	D3039	60	27	21	21
Tensile Strain at Break (%)	D3039	1.5	2.7	3.8	3.9
Flexural Strength (MPa)	D790 ¹	540	240	200	420
Flexural Modulus (GPa)	D790 ¹	51	26	22	21
Flexural Strain at Break (%)	D790 ¹	1.2	2.1	1.1	2.2
Compressive Strength (MPa)	D6641	320	97	140	192
Compressive Modulus (MPa)	D6641	54	28	21	21
Compressive Strain at Break (%)	D6641	0.7	1.5	—	—
Heat Deflection Temp (°C)	D648 B	105	105	105	150
Izod Impact - notched (J/m)	D256-10 A	960	2000	2600	3100
Density (g/cm ³)	—	1.4	1.2	1.5	1.5

Dimensions and Construction of Fiber Composite Test Specimens:

- Test plaques used in these data are fiber reinforced unidirectionally (0° Plies)
- Tensile test specimens: 9.8 in (L) x 0.5 in (H) x 0.048 in (W) (CF composites), 9.8 in (L) x 0.5 in (H) x 0.08 in (W) (GF and Kevlar® composites)
- Compressive test specimens: 5.5 in (L) x 0.5 in (H) x 0.085 in (W) (CF composites), 5.5 in (L) x 0.5 in (H) x 0.12 in (W) (Kevlar® and FG composites)
- Flexural test specimens: 3-pt. Bending, 4.5 in (L) x 0.4 in (W) x 0.12 in (H)
- Heat-deflection temperature at 0.45 MPa, 66 psi (ASTM D648-07 Method B)

Tensile, Compressive, Strain at Break, and Heat

Deflection Temperature data were provided by an accredited 3rd party test facility. Flexural data was prepared by Markforged, Inc. These represent typical values.

Markforged tests plaques are uniquely designed to maximize test performance. Fiber test plaques are fully filled with unidirectional fiber and printed without walls. Plastic test plaques are printed with full infill. To learn more about specific testing conditions or to request test parts for internal testing, contact a Markforged representative. All customer parts should be tested in accordance to customer's specifications.

Part and material performance will vary by fiber layout design, part design, specific load conditions, test conditions, build conditions, and the file.

This representative data were tested, measured, or calculated using standard methods and are subject to change without notice. Markforged makes no warranties of any kind, express or implied, including, but not limited to, the warranties of merchantability, fitness for a particular use, or warranty against patent infringement; and assumes no liability in connection with the use of this information. The data listed here should not be used to establish design, quality control, or specification limits, and are not intended to substitute for your own testing to determine suitability for your particular application. Nothing in this sheet is to be construed as a license to operate under or a recommendation to infringe upon any intellectual property right.

MATERIAL DESCRIPTIONS

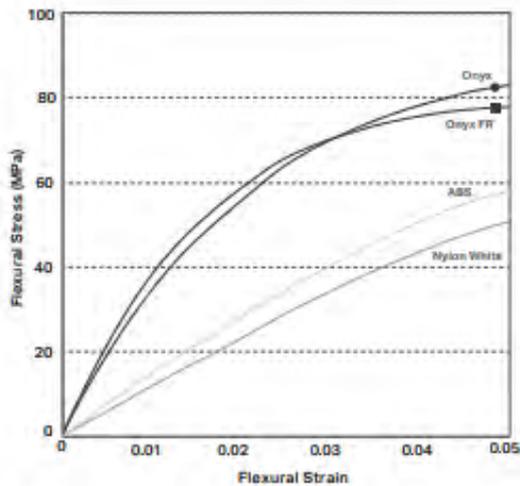


Composites

Markforged composite printers use a base plastic matrix reinforced with continuous fibers. Combining the materials during printing yields composite parts far stronger, stiffer, and more robust than conventional 3D printed plastics.

Plastic Matrix

In Fused Filament Fabrication (FFF), a printer heats thermoplastic filament to near melting point and extrudes it through its nozzle, building a plastic matrix layer by layer. Plastics can be reinforced by any one type of fiber.



● Onyx Flexural Strength: 81 MPa

Onyx is a chopped carbon fiber reinforced nylon. It's 1.4 times stronger and stiffer than ABS and can be reinforced with any continuous fiber. Onyx sets the bar for surface finish, chemical resistivity, and heat tolerance.

■ Onyx FR Flexural Strength: 79 MPa

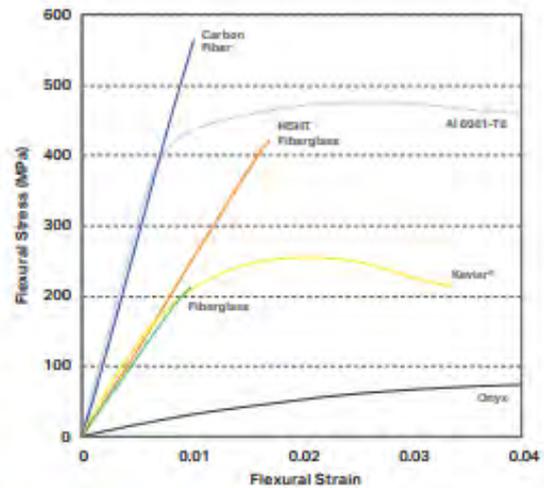
Onyx FR is a Blue Card certified UL94 V-0 material that possesses similar mechanical properties to Onyx. It's best for applications in which flame retardancy, light weight, and strength are required.

● Nylon White Flexural Strength: 50 MPa

Nylon White parts are smooth, non-abrasive, and easily painted. They can be reinforced with any continuous fiber and work best for non-marring work holding, repeated handling, and cosmetic parts.

Fiber Reinforcement

Continuous Filament Fabrication (CFF) is proprietary technology that reinforces plastic printed parts with continuous fibers on each layer of a part. Users can control the layers reinforced, amount, orientation, and type of reinforcing fiber.



● Carbon Fiber Flexural Strength: 540 MPa

Carbon Fiber has the highest strength-to-weight ratio of our reinforcing fibers. Six times stronger and eighteen times stiffer than Onyx, Carbon Fiber reinforcement is commonly used for parts that replace machined aluminum.

● Fiberglass Flexural Strength: 200 MPa

Fiberglass is our entry level continuous fiber, providing high strength at an accessible price, 2.5 times stronger and eight times stiffer than Onyx. Fiberglass reinforcement results in strong, robust tools.

● Kevlar® Flexural Strength: 240 MPa

Kevlar® possesses excellent durability, making it optimal for parts that experience repeated and sudden loading. As stiff as fiberglass and much more ductile, it can be used for a wide variety of applications.

● HSHT Fiberglass Flexural Strength: 420 MPa

High Strength High Temperature (HSHT) Fiberglass exhibits aluminum strength and high heat tolerance. Five times as strong and seven times as stiff as Onyx, it's best used for parts loaded in high operating temperatures.

B2. Material de filamento de ABS




ABS ESD-S KIMYA

The ABS ESD-S is ideal for applications that require protection against electrostatic discharges. This material can be coloured on request.

| IMPACT RESISTANT | EASY TO PRINT
 | ELECTROSTATIC DISCHARGE PROTECTION

FILAMENT PROPERTIES

PROPERTIES	TESTS METHODS	UNITS	VALUES
Diameter	ISO 6712	mm	1.75 ± 0.1 2.85 ± 0.1
Specific gravity	ISO 1183	g/cm ³	1.03
Humidity rate	ISO 6711	%	<0.5
MFI (@220°C - 10 kg)	ISO 1133	g/10min	15 - 20
Glass temperature Tg	DSC	°C	107

KIMYA

PRINT PARAMETERS AND SPECIMENS DIMENSIONS

PRINT AXIS	XY
PRINT SPEED	40 mm/s
INFILL	100% - rectilinear
INFILL ANGLE	45°/45°
EXTRUSION TEMPERATURE	260°C
PLATFORM TEMPERATURE	100°C

RESULTS

TENSILE TEST



Dim. (mm) : 75x12.5x2
Sawtooth type ISO 527-5a

BENDING TEST - CHARPY IMPACT



Dim. (mm) : 80x12x4

HARDNESS



Dim. (mm) : 45x45x4

PRINTED SPECIMENS PROPERTIES

	PROPERTIES	TEST METHODS	UNITS	VALUES
ELECTRICAL PROPERTIES	Surface resistivity	ASTM D257	Ohms/m ²	10 ⁷ - 10 ⁸
TENSILE TEST	Tensile modulus	ISO 527	MPa	1,121
	Tensile strength	ISO 527	MPa	24.3
	Elongation @ tensile strength	ISO 527	%	3.1
	Tensile stress @ break	ISO 527	MPa	19.8
	Tensile elongation @ break	ISO 527	%	6.4
BENDING TEST	Flexural modulus	ISO 178	MPa	856
	Flexural stress @ 3.5%	ISO 178	MPa	27.3
	Flexural stress	ISO 178	%	>5°
CHARPY IMPACT	Charpy impact strength (Notched - type A)	ISO 179	kJ/m ²	10.9
HARDNESS	Hardness	ISO 868	Shore D	66.7

*According to ISO 179 entry of the value of 0% deformation when 0.1mm @ 10 (specimen) broke.

The results presented are the averaged values of (the ABS ESD-S range) 7.5 (mm) for each test. 5 specimens per reference, previously placed at least 24 hours in climatic chamber (23 °C - humidity = 50%) have been tested.

3D MATERIALS BY ARMOR®
ARMOR SAS - 20 RUE CHIVREUIL - CS 89808
94108 NANTERRE CEDEX 8 - FRANCE
TEL : 01 83 88 45 82 - EMAIL : CONTACT@ARMOR.FR



B3. Sensor FlexiForce A301

Actual size of sensor

FlexiForce™ Standard Model A301

The A301 design is optimized for high volume manufacturing and is ideal for embedding into products and applications. This sensor is available in low and high quantities off-the-shelf, ideal for an easy proof of concept. The A301 can be used with our test & measurement, prototyping, and embedding electronics, including the FlexiForce Sensor Characterization Kit, FlexiForce Prototyping Kit, FlexiForce Quickstart Board, and the ELF™ System*. You can also use your own electronics, or multimeter.

Benefits

- Small size is ideal for prototyping and integration
- Available with Enhanced Stability Series (ESS) pressure sensitive ink for high-temperature and high-humidity environments
- Thin and flexible
- Easy to use

Physical Properties

Thickness	0.203 mm (0.008 in.)
Length	25.4 mm (1 in.)**
Width	14 mm (0.55 in.)
Sensing Area	9.53 mm (0.375 in.) diameter
Connector	2-pin Male Square Pin
Substrate	Polyester
Pin Spacing	2.54 mm (0.1 in.)

✓ ROHS COMPLIANT

* Sensor will require an adapter/extender to connect to the ELF System. Contact your Tekscan representative for assistance.

**Length does not include pins. Please add approximately 6 mm (0.25 in.) for pin length for a total length of approximately 32 mm (1.25 in.).

	Typical Performance	Evaluation Conditions
Linearity (Error)	< ±3% of full scale	Line drawn from 0 to 50% load
Repeatability	< ±2.5%	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Hysteresis	< 4.5% of full scale	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Drift	< 5% per logarithmic time scale	Constant load of 111 N (25 lb)
Response Time	< 5µsec	Impact load, output recorded on oscilloscope
Operating Temperature	-40°C - 60°C (-40°F - 140°F)	Convection and conduction heat sources
Acceptance Criteria	±40% sensor-to-sensor variation	Output considered at test pressure
Durability	≥ 3 million actuations	Perpendicular load, room temperature, 22 N (5 lb)
Temperature Sensitivity	0.36%/°C (± 0.2%/°F)	Conductive heating

***All data above was collected utilizing an Op Amp Circuit (shown on the next page). If your application cannot allow an Op Amp Circuit, visit www.tekscan.com/flexiforce-integration-guides, or contact a FlexiForce Applications Engineer.

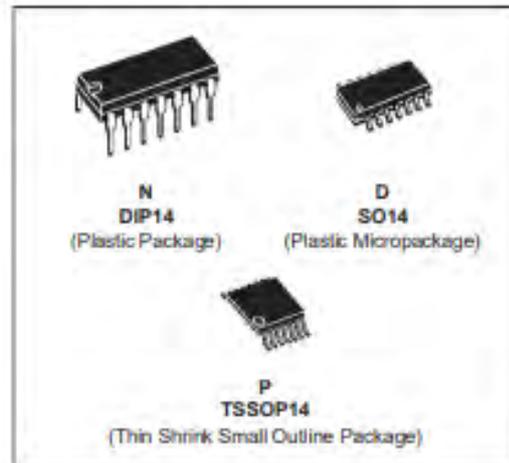
B4. Opamp LM324



**LM124
LM224 - LM324**

LOW POWER QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE GAIN BANDWIDTH : 1.3MHz
- INPUT COMMON-MODE VOLTAGE RANGE INCLUDES GROUND
- LARGE VOLTAGE GAIN : 100dB
- VERY LOW SUPPLY CURRENT/AMPLI : 375µA
- LOW INPUT BIAS CURRENT : 20nA
- LOW INPUT OFFSET VOLTAGE : 5mV max.
(for more accurate applications, use the equivalent parts LM124A-LM224A-LM324A which feature 3mV max)
- LOW INPUT OFFSET CURRENT : 2nA
- WIDE POWER SUPPLY RANGE :
SINGLE SUPPLY : +3V TO +30V
DUAL SUPPLIES : ±1.5V TO ±15V



DESCRIPTION

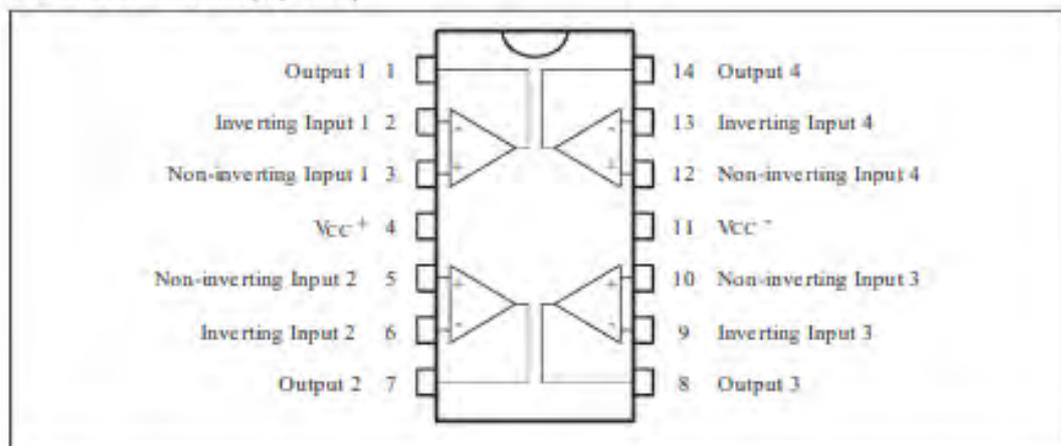
These circuits consist of four independent, high gain, internally frequency compensated operational amplifiers. They operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split power supplies is also possible and the low power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
LM124	-55°C, +125°C	•	•	•
LM224	-40°C, +105°C	•	•	•
LM324	0°C, +70°C	•	•	•

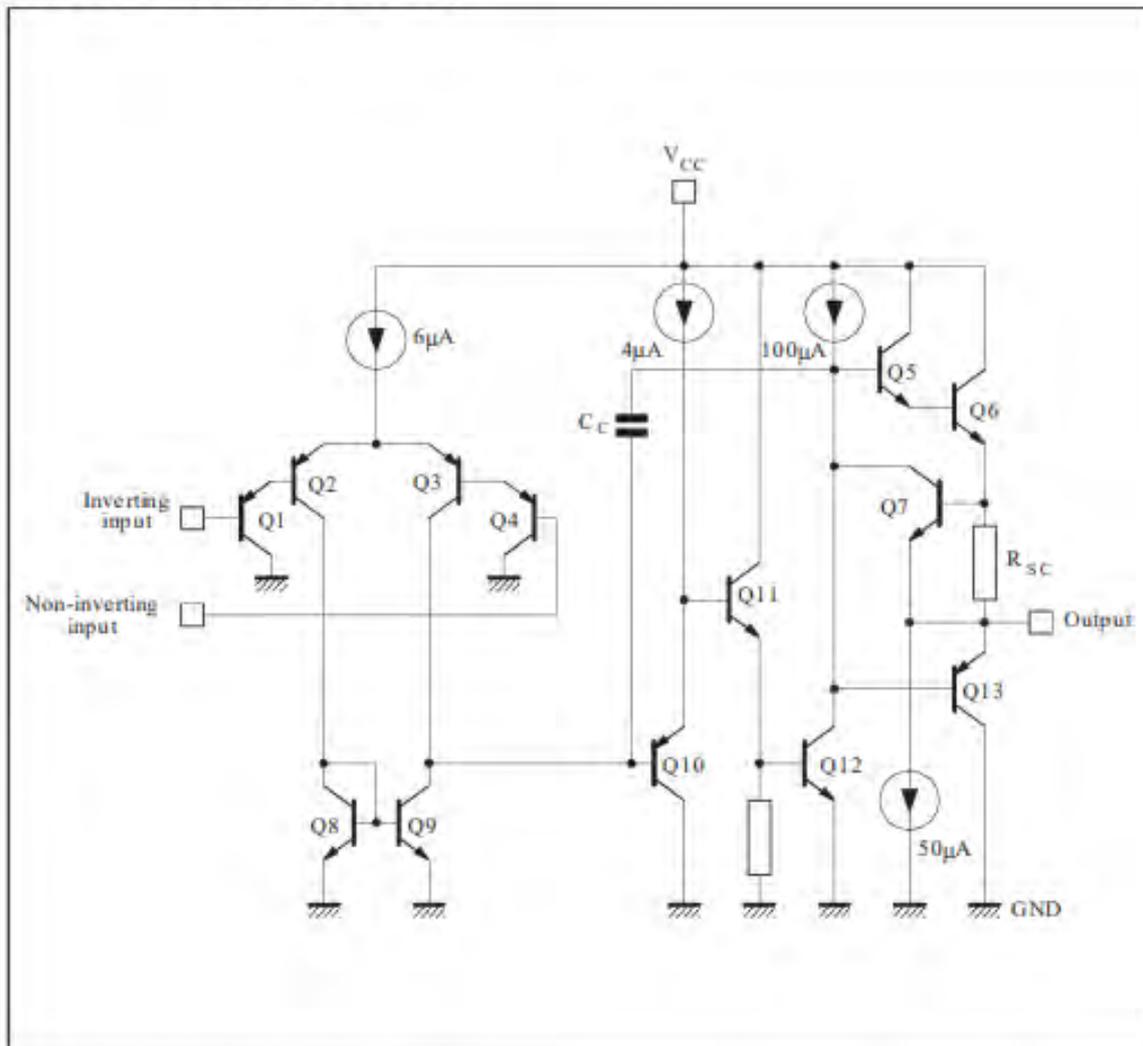
Example : LM224N

PIN CONNECTIONS (top view)



LM124 - LM224 - LM324

SCHEMATIC DIAGRAM (1/4 LM124)



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	LM124	LM224	LM324	Unit
V_{CC}	Supply Voltage		± 16 or 32		V
V_i	Input Voltage		-0.3 to +32		V
V_{id}	Differential Input Voltage - (*)	+32	+32	+32	V
P_{tot}	Power Dissipation	500	500	500	mW
		-	400	400	mW
-	Output Short-circuit Duration - (note 1)		Infinite		
I_{in}	Input Current - (note 6)	50	50	50	mA
T_{oper}	Operating Free Air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	$^{\circ}$ C
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150	-65 to +150	-65 to +150	$^{\circ}$ C

B5. Sensor MPU 6050

	MPU-6000/MPU-6050 Product Specification	Document Number: PS-MPU-6000A-00 Revision: 3.3 Release Date: 5/16/2012
---	--	--

6 Electrical Characteristics**6.1 Gyroscope Specifications**VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±5% or VDD, T_A = 25°C

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

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

	MPU-6000/MPU-6050 Product Specification	Document Number: PS-MPU-6000A-00 Revision: 3.3 Release Date: 5/16/2012
---	--	--

6.2 Accelerometer Specifications

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

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

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

B6. Convertidor DC/DC Boost S7V8F5

Overview

The Pololu step-up/step-down voltage regulator S7V8F5 is a switching regulator (also called a switched-mode power supply (SMPS) or DC-to-DC converter) that uses a buck-boost topology. It takes an input voltage from 2.7 V to 11.8 V and increases or decreases the voltage to a fixed 5 V output with a typical efficiency of over 90%. The input voltage can be higher than, lower than, or equal to the set output voltage, and the voltage is regulated to achieve a steady 5 V.

This flexibility in input voltage is especially well-suited for battery-powered applications in which the battery voltage begins above the desired output voltage and drops below the target as the battery discharges. Without the typical restriction on the battery voltage staying above the required voltage throughout its life, new battery packs and form factors can be considered. For example:

- A 4-cell battery holder, which might have a 6 V output with fresh alkalines or a 4.0 V output with partially discharged NiMH cells, can be used with this regulator to power a 5 V circuit.
- A disposable 9 V battery powering a 5 V circuit can be discharged to under 3 V instead of cutting out at 6 V, as with typical linear or step-down regulators.

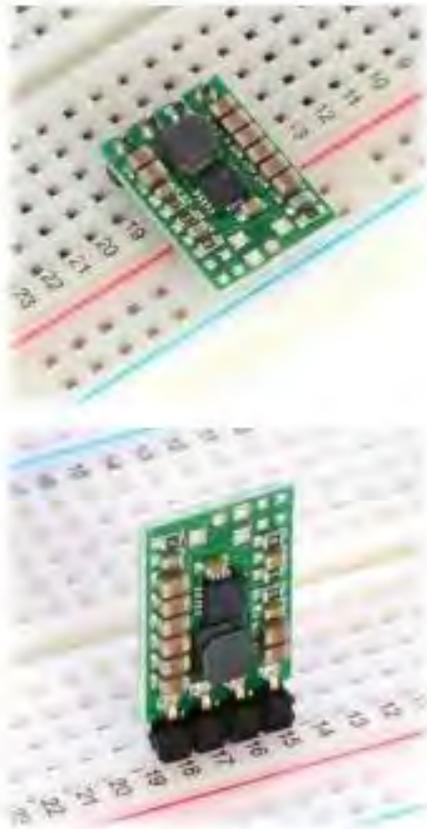
In typical applications, this regulator can deliver up to 1 A continuous when the input voltage is higher than 5 V (stepping down). When the input voltage is lower than 5 V (stepping up), the available current decreases as the difference between the voltages increases; please see the graphs at the bottom of this page for a more detailed characterization. The regulator has short-circuit protection, and thermal shutdown prevents damage from overheating; the board does **not** have reverse-voltage protection.

This regulator is also available with a [fixed 3.3 V output](#) and with a [user-adjustable output](#).

Features

- input voltage: 2.7 V to 11.8 V
- fixed 5 V output with +5/-3% accuracy
- typical continuous output current: 500 mA to 1 A across most combinations of input and output voltages (Actual continuous output current depends on input and output voltages. See *Typical Efficiency and Output Current* section below for details.)
- power-saving feature maintains high efficiency at low currents (quiescent current is less than 0.2 mA)

- integrated over-temperature and short-circuit protection
- small size: 0.45" × 0.65" × 0.1" (11 × 17 × 3 mm)

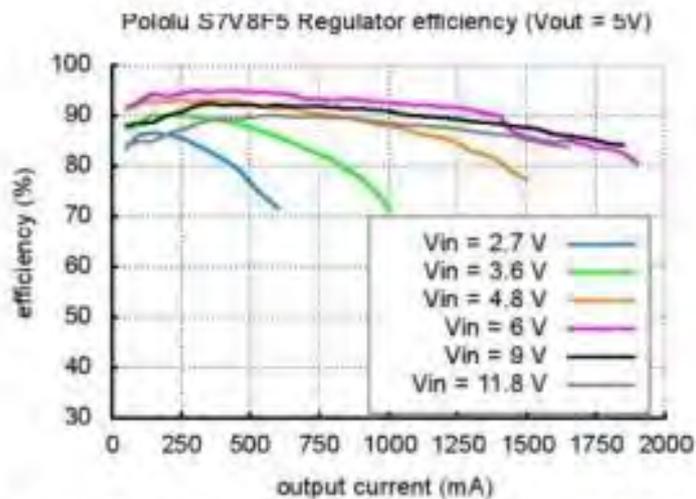


Using the Regulator

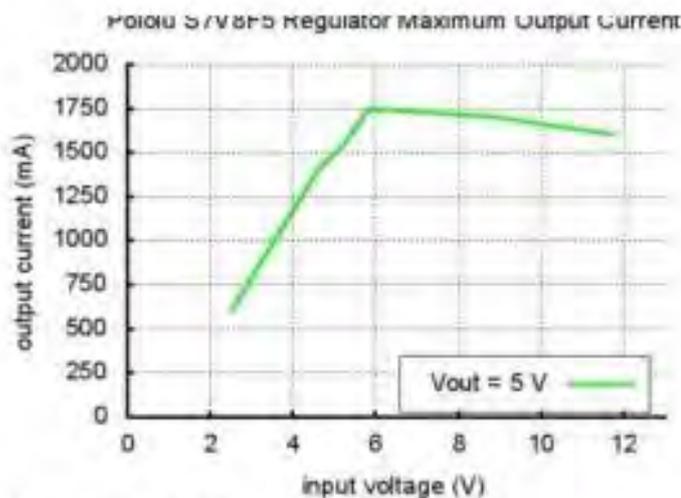
During normal operation, this product can get hot enough to burn you. Take care when handling this product or other components connected to it.

Connections

The step-up/step-down regulator has four connections: shutdown (SHDN), input voltage (VIN), ground (GND), and output voltage (VOUT). The SHDN pin can be driven low (under 0.4 V) to power down the regulator and put it in a low-power state. The quiescent current in this sleep mode is dominated by the current in the 100k pull-up resistor from SHDN to VIN. With SHDN held low, this resistor will draw 10 μA per volt on VIN (for example, the sleep current with a 5 V input will be 50 μA). The SHDN pin can be driven high (above 1.2 V) to enable the board, or it can be connected to VIN or left disconnected if you want to leave the board permanently enabled.



The maximum achievable output current of the board varies with the input voltage but also depends on other factors, including the ambient temperature, air flow, and heat sinking. The graph below shows output currents at which this voltage regulator's over-temperature protection typically kicks in after a few seconds. These currents represent the limit of the regulator's capability and cannot be sustained for long periods, so the continuous currents that the regulator can provide are typically several hundred milliamps lower, and we recommend trying to draw no more than about 1 A from this regulator throughout its input voltage range.



LC Voltage Spikes

When connecting voltage to electronic circuits, the initial rush of current can cause voltage spikes that are much higher than the input voltage. If these spikes exceed the regulator's maximum voltage, the regulator can be destroyed. If you are connecting more than about 9 V, using power leads more than a few inches long, or using a power supply with high

B7. Convertidor DCDC Buck S7V8F3

Overview

The Pololu step-up/step-down voltage regulator S7V8F3 is a switching regulator (also called a switched-mode power supply (SMPS) or DC-to-DC converter) that uses a buck-boost topology. It takes an input voltage from 2.7 V to 11.8 V and increases or decreases the voltage to a fixed 3.3 V output with a typical efficiency of over 90%. The input voltage can be higher than, lower than, or equal to the set output voltage, and the voltage is regulated to achieve a steady 3.3 V.

This flexibility in input voltage is especially well-suited for battery-powered applications in which the battery voltage begins above the desired output voltage and drops below the target as the battery discharges. Without the typical restriction on the battery voltage staying above the required voltage throughout its life, new battery packs and form factors can be considered. For example:

- A 3-cell battery holder, which might have a 4.5 V output with fresh alkalines or a 3.0 V output with partially discharged NiMH cells, can be used with this regulator to power a 3.3 V circuit.
- A single lithium-polymer cell can run a 3.3 V device through its whole discharge cycle.

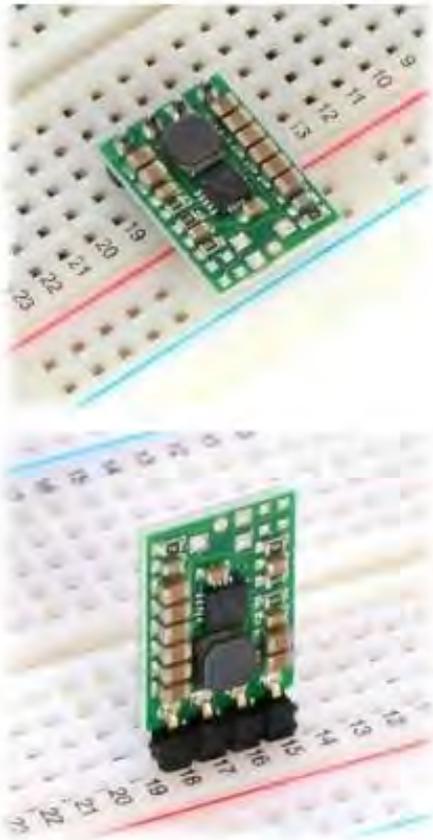
In typical applications, this regulator can deliver up to 1 A continuous when the input voltage is higher than 3.3 V (stepping down). When the input voltage is lower than 3.3 V (stepping up), the available current decreases as the difference between the voltages increases; please see the graphs at the bottom of this page for a more detailed characterization. The regulator has short-circuit protection, and thermal shutdown prevents damage from overheating; the board does **not** have reverse-voltage protection.

This regulator is also available with a [fixed 5 V output](#) and with a [user-adjustable output](#).

Features

- input voltage: 2.7 V to 11.8 V
- fixed 3.3 V output with +5/-3% accuracy
- typical continuous output current: 500 mA to 1 A across most combinations of input and output voltages (Actual continuous output current depends on input and output voltages. See *Typical Efficiency and Output Current* section below for details.)
- power-saving feature maintains high efficiency at low currents (quiescent current is less than 0.1 mA)
- integrated over-temperature and short-circuit protection

- small size: 0.45" × 0.65" × 0.1" (11 × 17 × 3 mm)



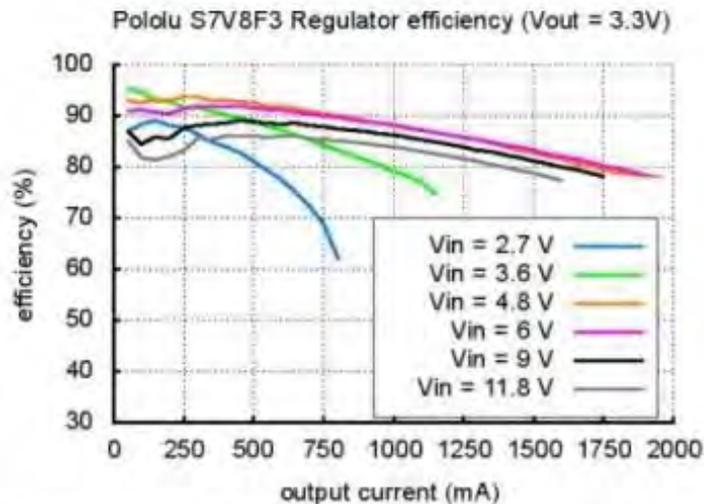
Using the Regulator

During normal operation, this product can get hot enough to burn you. Take care when handling this product or other components connected to it.

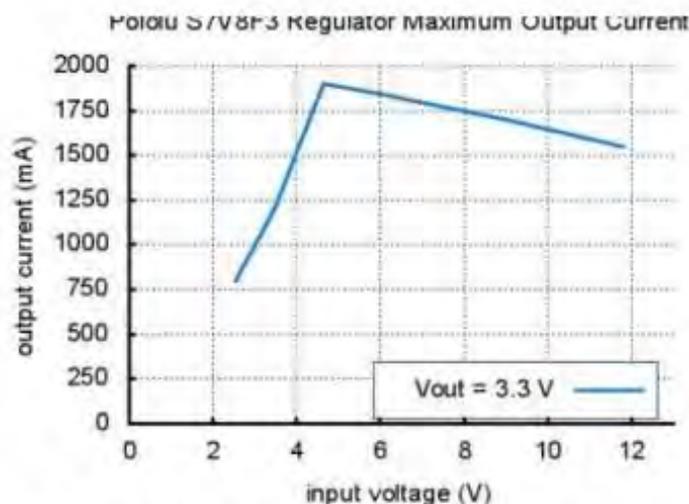
Connections

The step-up/step-down regulator has four connections: shutdown (SHDN), input voltage (VIN), ground (GND), and output voltage (VOUT). The SHDN pin can be driven low (under 0.4 V) to power down the regulator and put it in a low-power state. The quiescent current in this sleep mode is dominated by the current in the 100k pull-up resistor from SHDN to VIN. With SHDN held low, this resistor will draw 10 μ A per volt on VIN (for example, the sleep current with a 5 V input will be 50 μ A). The SHDN pin can be driven high (above 1.2 V) to enable the board, or it can be connected to VIN or left disconnected if you want to leave the board permanently enabled.

The input voltage, VIN, should be between 2.7 V and 11.8 V. Lower inputs can shut down the voltage regulator; [higher inputs can destroy](#)



The maximum achievable output current of the board varies with the input voltage but also depends on other factors, including the ambient temperature, air flow, and heat sinking. The graph below shows output currents at which this voltage regulator's over-temperature protection typically kicks in after a few seconds. These currents represent the limit of the regulator's capability and cannot be sustained for long periods, so the continuous currents that the regulator can provide are typically several hundred milliamps lower, and we recommend trying to draw no more than about 1 A from this regulator throughout its input voltage range.



LC Voltage Spikes

When connecting voltage to electronic circuits, the initial rush of current can cause voltage spikes that are much higher than the input voltage. If these spikes exceed the regulator's maximum voltage, the regulator can be destroyed. If you are connecting more than about 9 V, using power leads more than a few inches long, or using a power supply with high

B8. Cargador de batería TP 4056 Micro 1ª



南京拓微集成电路有限公司
NanJing Top Power ASIC Corp.

TP4056 1A Standalone Linear Li-Ion Battery Charger with Thermal Regulation in SOP-8

DESCRIPTION

The TP4056 is a complete constant-current/constant-voltage linear charger for single cell lithium-ion batteries. Its SOP package and low external component count make the TP4056 ideally suited for portable applications. Furthermore, the TP4056 can work within USB and wall adapter.

No blocking diode is required due to the internal PMOSFET architecture and have prevent to negative Charge Current Circuit. Thermal feedback regulates the charge current to limit the die temperature during high power operation or high ambient temperature. The charge voltage is fixed at 4.2V, and the charge current can be programmed externally with a single resistor. The TP4056 automatically terminates the charge cycle when the charge current drops to 1/10th the programmed value after the final float voltage is reached.

TP4056 Other features include current monitor, under voltage lockout, automatic recharge and two status pin to indicate charge termination and the presence of an input voltage.

FEATURES

- Programmable Charge Current Up to 1000mA
- No MOSFET, Sense Resistor or Blocking Diode Required
- Complete Linear Charger in SOP-8 Package for Single Cell Lithium-Ion Batteries
- Constant-Current/Constant-Voltage
- Charges Single Cell Li-Ion Batteries Directly from USB Port
- Preset 4.2V Charge Voltage with 1.5% Accuracy
- Automatic Recharge
- two Charge Status Output Pins
- C/10 Charge Termination
- 2.9V Trickle Charge Threshold (TP4056)
- Soft-Start Limits Inrush Current
- Available **Radiator** in 8-Lead SOP Package, the **Radiator** need connect GND or Impending

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

- Input Supply Voltage(V_{CC}): -0.3V~8V
- TEMP: -0.3V~10V
- CE: -0.3V~10V
- BAT Short-Circuit Duration: Continuous
- BAT Pin Current: 1200mA
- PROG Pin Current: 1200uA
- Maximum Junction Temperature: 145°C
- Operating Ambient Temperature Range: -40°C~85°C
- Lead Temp.(Soldering, 10sec): 260°C

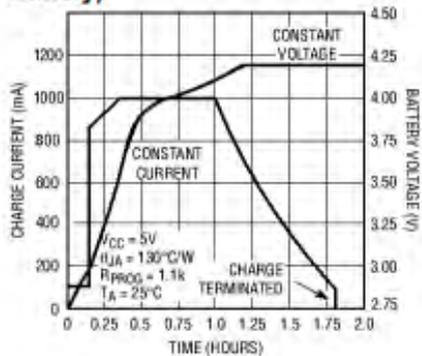
APPLICATIONS

- Cellular Telephones, PDAs, GPS
- Charging Docks and Cradles
- Digital Still Cameras, Portable Devices
- USB Bus-Powered Chargers, Chargers

PACKAGE/ORDER INFORMATION

	<p>SOP-8</p>
<p>photo</p>	<p>ORDER PART NUMBER TP4056-42-SOP8-PP</p> <p>PART MARKING TP4056</p>

Complete Charge Cycle (1000mAh Battery)





TEMP(Pin 1) :Temperature Sense Input Connecting TEMP pin to NTC thermistor's output in Lithium ion battery pack. If TEMP pin's voltage is below 45% or above 80% of supply voltage V_{IN} for more than 0.15S, this means that battery's temperature is too high or too low, charging is suspended. The temperature sense function can be disabled by grounding the TEMP pin.

PROG(Pin 2): Constant Charge Current Setting and Charge Current Monitor Pin charge current is set by connecting a resistor R_{ISET} from this pin to GND. When in precharge mode, the ISET pin's voltage is regulated to 0.2V. When in constant charge current mode, the ISET pin's voltage is regulated to 2V. In all modes during charging, the voltage on ISET pin can be used to measure the charge current as follows:

$$I_{BAT} = \frac{V_{ISET}}{R_{ISET}} \times 1200 \quad (V_{ISET} = 1V)$$

GND(Pin3): Ground Terminal

VCC(Pin 4): Positive Input Supply Voltage V_{IN} is the power supply to the internal circuit. When V_{IN} drops to within 30mv of the BAT pin voltage, TP4056 enters low power sleep mode, dropping BAT pin's current to less than 2uA.

BAT(Pin5): Battery Connection Pin. Connect the positive terminal of the battery to BAT pin. BAT pin draws less than 2uA current in chip disable mode or in sleep mode. BAT pin provides charge current to the battery and provides regulation voltage of 4.2V.

STDBY(Pin6): Open Drain Charge Status Output When the battery Charge Termination, the STDBY pin is pulled low by an internal switch, otherwise STDBY pin is in high impedance state.

CHRG(Pin7): Open Drain Charge Status Output When the battery is being charged, the CHRG pin is pulled low by an internal switch, otherwise CHRG pin is in high impedance state.

CE(Pin8): Chip Enable Input. A high input will put the device in the normal operating mode.

Pulling the CE pin to low level will put the YP4056 into disable mode. The CE pin can be driven by TTL or CMOS logic level.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

The ● denotes specifications which apply over the full operating temperature range, otherwise specifications are at $T_A=25^\circ\text{C}$, $V_{CC}=5V$, unless otherwise noted.

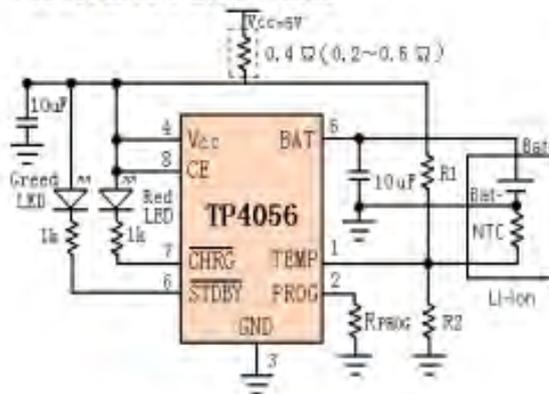
SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	
V_{CC}	Input Supply Voltage		● 4.0	5	8.0	V	
I_{CC}	Input Supply Current	Charge Mode, $R_{PROG} = 1.2k$	●	150	500	μA	
		Standby Mode (Charge Terminated)	●	55	100	μA	
		Shutdown Mode (R_{PROG} Not Connected, $V_{CC} < V_{BAT}$, or $V_{CC} < V_{UV}$)	●	55	100	μA	
V_{FLDAL}	Regulated Output (Float) Voltage	$0^\circ\text{C} \leq T_A \leq 85^\circ\text{C}$, $I_{BAT}=40\text{mA}$	4.137	4.2	4.263	V	
I_{BAT}	BAT Pin Current Test condition, $V_{BAT}=4.0V$	$R_{PROG} = 2.4k$, Current Mode	●	450	500	550	mA
		$R_{PROG} = 1.2k$, Current Mode	●	950	1000	1050	mA
		Standby Mode, $V_{BAT} = 4.2V$	●	0	-2.5	-6	μA
I_{TRKL}	Trickle Charge Current	$V_{BAT} < V_{TRKL}$, $R_{PROG}=1.2K$	● 120	130	140	mA	
V_{TRKL}	Trickle Charge Threshold Voltage	$R_{PROG}=1.2K$, V_{BAT} Rising	2.8	2.9	3.0	V	
V_{TRHYS}	Trickle Charge Hysteresis Voltage	$R_{PROG}=1.2K$	60	80	100	mV	
T_{JUN}	Junction Temperature in Constant Temperature Mode			145		$^\circ\text{C}$	

indicator light state

Charge state	Red LED CHRG	Green LED STDBY
charging	bright	extinguish
Charge Termination	extinguish	bright
V _{in} too low; Temperature of battery too low or too high; no battery	extinguish	extinguish
BAT PIN Connect 10u Capacitance; No battery	Green LED bright. Red LED Coruscate T=1-4 S	

Rprog Current Setting

R _{PROG} (k)	I _{BAT} (mA)
10	130
5	250
4	300
3	400
2	580
1.66	690
1.5	780
1.33	900
1.2	1000

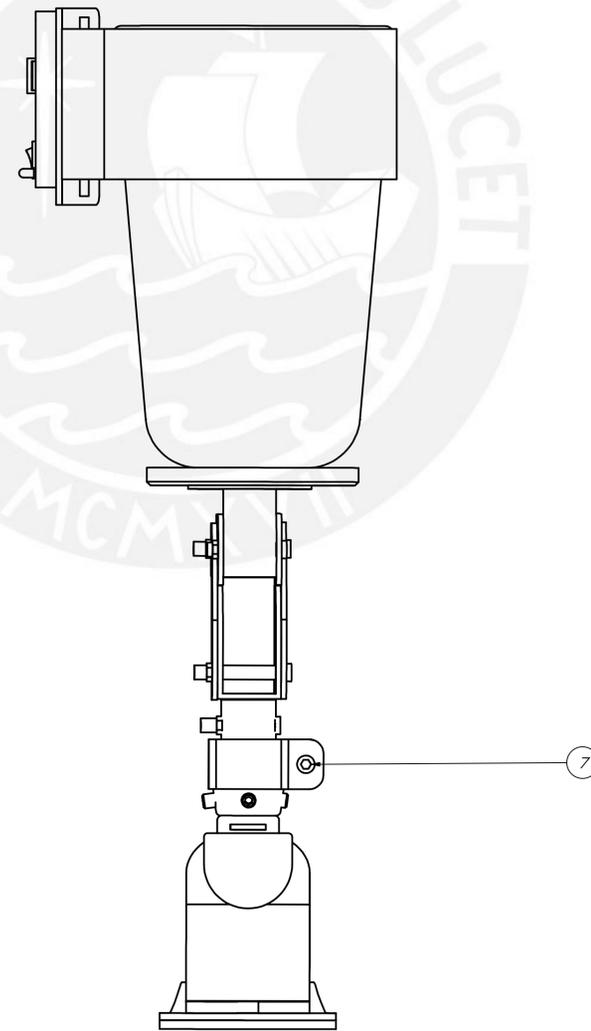
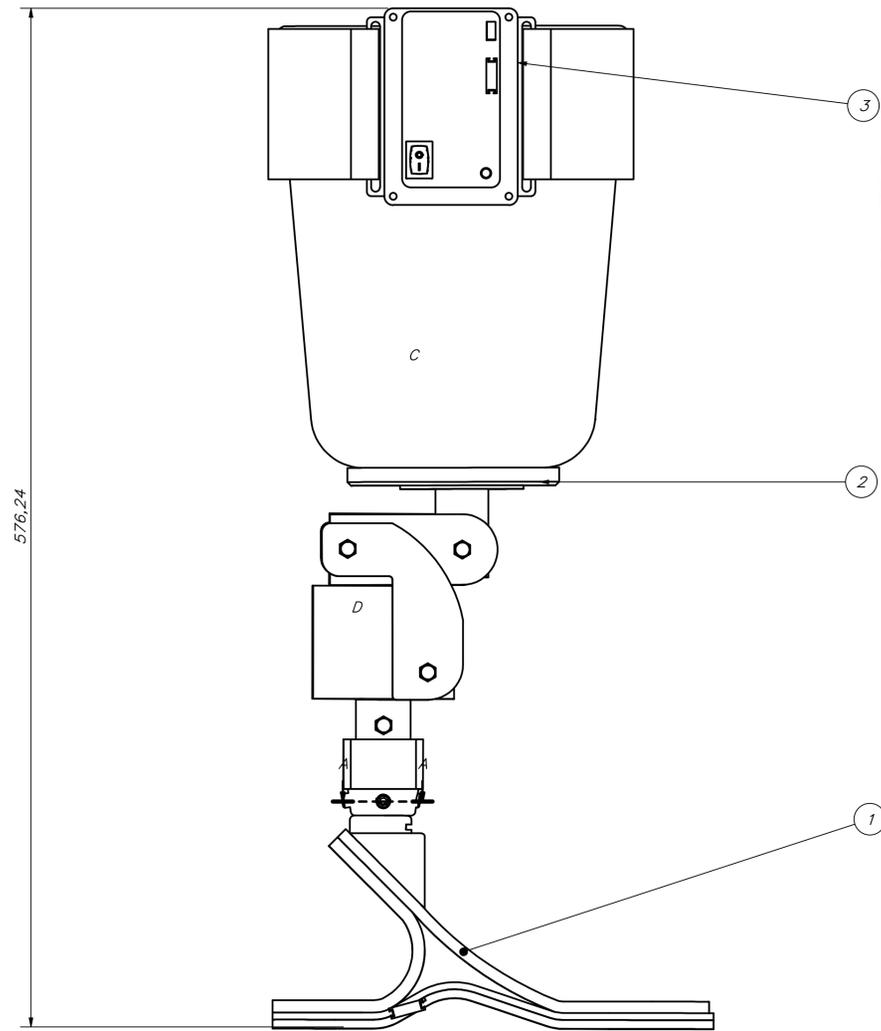
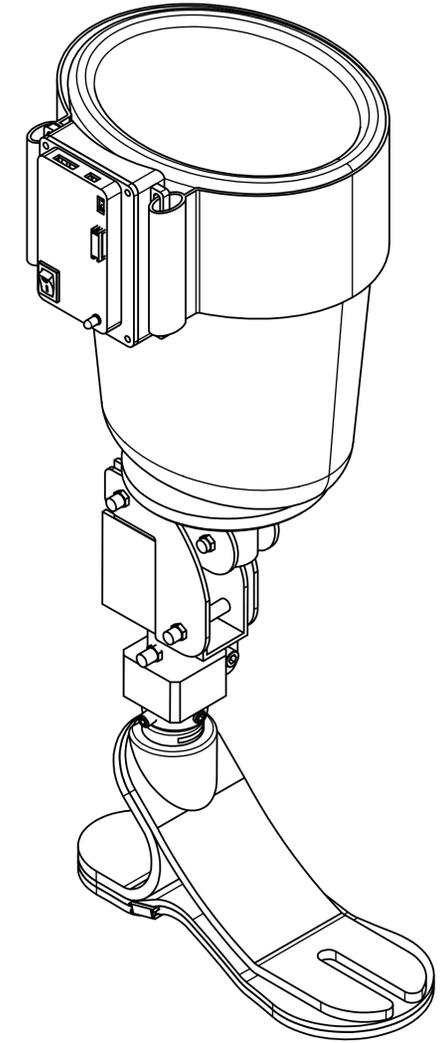
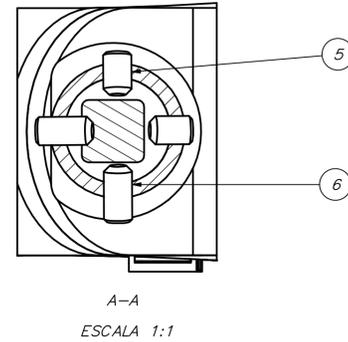
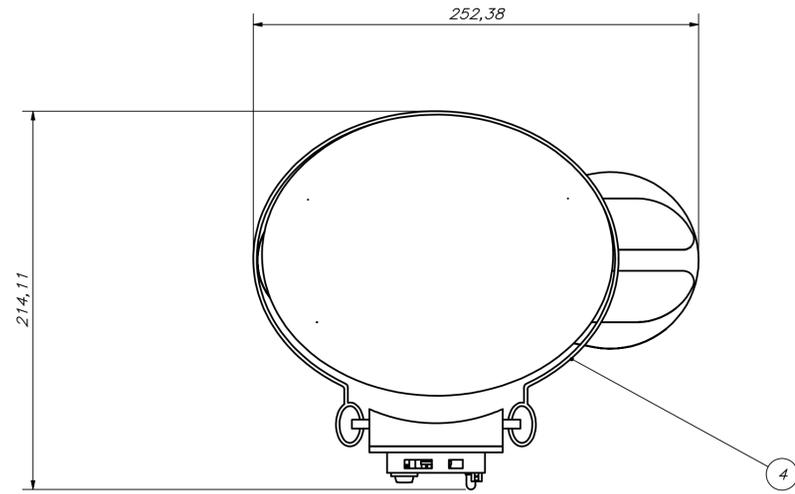
TYPICAL APPLICATIONS




ANEXOS C

PLANOS DE ENSAMBLE, DESPIECE Y

ELÉCTRICOS-ELECTRÓNICOS

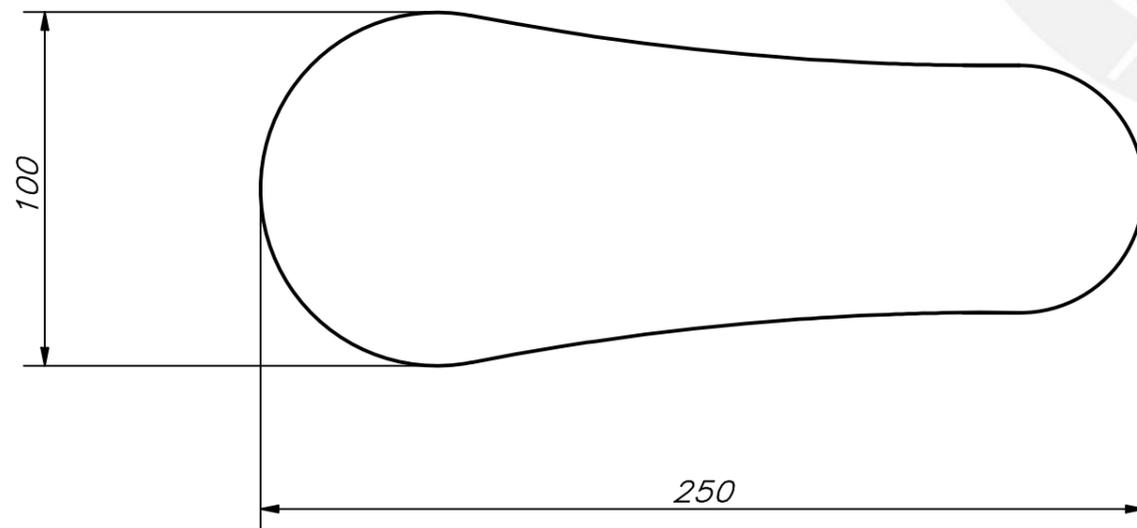
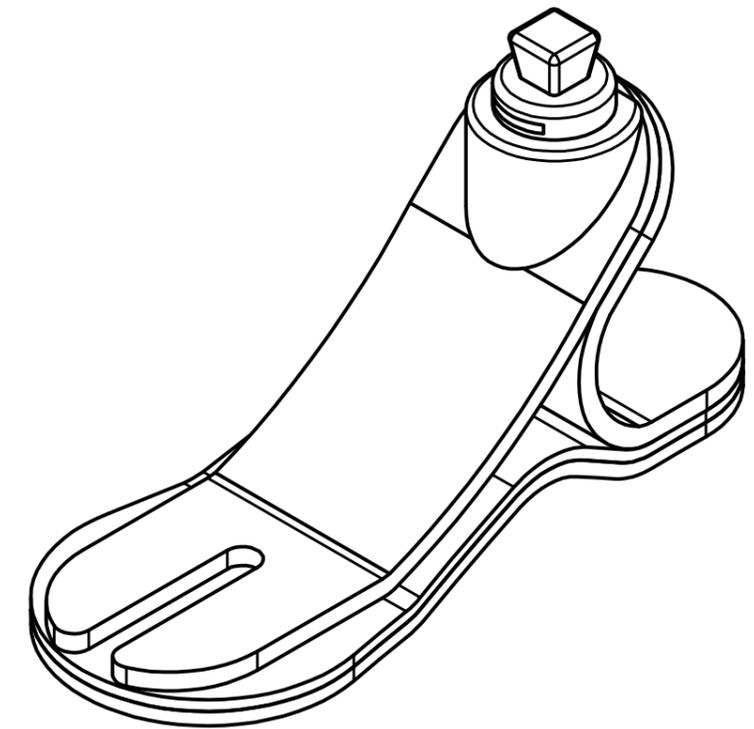
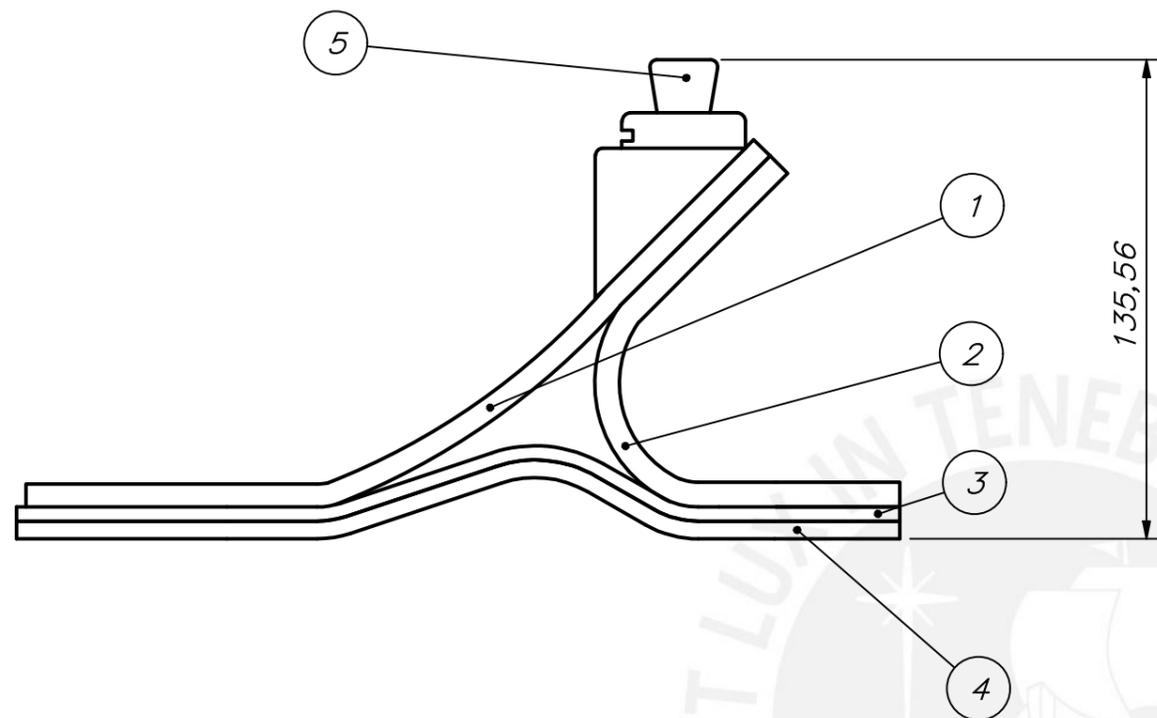


C SOCKET REFERENCIAL
D TOBILLO REFERENCIAL

PARTS LIST					
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
7	1	TORNILLO ALLEN M6 x 16	DIN 912	ACERO AL CARBONO	
6	2	TORNILLO ALLEN SIN CABEZA M8 x 16	AS 1421	ACERO AL CARBONO	
5	2	TORNILLO ALLEN SIN CABEZA M8 x 12	AS 1421	ACERO AL CARBONO	
4	1	TELA CON VELCRO SUBENSAMBLE	GENÉRICO		03-A3-SE
3	1	CARCASA ELECTRÓNICA SUBENSAMBLE	ISO 527	PLÁSTICO ABS	02-A3-SE
2	1	SOCKET CON TOBILLO PROTÉSICO	GENÉRICO		REFERENCIALES PARA LA DISPOSICIÓN DEL PIE PROTÉSICO Y LA CARCASA ELECTRÓNICA
1	1	PIE PROTÉSICO SUBENSAMBLE	ASTM D638	FIBRA DE CARBONO	01-A3-SE

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	TRABAJO DE FIN DE CARRERA 2 – 10M4	ESCALA
	ENSAMBLE GENERAL PROTÉSICO	1:2
20161557	MIRANDA QUISPE, BRUNO SEBASTIAN	FECHA: 2020.12.08
		LÁMINA: 01-A1-E

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------



UNIDOS POR PEGAMENTO SOLDIMIX
 ITEM 1,2,3 Y 5: UNA SOLA PIEZA IMPRESA

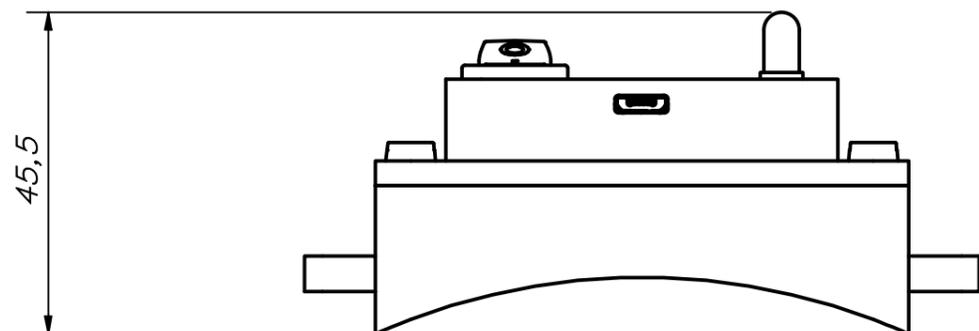
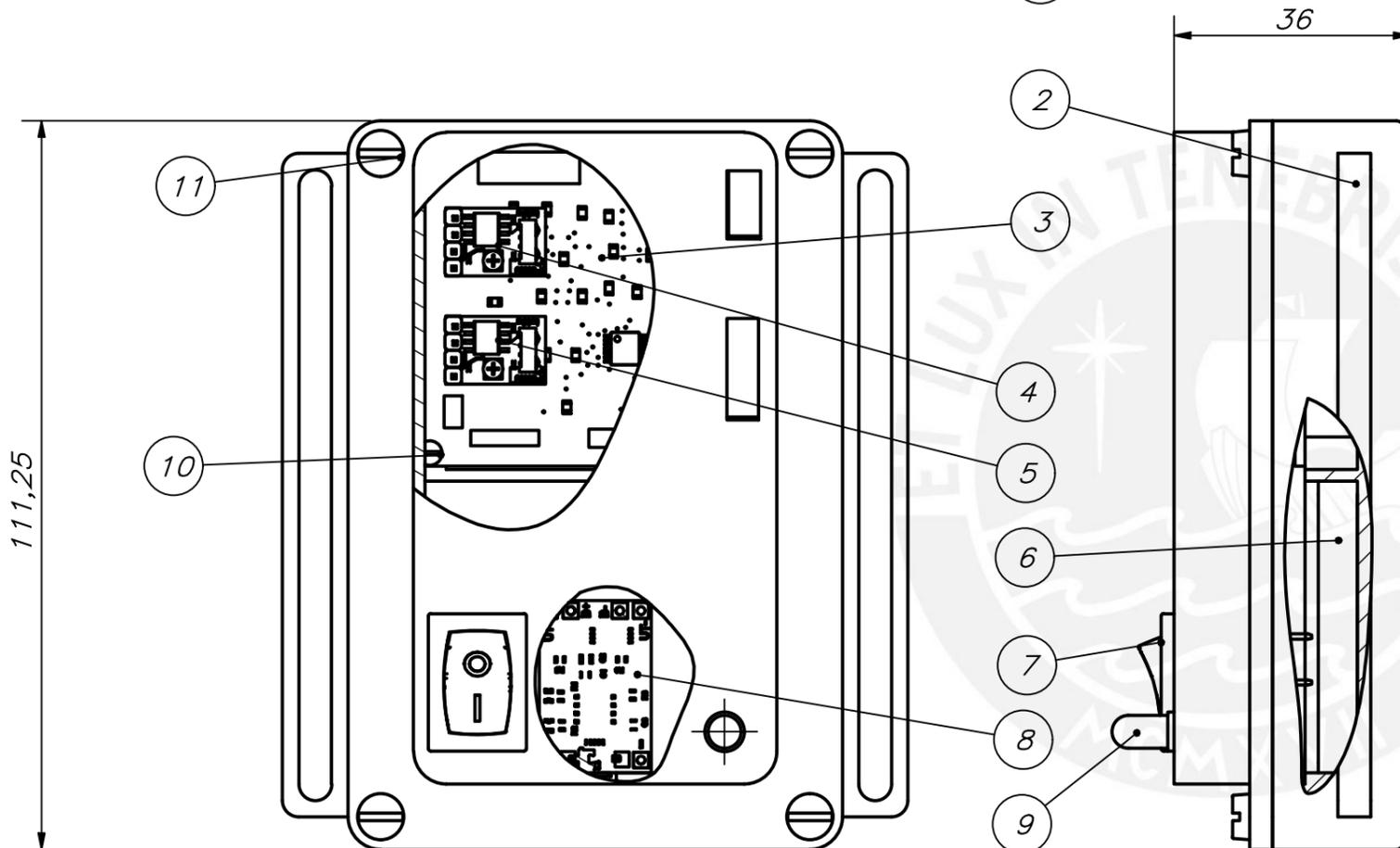
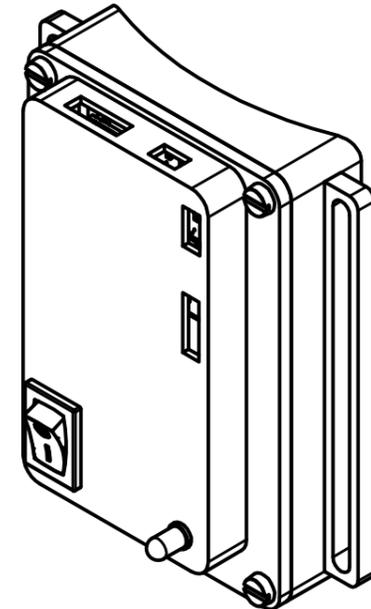
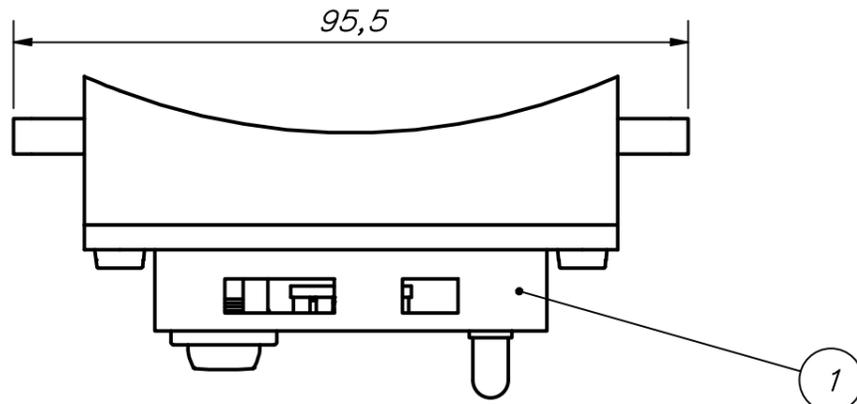
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------

PARTS LIST

POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
5	1	CONECTOR TOBILLO	ASTM D638	FIBRA DE CARBONO	05-A3-D
4	1	PLANTA INFERIOR DE PIE PROTÉSICO	ASTM D638	FIBRA DE CARBONO	04-A3-D
3	1	PLANTA SUPERIOR DE PIE PROTÉSICO	ASTM D638	FIBRA DE CARBONO	03-A3-D
2	1	TALÓN DE PIE PROTÉSICO	ASTM D638	FIBRA DE CARBONO	02-A3-D
1	1	EMPEINE DE PIE PROTÉSICO	ASTM D638	FIBRA DE CARBONO	01-A3-D

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

MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN PIE PROTÉSICO QUE PERMITA DETERMINAR LAS FUERZAS DE CONTACTO EN PENDIENTES, ESCALONES Y SUPERFICIES CON IRREGULARIDADES DURANTE LA MARCHA	ESCALA
	PIE PROTÉSICO SUBENSAMBLE	1:2
20161557	MIRANDA QUISPE, BRUNO SEBASTIAN	FECHA: 2021.08.16
		LÁMINA: 01-A3-SE



PARTS LIST					
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
11	4	TORNILLO M4 x 12	ISO 1207	ACERO INOXIDABLE A304	
10	4	TORNILLO M2 x 6	ISO 1207	ACERO INOXIDABLE A304	
9	2	LED 5mm		GENÉRICO	ROJO
8	1	TP4056 MICRO 1 A		GENÉRICO	CARGADOR DE BATERÍA
7	1	INTERRUPTOR BASCULANTE		GENÉRICO	
6	1	BATERÍA 3.7 V 1400 mAh		POLÍMERO DE LITIO	RECARGABLE
5	1	CONVERTIDOR DC/DC S7V8F5		GENÉRICO	BOOST
4	1	CONVERTIDOR DC/DC S9V11F3S5		GENÉRICO	BUCK
3	1	PCB		GENÉRICO	CIRCUITO IMPRESO
2	1	PORTE INFERIOR DE CARCASA ELECTRÓNICA	ISO 527	PLÁSTICO ABS	07-A3-D
1	1	PORTE SUPERIOR DE CARCASA ELECTRÓNICA	ISO 527	PLÁSTICO ABS	06-A3-D

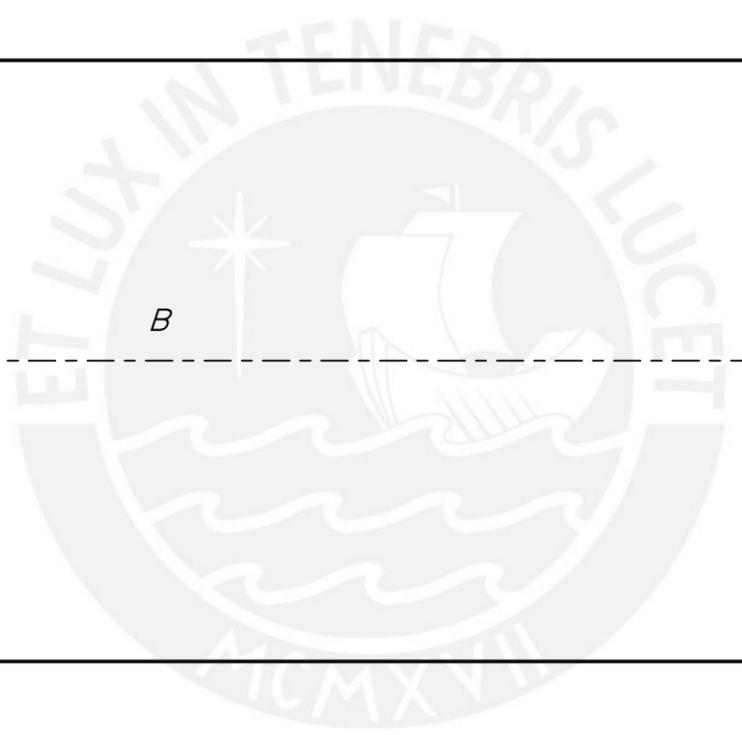
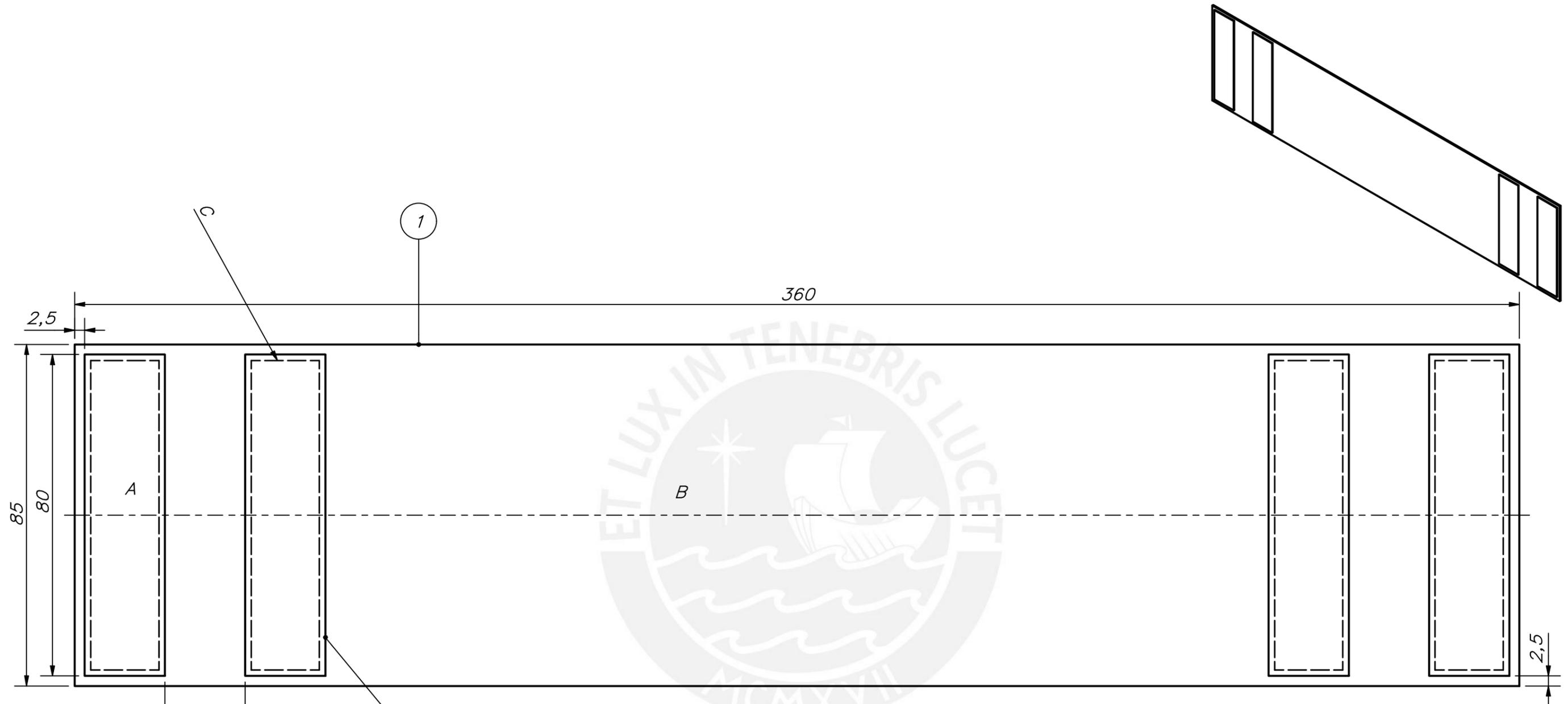
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
 FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN PIE PROTÉSICO QUE PERMITA DETERMINAR LAS FUERZAS DE CONTACTO EN PENDIENTES, ESCALONES Y SUPERFICIES CON IRREGULARIDADES DURANTE LA MARCHA	ESCALA
	CARCASA ELECTRÓNICA SUBENSAMBLE	1:1

20161557 MIRANDA QUISPE, BRUNO SEBASTIAN FECHA: 2021.08.16

LÁMINA: 02-A3-SE

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------



A ESPESOR 0.5 mm
 B ESPESOR 1.0 mm
 C UNIDOS POR COSTURA

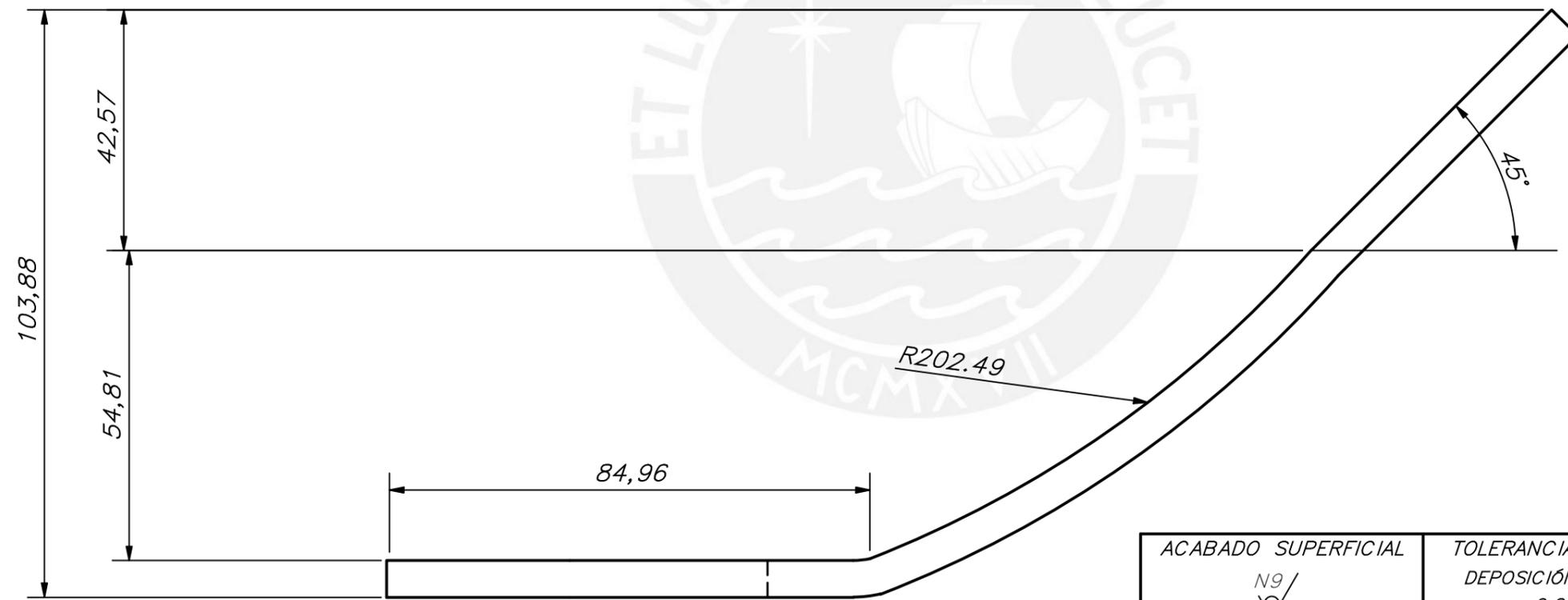
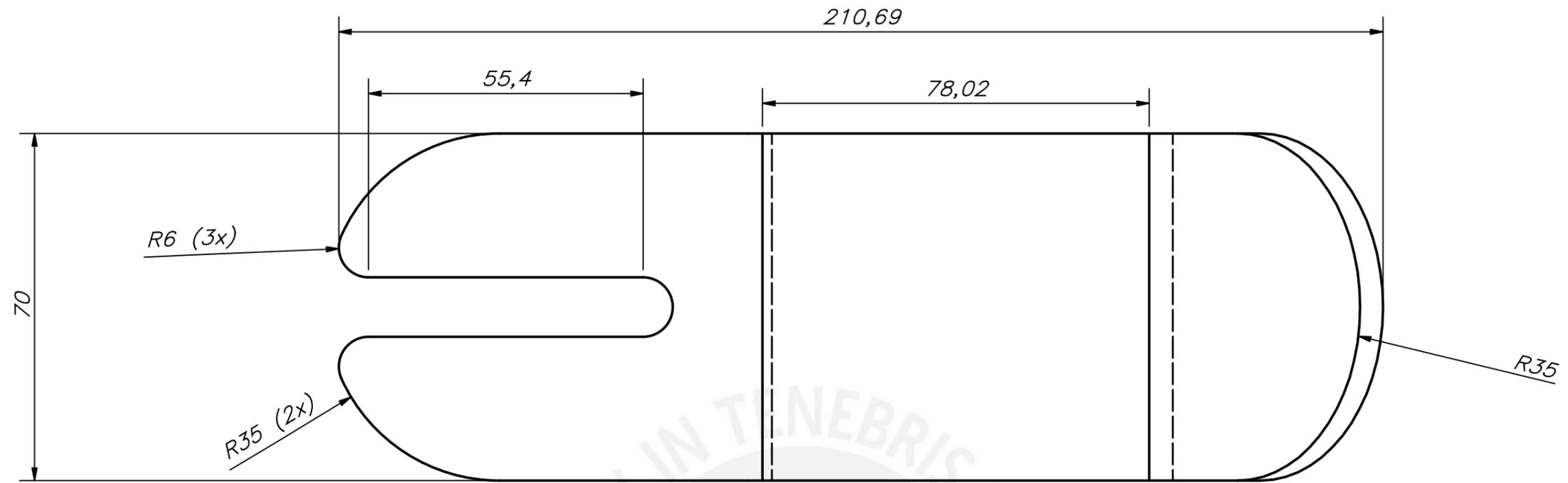
PARTS LIST					
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
2	4	VELCRO		GENÉRICO	
1	1	TELA		GENÉRICO	

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

MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN PIE PROTÉSICO QUE PERMITA DETERMINAR LAS FUERZAS DE CONTACTO EN PENDIENTES, ESCALONES Y SUPERFICIES CON IRREGULARIDADES DURANTE LA MARCHA	ESCALA
	TELA CON VELCRO SUBENSAMBLE	1:1
20161557	MIRANDA QUISPE, BRUNO SEBASTIAN	FECHA: 2021.08.16

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------

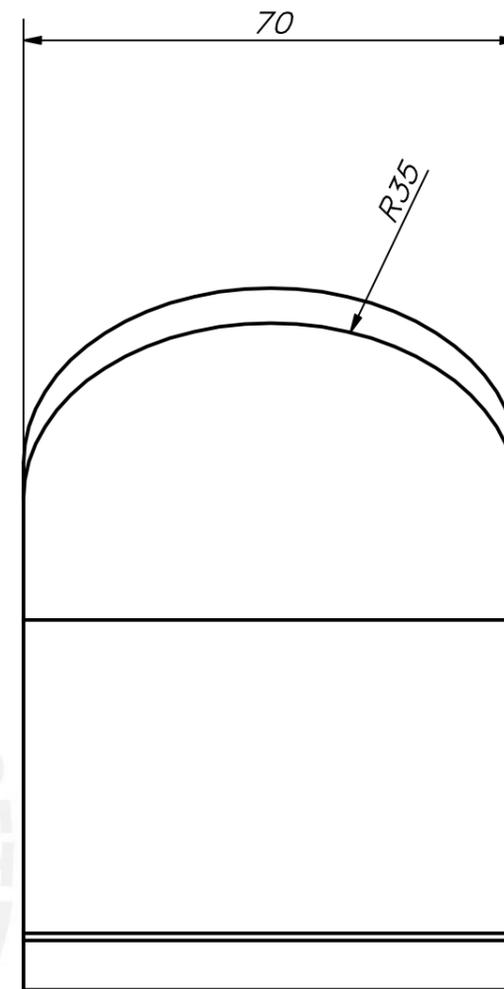
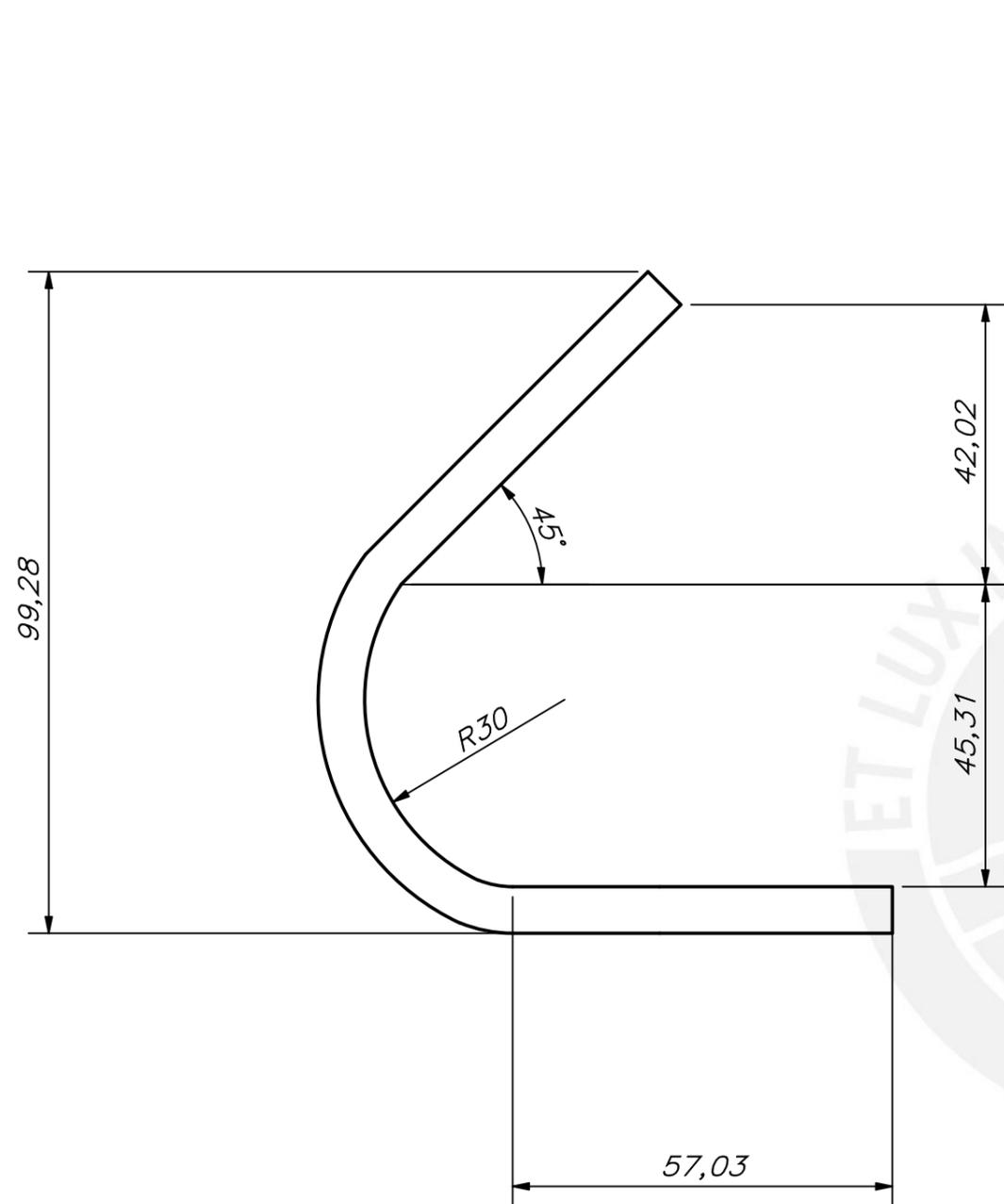
LÁMINA:
03-A3-SE



ESPESOR 6.5 mm

ACABADO SUPERFICIAL N9/	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA -0.2 mm	MATERIAL FIBRA DE CARBONO
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN PIE PROTÉSICO QUE PERMITA DETERMINAR LAS FUERZAS DE CONTACTO EN PENDIENTES, ESCALONES Y SUPERFICIES IRREGULARES DURANTE LA MARCHA EMPEINE DE PIE PROTÉSICO	ESCALA 1:1
20161557	MIRANDA QUISPE, BRUNO SEBASTIAN	FECHA: 2021.11.14
		LÁMINA: 01-A3-D

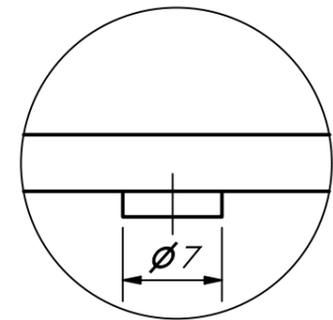
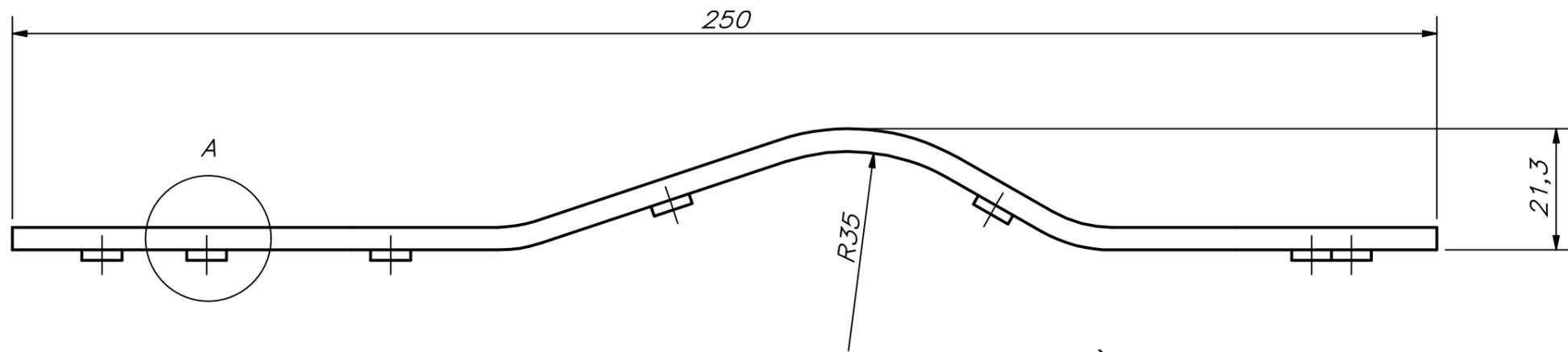
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------



ESPESOR 7 mm

ACABADO SUPERFICIAL N9/	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA -0.2 mm	MATERIAL FIBRA DE CARBONO
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN PIE PROTÉSICO QUE PERMITA DETERMINAR LAS FUERZAS DE CONTACTO EN PENDIENTES, ESCALONES Y SUPERFICIES IRREGULARES DURANTE LA MARCHA TALÓN DE PIE PROTÉSICO	ESCALA 1:1
20161557	MIRANDA QUISPE, BRUNO SEBASTIAN	FECHA: 2021.11.14
		LÁMINA: 02-A3-D

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------



DETALLE A
ESCALA 2 : 1

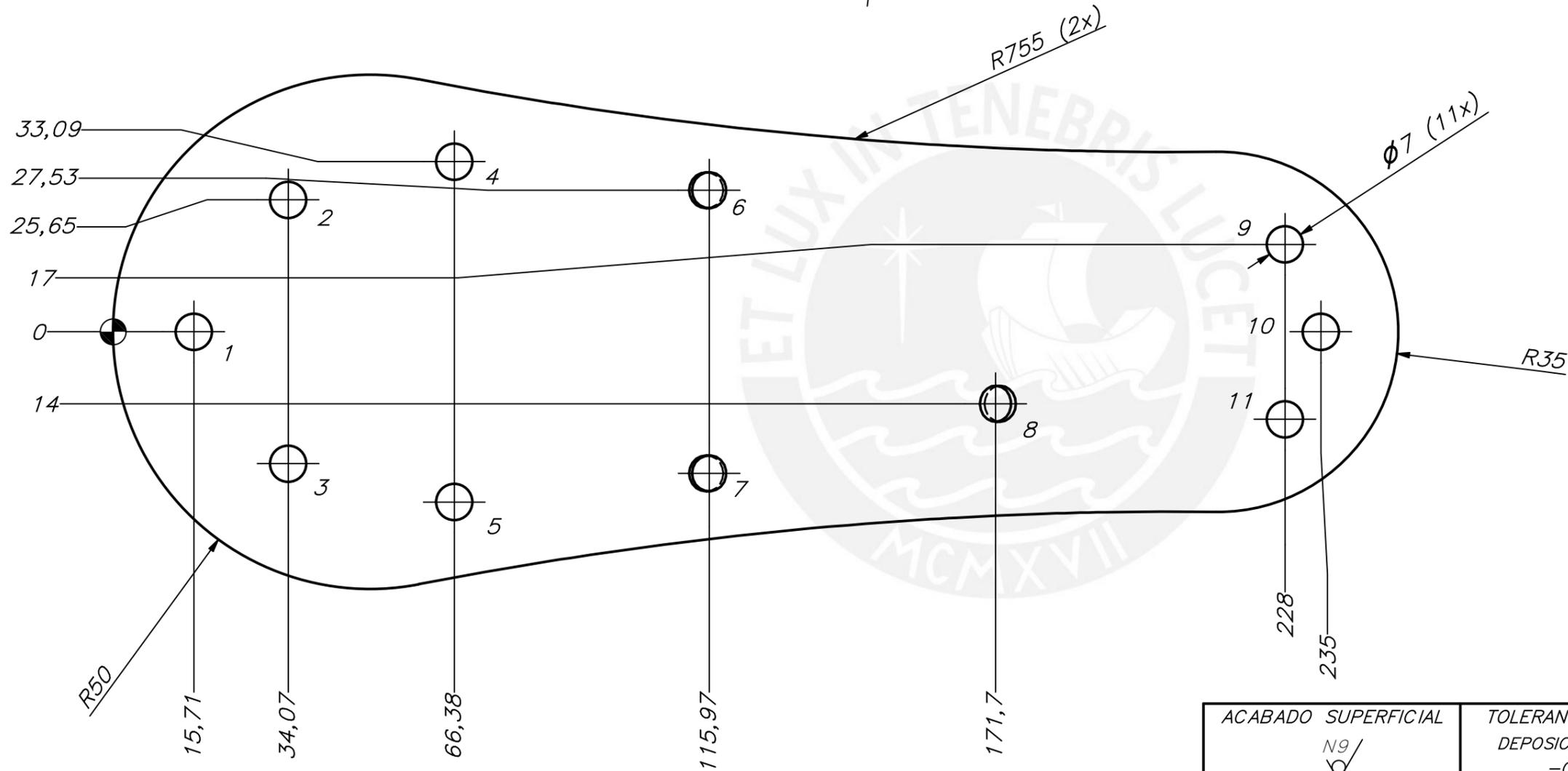


TABLA DE PUCKS		
PUCK	COORX	COORY
1	15,71	0
2	34,07	25,65
3	34,07	-25,65
4	66,38	33,09
5	66,38	-33,09
6	115,97	27,53
7	115,97	-27,53
8	171,7	-14
9	228	17
10	235	0
11	228	-17

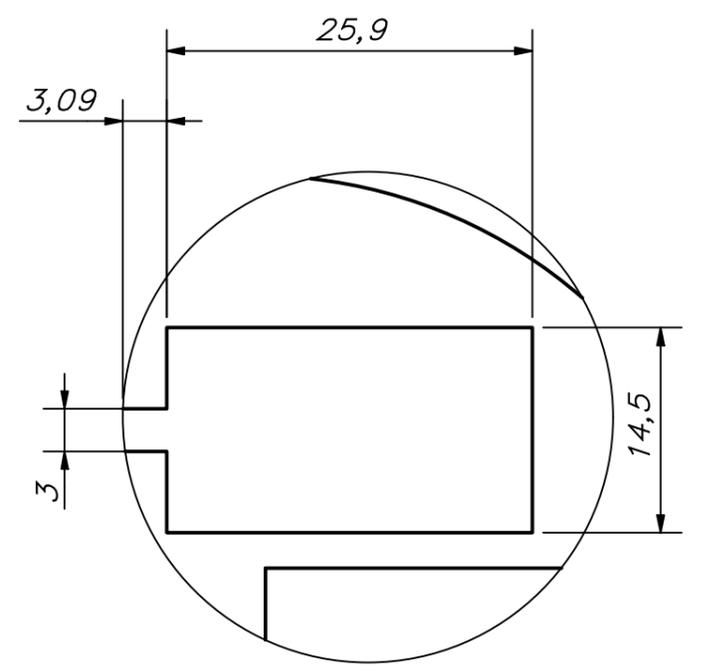
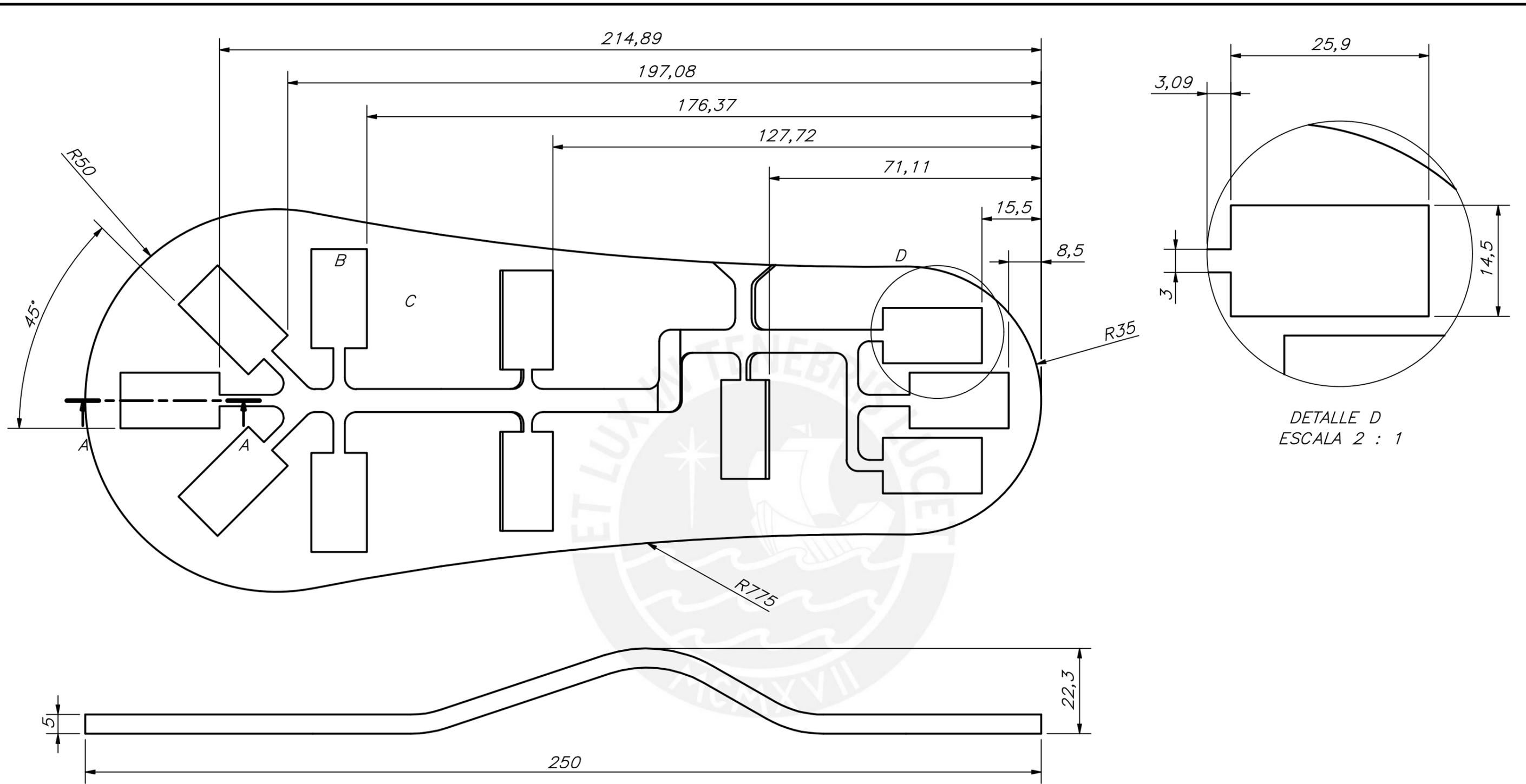
ESPESOR 4 mm

ACABADO SUPERFICIAL N9/	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA -0.2 mm	MATERIAL FIBRA DE CARBONO
----------------------------	---	------------------------------

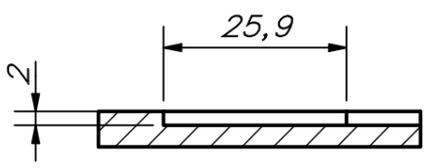
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN PIE PROTÉSICO QUE PERMITA DETERMINAR LAS FUERZAS DE CONTACTO EN PENDIENTES, ESCALONES Y SUPERFICIES IRREGULARES DURANTE LA MARCHA PLANTA SUPERIOR DE PIE PROTÉSICO	ESCALA 1:1
20161557	MIRANDA QUISPE, BRUNO SEBASTIAN	FECHA: 2021.11.14
		LÁMINA: 03-A3-D

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------



DETALLE D
ESCALA 2 : 1

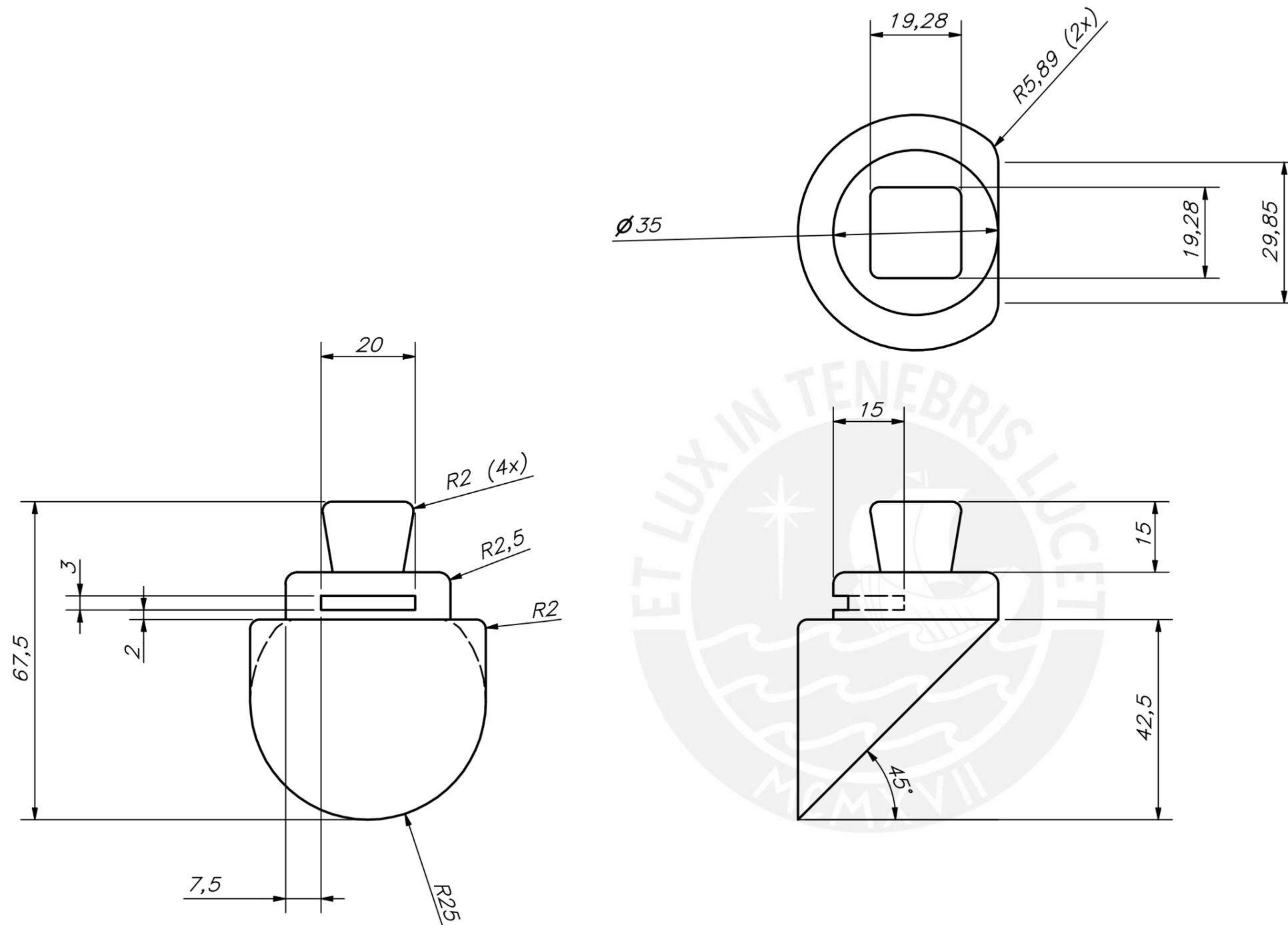


CORTE A-A
CANAL B 3 mm
CANAL C 6 mm

ACABADO SUPERFICIAL N9/	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA -0.2 mm	MATERIAL FIBRA DE CARBONO
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN PIE PROTÉSICO QUE PERMITA DETERMINAR LAS FUERZAS DE CONTACTO EN PENDIENTES, ESCALONES Y SUPERFICIES CON IRREGULARIDADES DURANTE LA MARCHA	ESCALA 1:1
20161557	MIRANDA QUISPE, BRUNO SEBASTIAN	FECHA: 2021.11.14

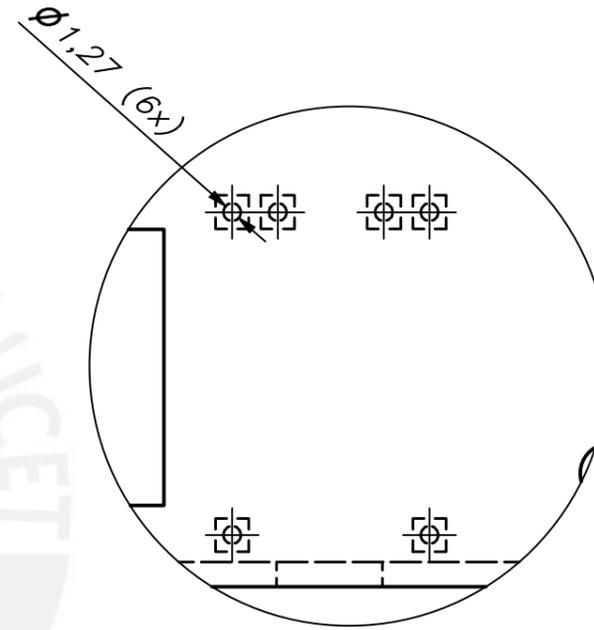
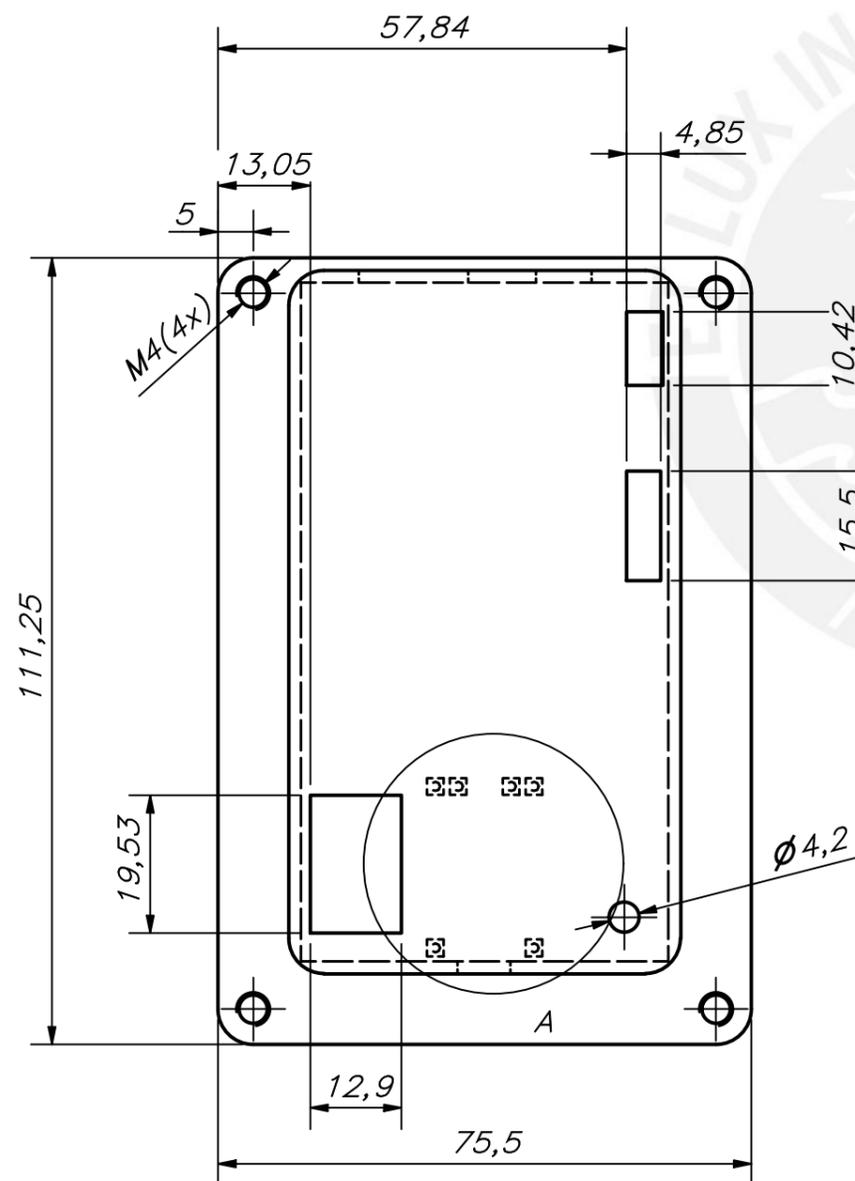
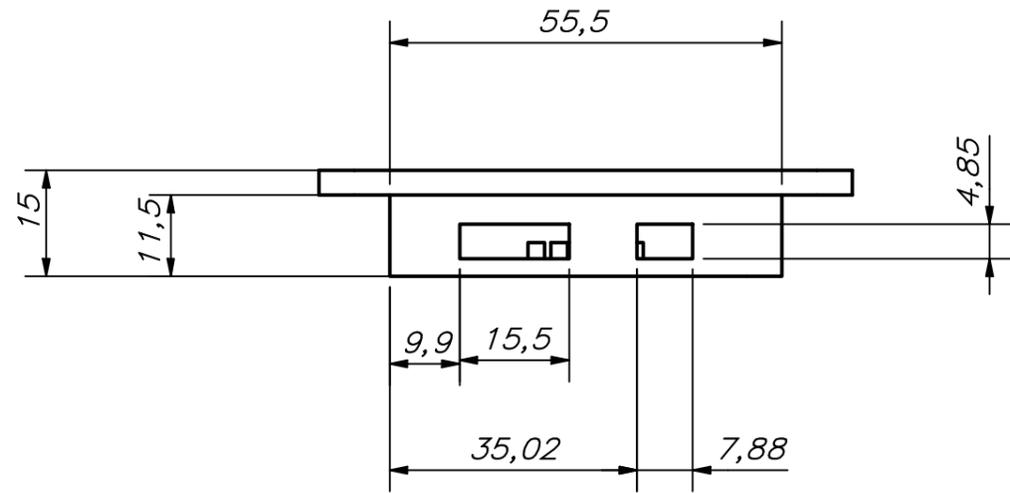
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------

LÁMINA:
04-A3-D



ACABADO SUPERFICIAL N9/	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA -0.2 mm	MATERIAL FIBRA DE CARBONO
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN PIE PROTÉSICO QUE PERMITA DETERMINAR LAS FUERZAS DE CONTACTO EN PENDIENTES, ESCALONES Y SUPERFICIES IRREGULARES DURANTE LA MARCHA	ESCALA 1:1
20161557	MIRANDA QUISPE, BRUNO SEBASTIAN	FECHA: 2021.11.14
		LÁMINA: 05-A3-D

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

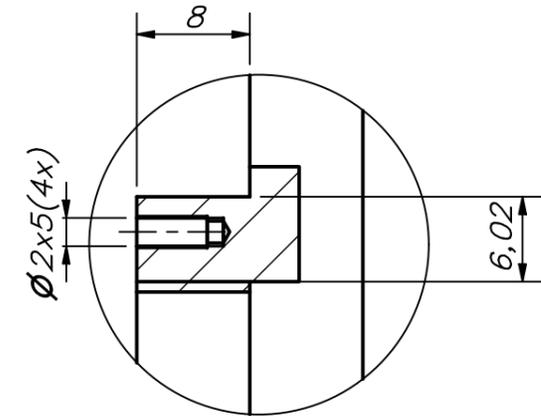
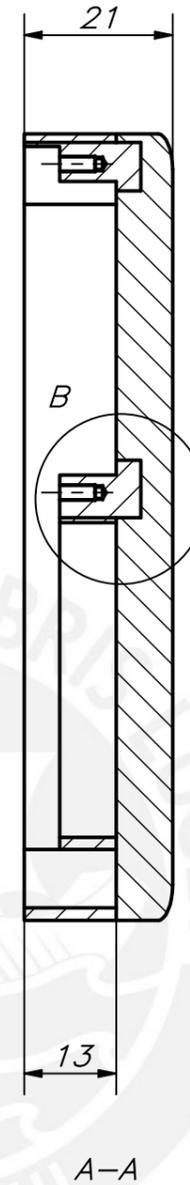
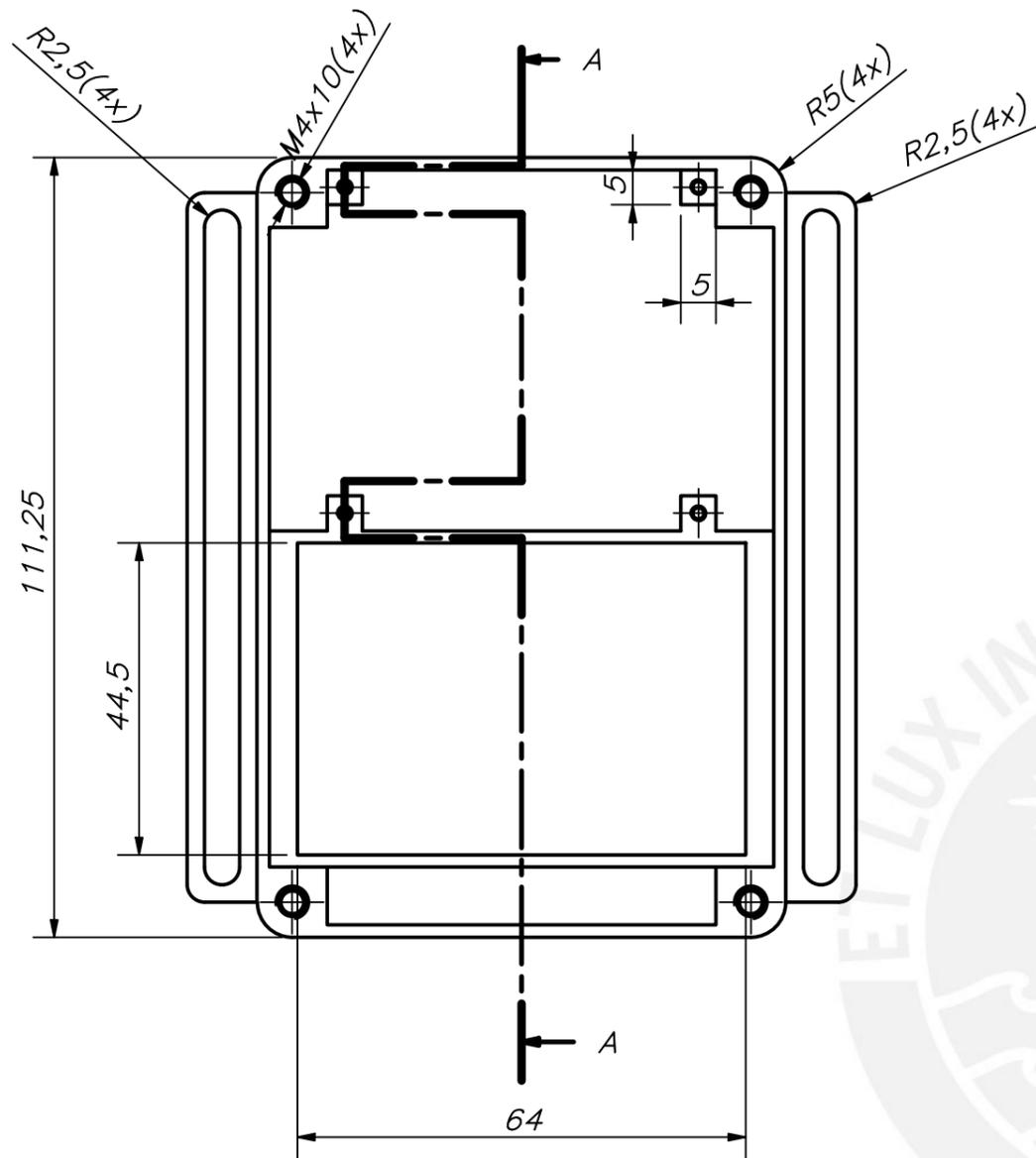


DETALLE A
ESCALA 2 : 1

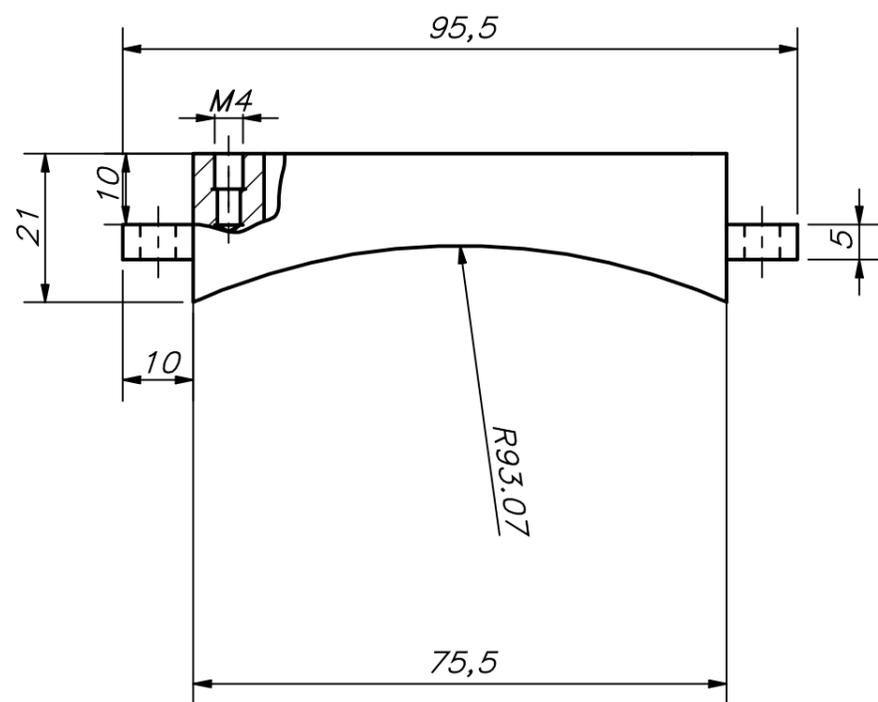
REDONDEOS NO INDICADOS R5

ACABADO SUPERFICIAL N9/	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA -0.2 mm	MATERIAL PLÁSTICO ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN PIE PROTÉSICO QUE PERMITA DETERMINAR LAS FUERZAS DE CONTACTO EN PENDIENTES, ESCALONES Y SUPERFICIES CON IRREGULARIDADES DURANTE LA MARCHA PARTE SUPERIOR DE CARCASA ELECTRÓNICA	ESCALA 1:1
20161557	MIRANDA QUISPE, BRUNO SEBASTIAN	FECHA: 2021.08.16
		LÁMINA: 06-A3-D

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------



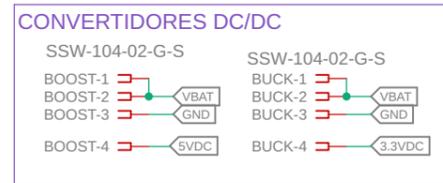
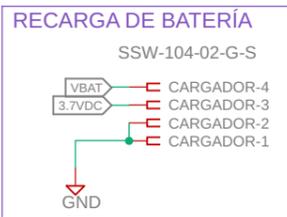
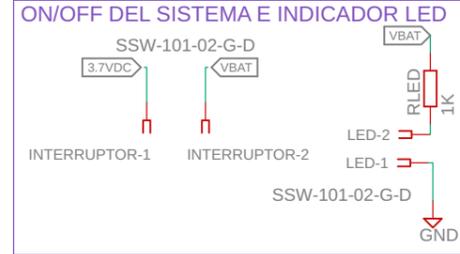
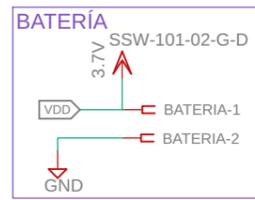
DETALLE B
ESCALA 2 : 1



COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------

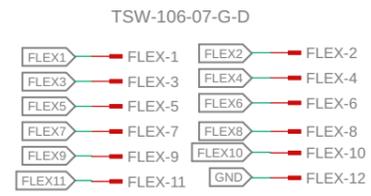
ACABADO SUPERFICIAL N9/	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA -0.2 mm	MATERIAL PLÁSTICO ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISEÑO DE UN PIE PROTÉSICO QUE PERMITA DETERMINAR LAS FUERZAS DE CONTACTO EN PENDIENTES, ESCALONES Y SUPERFICIES CON IRREGULARIDADES DURANTE LA MARCHA PARTE INFERIOR DE CARCASA ELECTRÓNICA	ESCALA 1:1
20161557	MIRANDA QUISPE, BRUNO SEBASTIAN	FECHA: 2021.08.16
		LÁMINA: 07-A3-D

ALIMENTACIÓN: ETAPA DE POTENCIA

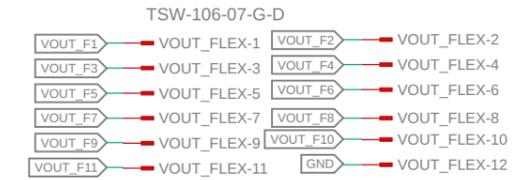


ENTRADAS Y SALIDAS DE SENSORES FLEXIFORCE Y MPU6050

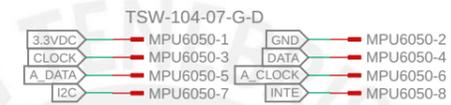
ENTRADAS SENSORES FLEXIFORCE



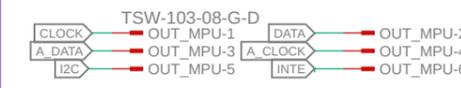
SALIDAS DE SENSORES FLEXIFORCE



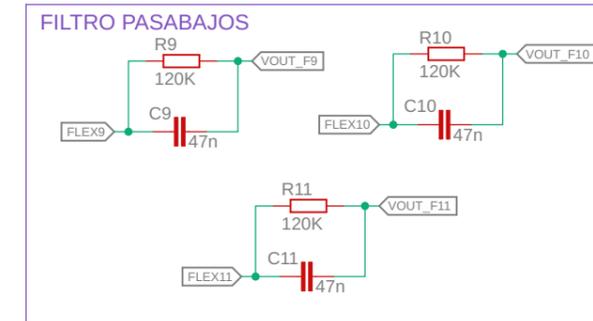
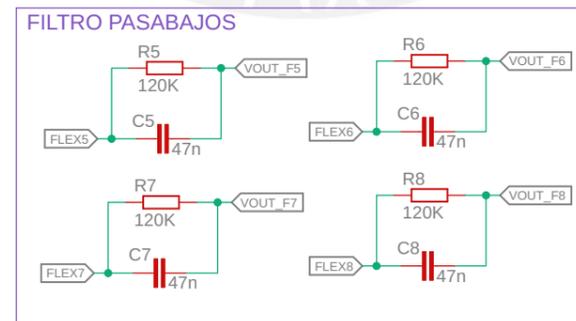
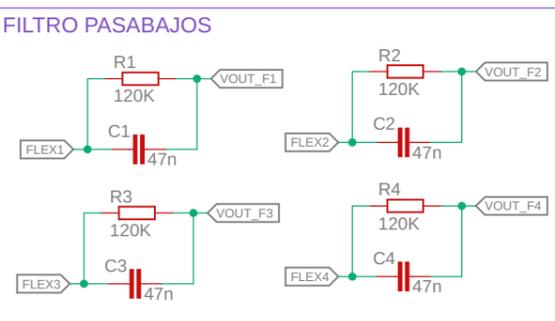
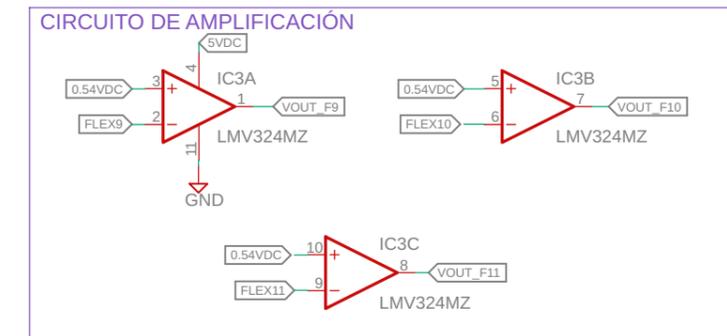
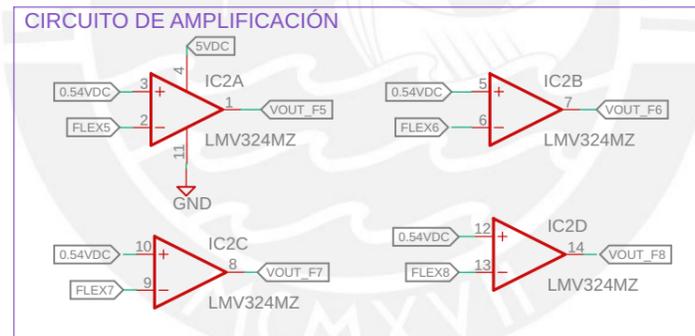
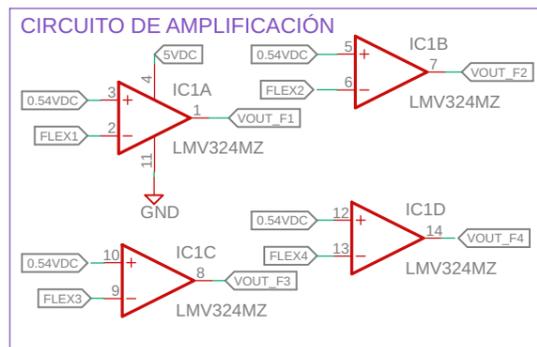
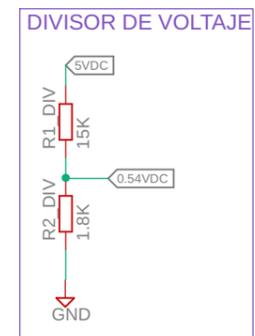
ENTRADAS DEL SENSOR MPU6050



SALIDAS DE SENSOR MPU6050



CIRCUITO DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES: SENSORES FLEXIFORCE (1-4);(5-8);(9-11)



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA

DISEÑO DE UN PIE PROTÉSICO QUE PERMITA DETERMINAR LAS FUERZAS DE CONTACTO EN PENDIENTES, ESCALONES Y SUPERFICIES CON IRREGULARIDADES DURANTE LA MARCHA

DIAGRAMA ESQUEMÁTICO ELÉCTRICO-ELECTRÓNICO

20161557

MIRANDA QUISPE, BRUNO SEBASTIAN

FECHA:

2021.08.16

LÁMINA

01-A3-EE