

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

Facultad de Ciencias e Ingeniería



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

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN PARA LA OBTENCIÓN DEL GRADO DE BACHILLER EN CIENCIAS CON MENCIÓN EN INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTOR

Bruno Sebastian Miranda Quispe

ASESORA:

Mag. Victoria Elizabeth Abarca Pino

Lima, septiembre, 2020

Resumen

El presente documento se basa en una investigación para realizar un monitoreo correcto de fuerzas de contacto pie-piso a usuarios con prótesis de miembro inferior; pues, se ha demostrado, que los pacientes presentan condiciones degenerativas en la columna baja y cadera al no tener una carga homogénea de contacto. Por tal motivo, este trabajo tiene como objetivo realizar el diseño conceptual de un pie protésico que detecte las fuerzas pie-piso sobre pendientes, escaleras y superficies irregulares durante la marcha. Esta investigación se basa en realizar un estudio de la Biomecánica del pie, y el Estado de la Tecnología donde se busca modelos comerciales de pies protésicos dinámicos por su adaptabilidad en las superficies y las tecnologías existentes de sensado con el fin de poder adaptar ambas cualidades en una sola prótesis. El funcionamiento conceptual del pie consiste en moldearse a la superficie de contacto, una vez hecho eso, los sensores de carga brindan la información de las fuerzas y por medio de un sensor inercial se obtiene la dirección de estas cargas de contacto. Se obtienen tres conceptos de solución que son verificados por una evaluación técnica económica y se obtiene un concepto óptimo basado en los resultados. Este concepto óptimo cuenta con sensores en la planta del pie y es dinámico para pisar correctamente las superficies mencionadas. En adición, este proyecto es importante porque brinda información sobre las reacciones de contacto que tiene el pie durante la caminata y permite acceder a mayores alcances sobre la biomecánica de la rehabilitación y marcha humana.

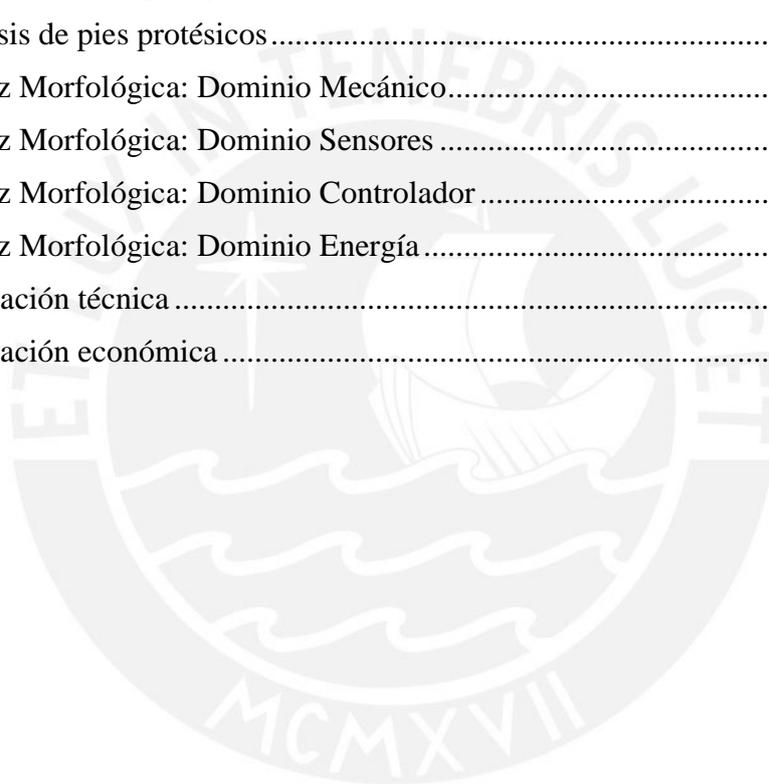
Tabla de Contenidos

	Pág.
Índice de Tablas	IV
Índice de Figuras	V
Introducción	VI
CAPÍTULO 1	1
BIOMECÁNICA DEL PIE	1
1.1. Estructura del pie	2
1.2. Anatomía y fisiología.....	4
1.3. Planos y tipos de movimiento	5
1.4. Rangos de movimiento	6
1.5. Análisis de movimiento en diferentes tipos de superficie; inclinadas, subir y bajar escaleras, superficies irregulares.....	7
CAPITULO II	11
ESTADO DE LA TECNOLOGÍA	11
2.1. Productos tecnológicos comerciales	12
2.1.1. Pie protésico C-Walk 1C40.....	12
2.1.2. Pie dinámico de carbono 1H04Y	13
2.1.3. Pie element	14
2.1.4. Patas robóticas.....	15
2.1.4.1. <i>Pie plano robótico</i>	15
2.1.4.2. <i>Robot hexápodo</i>	16
2.2. Productos tecnológicos en desarrollo.....	17
2.2.1. Respuesta a carga de una prótesis transtibial durante el apoyo y balanceo	17
2.2.2. Diseño de una prótesis de pierna para amputados transtibiales	19
2.2.3. Diseño de una prótesis transtibial amortiguada.....	20
2.3. Productos tecnológicos patentados	21
2.3.1. Pie protésico con capacidad regulable	22
2.4. Tecnologías	23
2.4.1. Sensores.....	23
2.4.1.1. <i>Celda de carga</i>	23

2.4.1.2.	<i>Galgas extensiométricas</i>	24
2.4.1.3.	<i>Medidor de diafragma</i>	25
2.4.1.4.	<i>Unidad de medición inercial</i>	26
2.4.2.	Fuentes de energía	26
2.4.2.1.	<i>Baterías alcalinas</i>	26
2.4.2.2.	<i>Baterías de litio</i>	27
CAPÍTULO III.....		28
DISEÑO CONCEPTUAL		28
3.1.	Requerimientos del sistema	29
3.2.	Black Box.....	32
3.2.1.	Diagrama Black Box	32
3.2.2.	Dominios del sistema	33
3.3.	Estructura de funciones	36
3.4.	Matriz morfológica	37
3.5.	Conceptos de solución	41
3.5.1.	Concepto de solución 1	41
3.5.2.	Concepto de solución 2	43
3.5.3.	Concepto de solución 3	44
3.6.	Evaluación Técnica-Económica.....	46
3.6.1.	Evaluación Técnica	46
3.6.2.	Evaluación Económica.....	48
3.6.3.	Resultados de la evaluación técnica-económica	50
3.6.4.	Concepto de solución óptimo.....	51
DISCUSIÓN		53
CONCLUSIONES		54
BIBLIOGRAFÍA		55

Índice de Tablas

	Pág.
Tabla 1.1. Rangos del movimiento del pie en cada plano	6
Tabla 1.2. Datos promedio de movimiento al subir y bajar escaleras de un pie sano	8
Tabla 1.3. Datos de la superficie irregular	10
Tabla 2.1. Comparación de pies protésicos	15
Tabla 2.2. Análisis de pies protésicos	21
Tabla 3.1. Matriz Morfológica: Dominio Mecánico.....	38
Tabla 3.1. Matriz Morfológica: Dominio Sensores	39
Tabla 3.1. Matriz Morfológica: Dominio Controlador	40
Tabla 3.1. Matriz Morfológica: Dominio Energía	40
Tabla 3.2. Evaluación técnica	48
Tabla 3.3. Evaluación económica	50



Índice de Figuras

	Pág.
Figura 1.1. Biomecánica del Pie	3
Figura 1.2. Pie	4
Figura 1.3. Anatomía del pie.....	5
Figura 1.4. Planos de movimiento del pie.....	6
Figura 1.5. Plano tridimensional de los movimientos del pie.....	7
Figura 1.6. Posturas al momento de subir y bajar escaleras	9
Figura 1.7. Simulación de caminata.....	10
Figura 2.1. C-Walk 1C40.....	13
Figura 2.2. Pie 1H04Y	13
Figura 2.3. Pie element	14
Figura 2.4. Pie robótico plano.....	16
Figura 2.5. Robot hexápodo.....	17
Figura 2.6. Pie protésico simulado.....	18
Figura 2.7. Prótesis transtibial	20
Figura 2.8. Prótesis transtibial amortiguada	21
Figura 2.9. Pie protésico regulable	23
Figura 2.10. Celdas de carga.....	24
Figura 2.11. Galga extensiométrica con el canal delgado del sensor y el hilo metálico	25
Figura 2.12. Esquema de medidor de diafragma	25
Figura 2.13. Dispositivo IMU.....	26
Figura 2.14. Baterías alcalinas	27
Figura 2.15. Batería de litio	27
Figura 3.1. Diagrama Black Box	33
Figura 3.2. Estructura de funciones por dominios del sistema	37
Figura 3.3. Esquema del concepto de solución 1	42
Figura 3.4. Esquema del concepto de solución 2.....	44
Figura 3.5. Esquema del concepto de solución 3.....	45
Figura 3.6. Gráfico Evaluación Técnica-Económica.....	51
Figura 3.7. Concepto de solución óptimo	52

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 es miembro provocaría deficiencia para desplazarse como también problemas psicogénicos como el Síndrome Post Amputación (Ramos,2005).

En Perú, no se ha vuelto a realizar algún censo especializado sobre la cantidad de personas con discapacidades permanentes (El Comercio,2019); sin embargo, se sabe que el 70% de las personas que padecen de Diabetes Tipo 2 sufren de la amputación de sus miembros inferiores, pies o piernas, por lo cual requieren algún reemplazo protésico (Andina,2014).

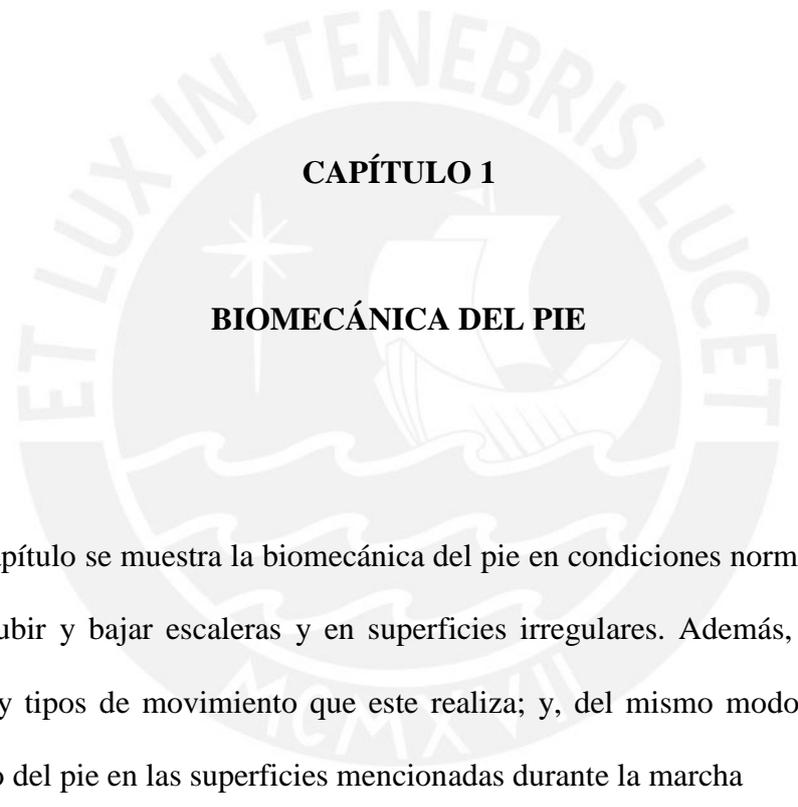
Debido a esta situación, en el mundo y Perú, existen prótesis de pies estáticos y dinámicos. Los pies estáticos sirven como compensación del miembro perdido tales como el pie SACH sin embargo aumentan la carga en el miembro sano. Mientras que los pies dinámicos pueden adaptarse a la superficie de contacto por lo que facilitan el apoyo al momento de caminar y pueden absorber las cargas rotacionales (Mediprax, 2020). No obstante, estudios muestran que de 68 al 88% de usuarios unilaterales experimentan condiciones degenerativas en la columna baja y cadera debido a que, al realizar la marcha, más emplean su miembro sano por lo que las fuerzas de contacto son repartidas de manera no homogénea (Gailey,2008).

Por lo tanto, el diseño conceptual de un pie protésico que permita determinar las fuerzas de contacto es importante pues se podrá monitorear la postura al momento de caminar; y, por ende, se reducirá el daño hacia la cadera y columna al realizar la marcha sobre pendientes, escalones y superficies con irregularidades.

El **objetivo principal** de este trabajo es desarrollar el diseño conceptual de un pie protésico que detecte las fuerzas de contacto pie piso en diferentes condiciones de marcha. Con el fin de lograr lo mencionado, se cuenta con **objetivos específicos** de realizar un estudio de la Biomecánica del Pie, Estado del Tecnología y detallar el diseño conceptual de la prótesis.

La **metodología** escogida para el desarrollo de este trabajo de investigación sigue el diseño VDI 2221 la cual consiste en elaborar la problemática del proyecto realizar; luego se realiza el estudio del Estado del Arte el cual incluye, para esta investigación, la Biomecánica del pie, donde se encuentran las funciones básicas que este comprende y el Estado actual de la tecnología, el cual está basado en las características fundamentales de productos comerciales, productos en desarrollo y productos patentados. Asimismo, se realiza el diseño conceptual del pie protésico el cual contiene la lista de exigencias para cumplir con los requerimientos de este mismo. Se realiza el black box donde se detallan las variables de entrada y salida, además se esquematiza los dominios respectivos. Posteriormente se elabora la matriz morfológica la cual tendrá tres opciones por cada apartado y por ende se arman tres conceptos de solución. Luego se realiza una evaluación técnica-económica la cual determina el concepto óptimo; y, finalmente se elaboran las conclusiones.

El siguiente diseño conceptual tiene **impactos** social, económico, tecnológico y social. En el aspecto **social**, las personas podrán conocer los inconvenientes de las prótesis convencionales y les permitirá acceder a un mayor catálogo de opciones para buscar una. En el aspecto **económico**, habrá una mayor tentativa de inversión en el sector protésico debido al sistema de sensado. En el aspecto **tecnológico**, el área protésica podrá acceder a nuevas consideraciones para los nuevos diseños de prótesis. En el aspecto **ambiental**, se espera que tengan larga vida para reducir el uso de termoplásticos en nuevas fabricaciones.



CAPÍTULO 1

BIOMECÁNICA DEL PIE

En este capítulo se muestra la biomecánica del pie en condiciones normales, superficies inclinadas, al subir y bajar escaleras y en superficies irregulares. Además, se presenta los planos, rangos y tipos de movimiento que este realiza; y, del mismo modo, el análisis del comportamiento del pie en las superficies mencionadas durante la marcha

1.1. Estructura del pie

El pie es el medio de contacto entre el suelo y la tierra. Durante la marcha, se mueven todos los huesos de la extremidad inferior. Un mecanismo que se encuentra en el interior amortigua y se adapta a las superficies irregulares, el pie provee de tracción para efectuar el movimiento, conciencia de la posición articular para el equilibrio. Además, la articulación subtalar posee la mayor superficie de todas las articulaciones (Chan,1994).

La biomecánica del pie se puede dividir en componentes estáticos y dinámicos. Los estáticos incluyen los huesos, ligamentos y fascia; mientras que los dinámicos son la artrocinética de los huesos del tarso y la función muscular (Donatelli,1985).

La estructura estática del pie menciona que la actividad muscular no es completamente necesaria para apoyar el pie cargado en reposo. El soporte del arco de pie estático se atribuye a los ligamentos pasivos óseos, en otras palabras, la posición estática se logra con el posicionamiento de la aponeurosis plantar, Figura 1.1.(a), la cual ocupa un 60% aproximadamente del esfuerzo de carga de peso; y, la posición de los metatarsianos, un 25%. El alcance de la aponeurosis plantar para absorber esfuerzos aumenta a medida que ésta se tensa a medida que los dedos del pie se extienden (Donatelli,1985). Esto es conocido como el efecto “Windlass” el cual se puede apreciar en la Figura 1.1.(b). Cuando los dedos del pie se extienden durante la fase de inicio de marcha, la aponeurosis plantar se enrolla alrededor de las articulaciones metatarsofalángicas. Este efecto de torsión aumenta la tensión del tejido lo cual hace que la aponeurosis plantar adquiera mayor concentración de esfuerzos lo cual ayuda a la supinación de la articulación subtalar. Los mecanismos estáticos encargados de la atenuación de fuerza dentro del pie incluyen el efecto “Windlass” de la aponeurosis plantar, la resistencia

a la tracción de los ligamentos plantares y el efecto de los metatarsianos y la congruencia articular de los huesos tarsales y metatarsianos (Donatelli,1985).

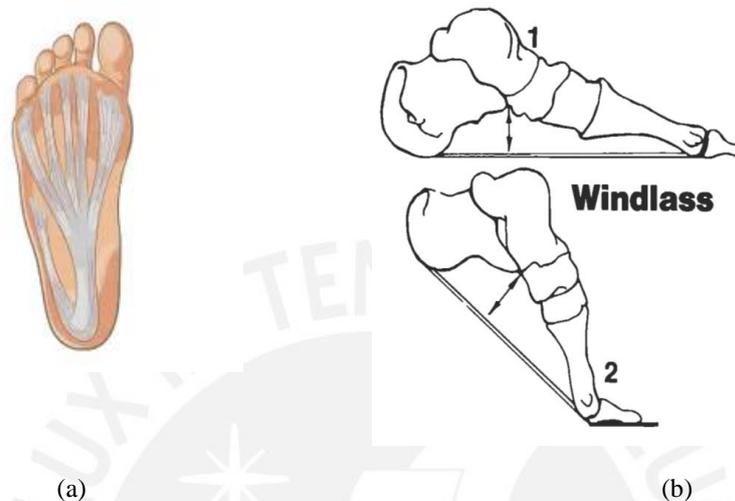


Figura 1.1. Biomecánica del Pie (a) Aponeurosis plantar (Marnet,2019), (b) Efecto Windlass con la aponeurosis no tensa y tensa (Donatelli,1985).

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

La estructura dinámica del pie funciona principalmente por el pie y el tobillo los cuales son similares a una cadena cinética cerrada. Esta cadena es una mezcla de numerosos arreglos continuamente juntos que forman una unidad motora compleja donde la unión terminal de la cadena posee una resistencia considerable por que le se queda en un punto fijo. La extremidad inferior se describe como una cadena cinética abierta durante el ciclo de marcha. No obstante, el mismo pie puede describir otra trayectoria en el cual el movimiento de una articulación maneja los mecanismos de las otras articulaciones de la cadena. Los movimientos del pie y tobillo se llaman pronación y supinación (Donatelli,1985). La pronación define los movimientos de abducción, flexión dorsal y eversión (Figura 1.2.(a)) y la supinación es el conjunto de aducción, flexión plantar e inversión (Figura 1.2.(b)). Ambos movimientos son cadenas cinéticas abiertas, esto es, en este caso, el movimiento observando el hueso calcáneo

en la posición no portadora de peso, la Figura 1.2.(c) muestra las vistas de la pronación y supinación vistas desde el calcáneo (Donatelli,1985).

La Biomecánica del pie es importante porque describe la posición de soporte de peso o en la cadena cinética cerrada. El 60% del ciclo de marcha soporta el peso, la pronación y supinación ocurren en ciertas fases para ayudar a estabilizar el movimiento y reducir las fuerzas de contacto (Donatelli,1985).

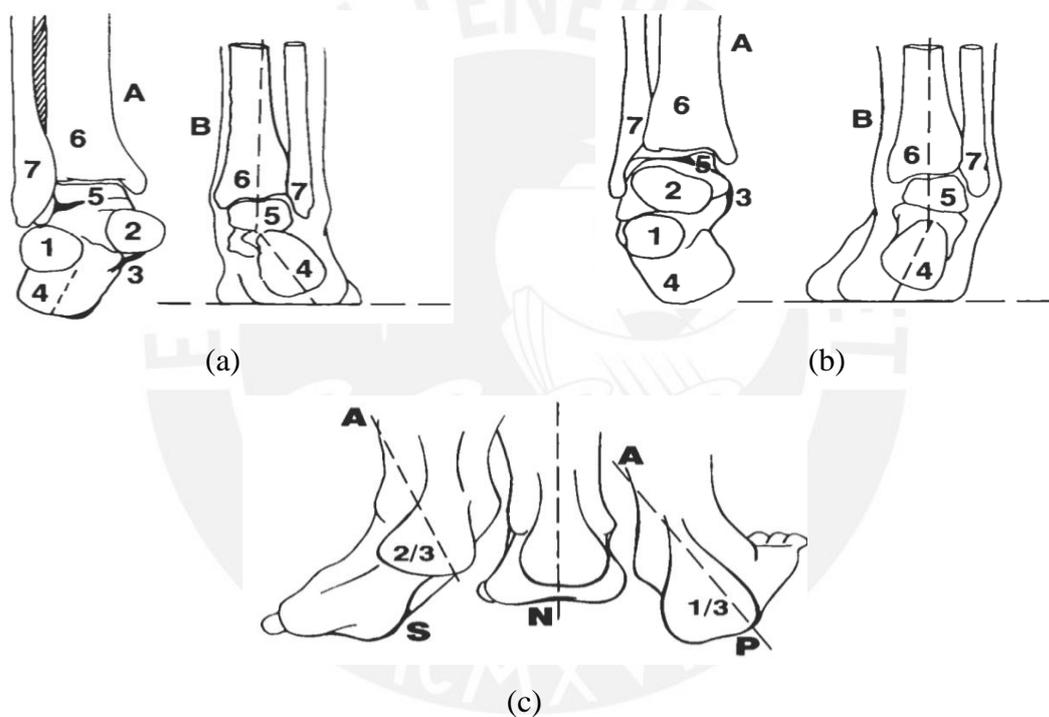


Figura 1.2. Pie (a)Pronación (b) Supinación (c) Cadena cinética abierta vista desde el hueso calcáneo (Donatelli,1985)

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

1.2. Anatomía y fisiología

Cada pie tiene 26 huesos, los dos huesos del retropié son el talón y el hueso del tobillo. La articulación subtalar permite los movimientos complejos de pronación y supinación. Los

huesos restantes del pie son el tarso menor, el metatarso y las falanges. Delante del tarso menor se encuentran los cinco huesos metatarsianos. En la Figura 1.3 se pueden apreciar los demás huesos del pie (Chan,1994).

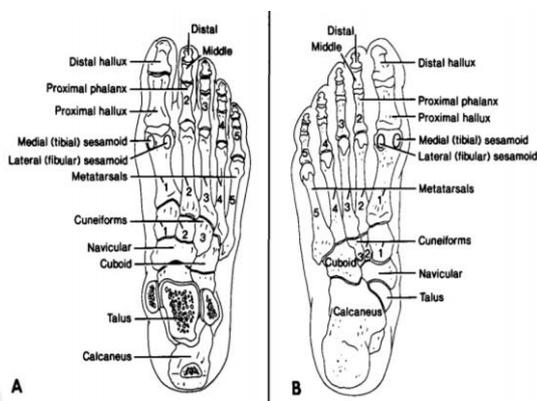


Figura 1.3. Anatomía del pie

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

1.3. Planos y tipos de movimiento

En el movimiento del pie, tres planos cardinales son importantes: el sagital, frontal y el transversal. En el plano sagital (Figura 1.4.(a)), los movimientos son flexión dorsal y flexión plantar, en el plano transversal (Figura 1.4.(b)); aducción o rotación interna que es cuando la parte distal del pie se mueve hacia la línea media de la pierna en su eje vertical y abducción o rotación externa cuando el extremo del pie se aleja de la línea media del cuerpo, en el plano frontal (Figura 1.4.(c)); inversión y eversión (Chan,1994). En adición, los términos de pronación y supinación tienen dos terminologías distintas con respecto a inversión y eversión; la definición americana sostiene que la pronación es el movimiento conjunto de flexión dorsal, eversión y abducción, y la supinación es el integrado de flexión plantar, inversión y aducción. La terminología europea significa invertir los términos de pronación y supinación por eversión e inversión, respectivamente (Chan,1994). En este proyecto se seguirá la definición americana.

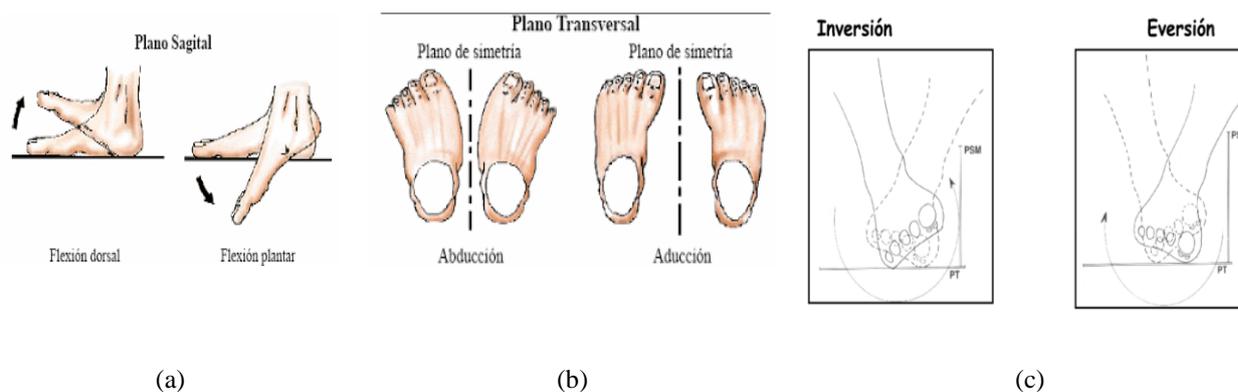


Figura 1.4. Planos de movimiento del pie (a)Plano Sagital (b)Plano Transversal (c)Plano Frontal.

Tomado de "Foot Biomechanics During Walking and Running", por Chan, 1994.
Tomado de "Movimiento del pie en los tres planos", por Samper, 2013.

1.4. Rangos de movimiento

El que ejecuta los movimientos en los planos es el tobillo. En la Tabla 1.1 se muestra los valores máximos de cada tipo de movimiento en cada plano y en la Figura 1.5 se ve al pie en un sistema de ejes tridimensional (Cerón, 2016).

Tabla 1.1. Rangos del movimiento del pie en cada plano².

Plano	Movimiento	Rango en °C
Sagital	Flexión dorsal	20,3 - 29,8
	Flexión plantar	37,6 - 45,8
Transversal	Abducción	15,4 - 25,9
	Aducción	22,0 - 36,0
Frontal	Inversión	14,5 - 22,0
	Eversion	10,0 - 17,0

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



Figura 1.5. Plano tridimensional de los movimientos del pie²

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

1.5. Análisis de movimiento en diferentes tipos de superficie; inclinadas, subir y bajar escaleras, superficies irregulares

El pie en diferentes tipos de superficie trabaja de distinta forma con respecto a la carga soporta y los esfuerzos de contacto de este mismo en las superficies. Este trabajo consistirá en el análisis del movimiento y comportamiento del pie en superficies inclinadas, subir y bajar escaleras y superficies irregulares.

En superficies inclinadas o de rampa, en un análisis realizado por la Clínica Mayo en una rampa de 15° de elevación, la caminata cuesta arriba, en el plano sagital, aumenta la flexión dorsal del hueso calcáneo-tibia es de $4.8 \pm 3.8^\circ$ a $21.3 \pm 4.0^\circ$; mientras que, en la caminata cuesta abajo, disminuye a $14.9 \pm 5.3^\circ$. Con respecto a la flexión plantar media, caminar en rampa cuesta arriba cambia de $-16.5 \pm 6.2^\circ$ a $-11.6 \pm 9.3^\circ$; y rampa cuesta abajo, a $-14.7 \pm 2.9^\circ$. Los mayores cambios en una marcha inclinada hacia arriba o hacia abajo se dan en el plano sagital ocasionada por la flexión dorsal (Uchiyama,2001).

En la acción de subir y bajar escaleras, en un estudio realizado por Emily Sinitski para determinar la biomecánica del pie y tobillo con el fin de desarrollar nuevas prótesis, se presentó diferentes comportamientos del pie al momento de desplazarse en escaleras. En el caso subir de escaleras, el pie realiza flexión plantar por cada escalón, se deforman para realizar flexión dorsal apoyándose del tobillo con la tibia colocada hacia adelante, y de este también depende la aceleración del cuerpo en vertical. En el caso de bajar escaleras, el pie hace flexión plantar y el primer contacto con el escalón lo realiza con el antepié, normalmente se dorsiflexiona el tobillo para controlar la postura durante el descenso (Sinitski ,2012). Las características del pie al subir y bajar escaleras se encuentran en la Tabla 1.1. la cual muestra los valores de grados, fuerza y potencia a condiciones normales. Además, en la Figura 1.6 se aprecian las posturas tempranas, medias y tardías al subir y bajar escalones para entender mejor la Tabla 1.2

Tabla 1.2. Datos promedio de movimiento al subir y bajar escaleras de un pie sano

Cinemática y cinética	Unidad	Promedio	Desviación estándar
SUBIR ESCALERAS			
Rangos del movimiento del tobillo	°C	42,41	5,11
Flexión dorsal durante la postura	°C	23,41	2,61
Flexión plantar durante la postura tardía	°C	18,74	5,15
Momento flexor plantar durante la postura tardía	Nm/kg	1,25	0,13
Generación de energía durante la postura tardía	W/kg	2,56	0,59
BAJAR ESCALERAS			
Rangos del movimiento del tobillo	°C	60,84	3,68
Flexión plantar durante la postura temprana	°C	25,11	2,92
Flexión dorsal durante la postura	°C	33,45	4,95
Momento flexor plantar durante la postura temprana	Nm/kg	1,03	0,15
Absorción de potencia durante la postura inicial	W/kg	-3,01	0,59
Generación de energía durante la postura tardía	W/kg	1,38	0,36

Nota. Tomado de “*Biomechanics of the ankle-foot system during stair ambulation: Implications for design of advanced ankle-foot prostheses*”, por Sinitski, 2012.

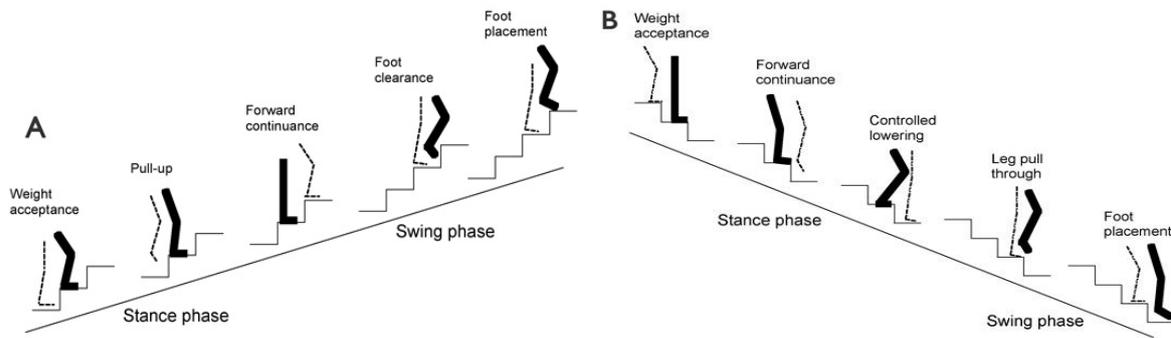


Figura 1.6. Posturas al momento de subir y bajar escaleras

Tomado de “Stair negotiation alters stability in older adults”, por Novak, 2010.

En el movimiento en superficies irregulares, en una investigación publicada en “Journal of Experimental Biology” para determinar la biomecánica del tobillo-rodilla-cadera en un terreno preparado (Figura 1.7.(a)) con los datos de la Tabla 1.3, se observó, con respecto al pie, que la variabilidad del ángulo del tobillo se duplicó en terrenos irregulares. Además, el torque hecho por tobillo-rodilla aumentó 50%. En la Figura 1.7.(b) se muestra una gráfica comparativa angular del tobillo entre la caminata en una superficie lisa (línea negra) y una irregular (línea azul) con relación al tiempo de paso largo que un promedio de personas da, la línea gris indica despegue del pie. Por otro lado, el trabajo realizado por el tobillo no cambió significativamente con respecto a una superficie lisa, el mayor esfuerzo se lo lleva la rodilla (Voloshina et al.,2013).

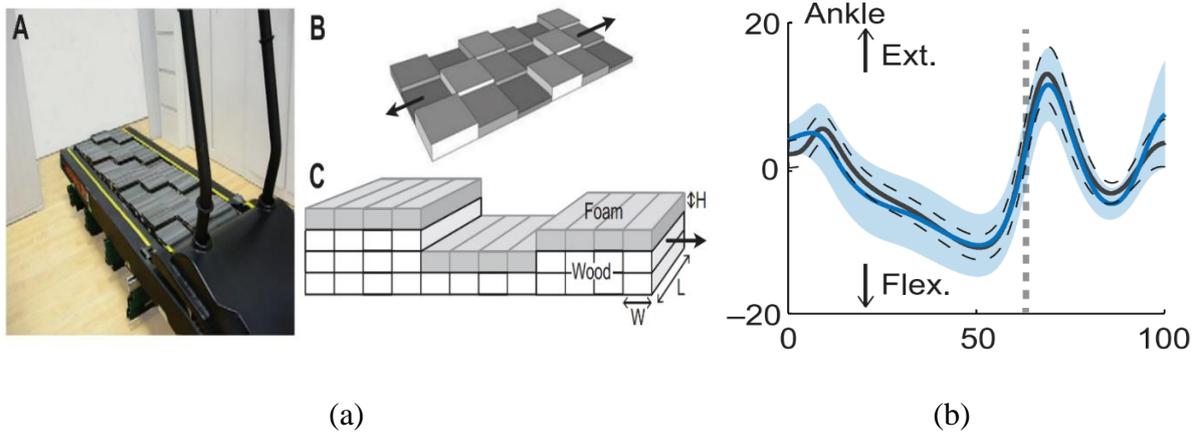


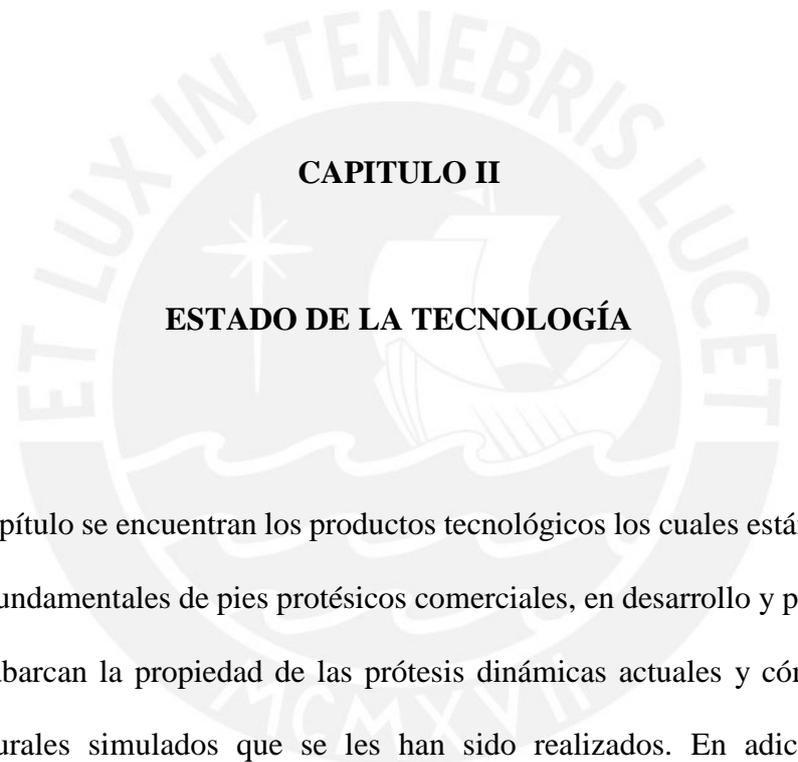
Figura 1.7. *Simulación de caminata* (a) Superficie irregular para el estudio (b) Ángulo del tobillo versus el tiempo de paso en porcentaje realizado en una superficie lisa y otra irregular

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

Tabla 1.3. *Datos de la superficie irregular*

DIMENSIÓN	Superficie irregular
	Promedio
Ancho (T)	0.102 ± 0.053
Largo (L)	$0.638 \pm 0.024\text{m}$
Altura (H)	$0.008 \pm 0.001\text{m}$
Periodo de pasos en segundos	0.540 ± 0.038

Nota. Tomado de “*Biomechanics and energetics of walking on uneven terrain*”, por Voloshina, 2013.



CAPITULO II

ESTADO DE LA TECNOLOGÍA

En este capítulo se encuentran los productos tecnológicos los cuales están basados en las características fundamentales de pies protésicos comerciales, en desarrollo y patentados. Estas características abarcan la propiedad de las prótesis dinámicas actuales y cómo responden a análisis estructurales simulados que se les han sido realizados. En adición, se incluye tecnologías existentes para el diseño conceptual de la prótesis.

2.1. Productos tecnológicos comerciales

En este nivel es importante definir el nivel de actividad (K) que la prótesis brinda: K1; pacientes que se desplazan en espacios cerrados en distancias y periodos muy cortos que necesitan un apoyo para caminar como un bastón, K2; pacientes que se desplazan en espacios abiertos con restricciones en pequeñas superficies irregulares y aún necesitan el soporte de algún objeto para caminar, K3; pacientes que se desplazan en espacios abiertos y sin restricciones y pueden caminar a diferentes velocidades, incluso en superficies irregulares, K4; pacientes que pueden caminar en espacios abiertos sin restricciones y altas demandas, estos usuarios pueden realizar deportes y actividades mecánicas que requieran alto impacto como correr y saltar (Colombia,2018).

2.1.1. Pie protésico C-Walk 1C40

Este pie protésico es desarrollado por la compañía alemana Ottobock. Está hecho de fibra de carbono que aparte de mejorar el patrón de una marcha simétrica, reduce la carga entre la zona de la prótesis y la parte sana. El principio de esta prótesis es su arquitectura (Figura 2.1), pues cuenta con un resorte de fibra de carbono en forma de C con el resorte base del pie por medio de un aro de control. En cada fase de la caminata o marcha, este pie protésico retorna la cantidad de energía necesaria para hacer flexión de la planta del pie de la forma más ergonómica, fisiológica y equilibrada. Viene en tamaños de 24 a 30cm, puede soportar pesos de 75 a 100kg, sus niveles de actividad son el K3 y K4 (Ottobock,2014).



Figura 2.1. C-Walk 1C40

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

2.1.2. Pie dinámico de carbono 1H04Y

Una empresa española que se dedica a la producción de pie protésicos es Orliman. Este pie (Figura 2.2) está hecho de carbono y cuenta con un módulo el cual está fabricado para pacientes con amputación transfemoral o tibial, unilateral o bilateral. 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 posterior. Sus tamaños van desde 24 a 28cm, sugerido para soportar carga de 50 a 125 kg, sus niveles de actividad son K2 y K3 (Orliman,2019).



Figura 2.2. Pie 1H04Y

Tomado de “Pie dinámico de carbono”, por Orliman, 2019

2.1.3. Pie element

Otra empresa española que se dedica al negocio de las prótesis es EMO. En esta ocasión se presenta el Pie element (Figura 2.3) que está hecho de fibra de carbono, su diseño se basa en ballestas dobles recuperadoras de energía el cual incluye una tercera ballesta que proporciona apoyo en cada fase de la caminata, desde el soporte de talón, el apoyo en medio pie y el despegue .Presenta tamaños de 22 a 30 cm, puede soportar carga de 46 a 126,5 kg, diseñado para pacientes con niveles de actividad K3 y K4.



Figura 2.3. Pie element
Tomado de EMO: Pie Element.

La Tabla 2.1. muestra la comparación de los tres pies protésicos descritos con las características relevantes.

Tabla 2.1. *Comparación de pies protésicos*

Nombre	C-Walk 1C40	1H04Y	Element
Empresa	Ottobock	ORLIMAN	EMO
País	Alemania	España	España
Material	Fibra de carbono	Carbono	Fibra de carbono
Tamaño	24-30 cm	24-28 cm	22-30 cm
Carga a soportar	75-100 kg	50-125 kg	46-126,5 kg
Nivel de actividad	K3, K4	K2, K3	K3, K4
Precio de venta (referencial)	Sin información	Sin información	Sin información

Fuente: *Elaboración propia*

2.1.4. Patas robóticas

En esta sección se menciona la manera de sensado de las fuerzas de contacto pie-piso del pie de un pie robótico plano y un robot hexápodo. Este apartado muestra las diferentes maneras de equilibrar el cuerpo por medio de la disposición de las patas y articulaciones mecánicas que tienen al momento de entrar en contacto con la superficie.

2.1.4.1. Pie plano robótico

Los robots equipados con pie de bola o pies planos (Figura 2.4.(a)) usan comúnmente los sensores de fuerza-par (F/T) el cual permite rearmar la interacción con el suelo. En el caso de pie bola se espera que el contacto pie-piso sea en un punto; mientras que en el caso de pie plano se suponen que la superficie de contacto es toda la suela del pie.

Estos sistemas permiten la reconstrucción física del pie al momento de estar en contacto. En la Figura 2.4.(b) se puede observar el diagrama de cuerpo libre del pie al estar en contacto con la superficie. Este logra una pisada adaptable debido a los eslabones que usa en su plana.

Estos pies robóticos estiman una distribución de fuerzas de contacto en la fascia del pie en el plano sagital y son capaces de determinar los puntos de contacto de cada obstáculo deslizante. Esto permite insinuar en presencia la forma de objetos del terreno con irregularidades de un radio hasta de 1cm (Mura,2020).

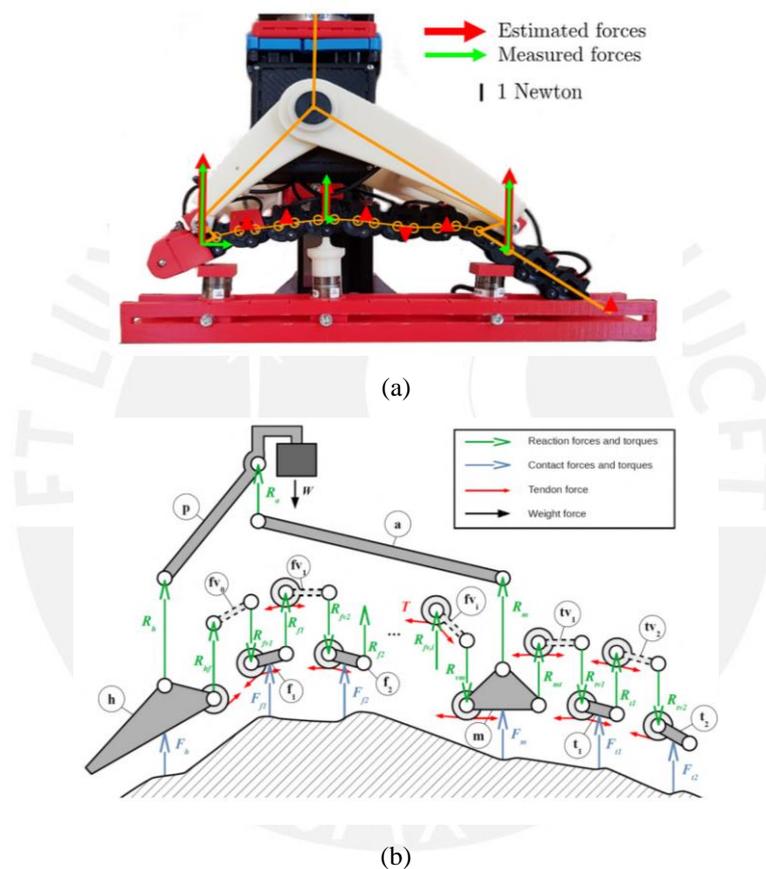


Figura 2.4. Pie robótico plano (a)Estructura de pie plano (b)Diagrama de Cuerpo Libre del análisis en la superficie de contacto

Tomado de “Exploiting Adaptability in Soft Feet for Sensing Contact Forces”, por Mura, 2020.

2.1.4.2. Robot hexápodo

Los robots hexápodos (Figura 2.5) están diseñados para desplazarse en superficies lisas, niveladas o ligeramente inclinadas; y en ambientes externos, superficies irregulares. El

movimiento de este tipo de robots se controla y coordina por sus seis patas las cuales tienen cada una de ellas una estructura de cadena cinemática de tres eslabones con tres grados de libertad (Domínguez ,2017)

Estos robots se adaptan al terreno debido al diseño de sus patas debido al conocimiento de este por sensores y las articulaciones que estas tienen para acoplarse en ellos (Lopez,2020).



*Figura 2.5. Robot hexápodo
Tomado de RobotShop: Robot Hexápodo.*

2.2. Productos tecnológicos en desarrollo

En esta sección se describirán las investigaciones hechas con prótesis de pie y transtibiales para determinar los esfuerzos y deformaciones que soporta el pie por carga frontal. Además, constará tanto para un pie protésico estático como dinámico.

2.2.1. Respuesta a carga de una prótesis transtibial durante el apoyo y balanceo

Se describe un diseño de una prótesis transtibial y la simulación a carga estática desarrollada en “SolidWorks”. Esta simulación se real se basa en el método de elementos finitos y con la

representación de un usuario de 1.70m de altura con 80 kgf. El análisis se realizó con el apoyo de los grupos de investigación METIS y DIGITI de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas.

El desarrollo de la simulación siguió la distribución de partes según la Figura 2.6.(a). El socket depende del tamaño del muñón del paciente. El adaptador del socket (hecho con fibra de carbono) es la conexión entre el socket y el tubo mediante una abrazadera. El tubo permite la adaptación entre el socket y el pie. Finalmente, el pie, que es un prototipo *sach*. En la Figura 1.11.(b). se observan las deformaciones y; en la Figura 2.6.(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).

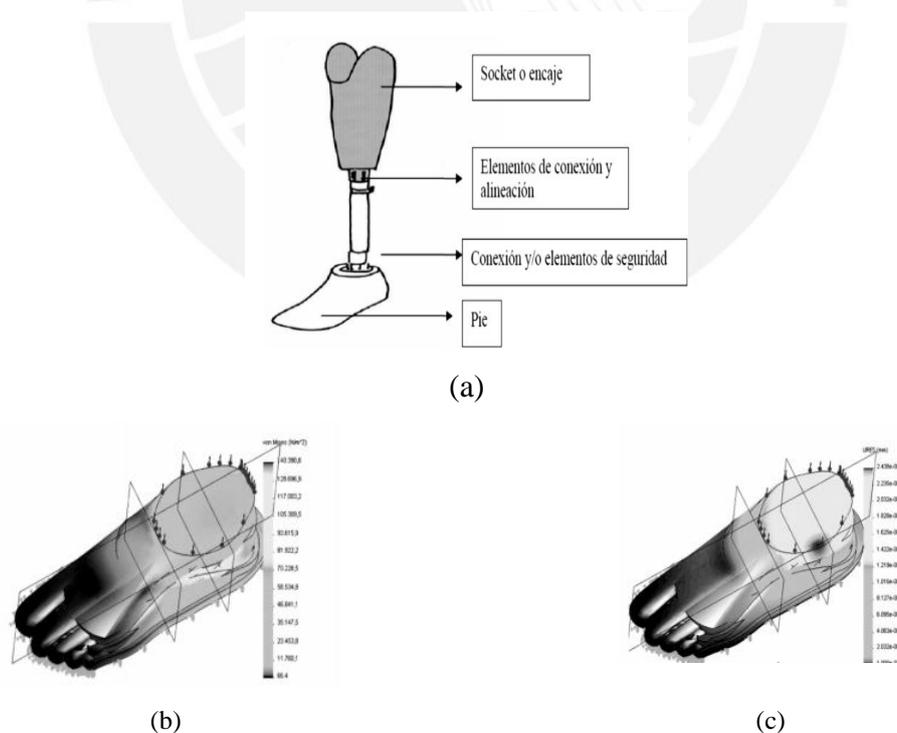


Figura 2.6. Pie protésico simulado (a)Estructura de soporte (b)Deformación del pie (c)Desplazamiento del pie

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

2.2.2. Diseño de una prótesis de pierna para amputados transtibiales

En esta prótesis se usan tubos de aleaciones ligeras (aluminio por la baja densidad) para el **soporte estructural**. En esta parte se toma menores restricciones en cuanto a forma y selección de posibles materiales, ya que el objetivo de estas piezas es resistir de gran manera los esfuerzos que se imprimen sobre ellas.

En el caso los **pies**, estos deben ser de carácter dinámico pues al momento de pisar deben tener una parte central deformable, comportamiento parecido al resorte, para promover una sensación más intuitiva al momento de caminar. En la Figura 2.7.(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 y en el software Ansys como se aprecia en la Figura 2.7.(b) para una carga de 70 kgf. Se da a conocer que el esfuerzo máximo equivalente en el pie fue de 68 MPa.

Finalmente se diseña una pierna prostética. Este diseño muestra debilidades en la tibia por su peso y costo; por consiguiente, se sugiere un cambio a tibias de aluminio con una junta cosmética. Además, se tiene un pie robusto basado en la forma de rodadura que tiene un pie al caminar donde los movimientos de la articulación son aguantados por elastómeros. Del mismo modo, en el caso del pie, las deformaciones y esfuerzos están dominados por la carga frontal cuando este mismo está a punto de despegar del suelo (Doberti,2015).

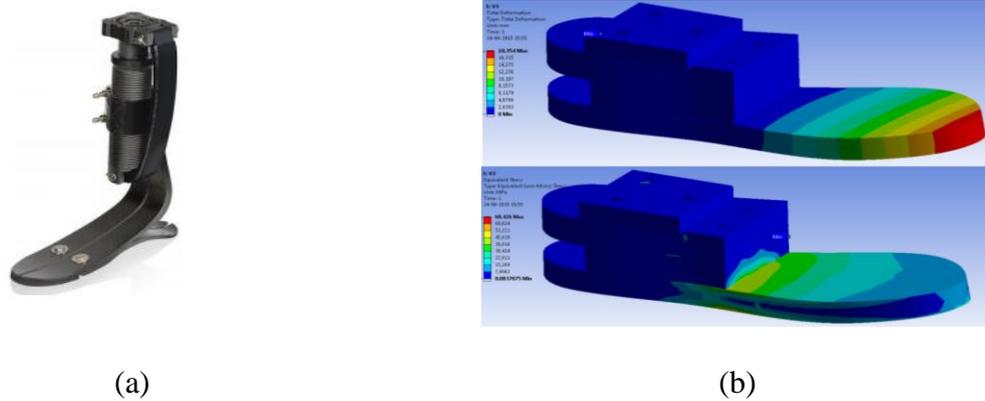


Figura 2.7. Prótesis transtibial (a) Pie con amortiguación extra (b) Respuesta del sistema pie ante carga frontal (Arriba) Deformación (Abajo) esfuerzos de Von-Mises

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

2.2.3. Diseño de una prótesis transtibial amortiguada

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 acople de la prótesis se ve en la Figura 2.8.(a). Entre el pie protésico y el resto de la prótesis se localiza un pistón que funciona como amortiguador. El mismo pie protésico debe cumplir con las especificaciones de flexión las cuales son las del plano sagital. En la parte del talón cuenta con una celda de carga para determinar los esfuerzos producidos por una carga frontal de una persona de 90 kgf con una altura de 1.76 m. La simulación se realizó en ANSYS y en la Figura 2.8.(b) se aprecia que el esfuerzo máximo equivalente de Von Mises es de 34 MPa. En esta investigación se concluyó que la parte que sufre mayor deterioro del pie protésico es el resorte, el cual está conectado por debajo del amortiguador y encima del talón (García, 2012).

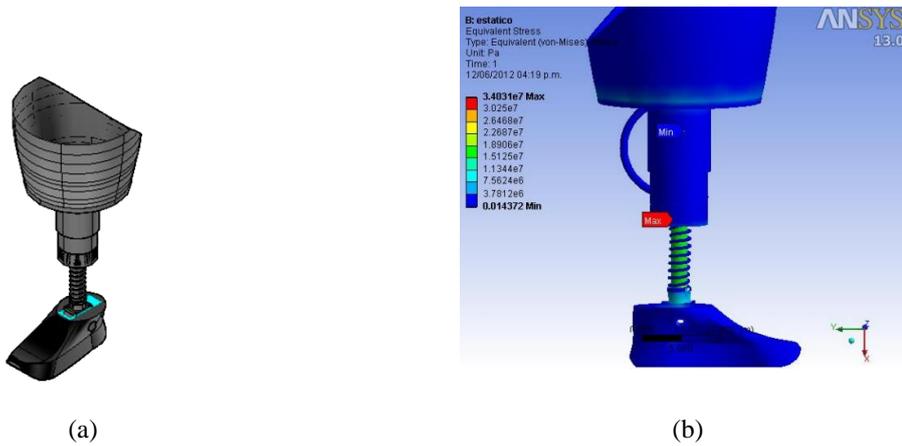


Figura 2.8. Prótesis transtibial amortiguada (a) Estructura de la prótesis (b) Esfuerzos equivalentes Von Mises
Tomado de “Diseño de una prótesis transtibial amortiguada”, por García, 2012.

Se muestra el análisis de los pies protésicos de las tres investigaciones en la Tabla 2.2.

Tabla 2.2. Análisis de pies protésicos

Sistema	1.2.2.1	1.2.2.2	1.2.2.3
Tipo de prótesis	Transtibial	Transtibial	Transtibial
Estructura básica	Socket, tubo, pie	Socket, tubo, pie	Socket, tubo, amortiguador pie
Software de simulación	SolidWorks	ANSYS	ANSYS
Modelo de pie protésico	Sach	Dinámico	Dinámico con amortiguador
Tipo de carga aplicada	Frontal	Frontal	Frontal
Carga aplicada	80 kgf	70 kgf	90 kgf
Esfuerzo máximo equivalente	0,14 MPa	68 MPa	34MPa

Fuente: Elaboración propia.

2.3. Productos tecnológicos patentados

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 propiamente dicho.

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 energía; este pie protésico comprende una quilla de pie que se prolonga en orientación longitudinal que presenta una porción de la parte anterior del pie en un extremo, una porción de la parte posterior en otro extremo y otra porción de la parte media del pie que está arqueada. En adición, brinda un fuste de pantorrilla que posee un extremo inferior curvado de forma convexa con dirección hacia abajo.

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 2.9.(a) es una vista lateral de la quilla de pie de la invención, con objetivo para esprintar, la cual puede ser utilizada en el pie protésico. La Figura 2.9.(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 2.9.(c) muestra el ensamble entre la quilla y el fuste; y un tubo de sujeción.

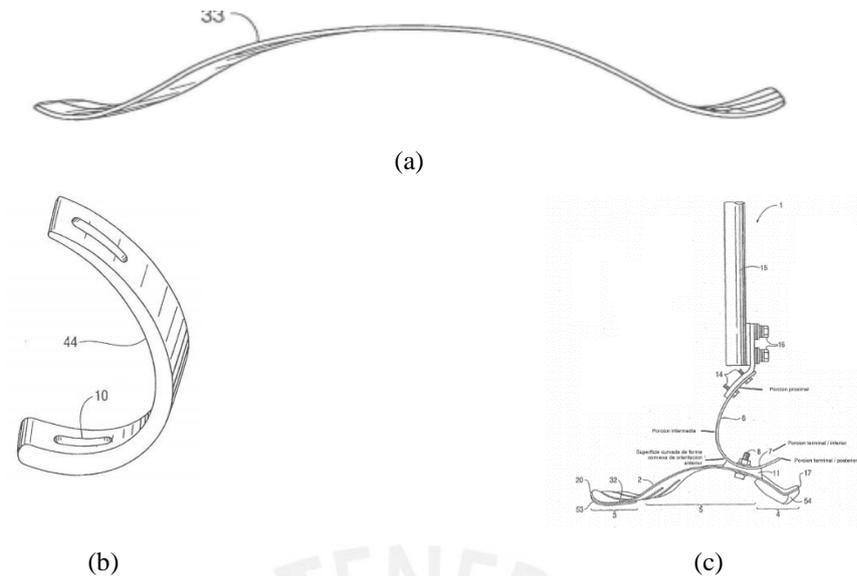


Figura 2.9. Pie protésico regulable (a) Quilla de pie (b) Fuste de pantorrilla (c) Ensamble quilla-fuste-tubo
Tomado de "Pie protésico con capacidad regulable", por OEPM, 2011.

2.4. Tecnologías

Las tecnologías existentes para el diseño del pie protésico que detecte fuerzas de contacto pie-piso serán sensores, actuadores y fuentes de energía.

2.4.1. Sensores

Los sensores necesarios para la detección de carga en el pie son los de presión pues de ellos se puede obtener la fuerza en el punto de contacto y los sensores para obtener la dirección de estas fuerzas en los tres planos del pie son los de posición y aceleración angular.

2.4.1.1. Celda de carga

Se usan para las aplicaciones de pesajes industriales. Las celdas de carga hidráulicas son sensores que obtienen la fuerza que miden del peso como una variación de presión del fluido de llenado interno. Si la fuerza aumenta, la presión del fluido también lo hará.

Las aplicaciones comunes de estas cargas son el peso de tanques y recipientes. Para una máxima presión, el peso del tanque debe ser distribuido en cada punto de un soporte y sumando sus salidas. La Figura 2.10 muestra tres células de carga (Omega,2020).



Figura 2.10. Celdas de carga

Tomado de "¿Qué es una célula de carga y cómo funciona?", por Omega, 2020.

2.4.1.2. Galgas extensiométricas

La galga extensiométrica permite hallar la deformación longitudinal producida en un punto. La unidad de medida de la deformación unitaria se expresa mediante épsilon. Esta se obtiene entre el incremento de longitud del material entre su longitud inicial.

Su funcionamiento consiste como el de una resistencia eléctrica pues lo que mide es la variación de resistividad de dicha galga cuando está sometida a una deformación; en otras palabras, existe una relación entre la resistividad y la deformación de la galga. El sensor consta de una base muy delgada dieléctrica en la cual está junto a un hilo metálico muy fino (Laferrier,2010); así la dirección de su longitud queda determinada en una sola dirección como se aprecia en la Figura 2.11.

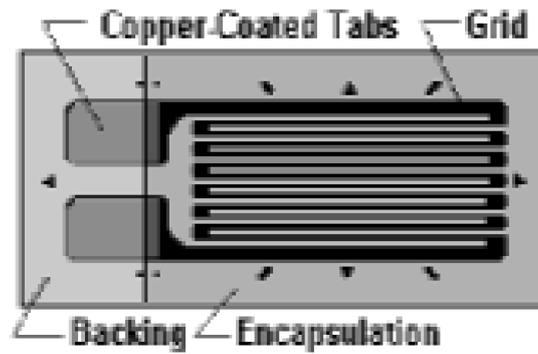


Figura 2.11. Galga extensiométrica con el canal delgado del sensor y el hilo metálico
Tomado de “Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America”, por Laferrier, 2010.

2.4.1.3. Medidor de diafragma

Son cápsulas circulares las cuales están conectadas entre sí por soldadura. Al ser sometidas a presión, cada cápsula sufre deformaciones y la suma de sus desplazamientos se amplifica por un arreglo de palancas. Sus aplicaciones consisten en bajas presiones. La Figura 2.12 muestra el ingreso de la presión al contenedor de las cápsulas y la aguja indicadora brinda los datos tomados (Kishore,2017).

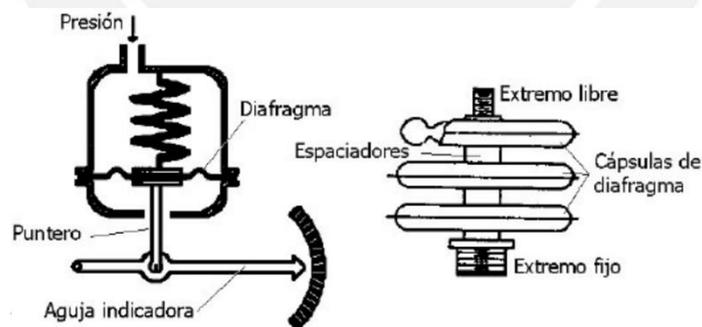


Figura 2.12. Esquema de medidor de diafragma

Tomado de “Trends and Challenges in Lower Limb Prosthesis”, por Kishore, 2017.

2.4.1.4. *Unidad de medición inercial*

Es un dispositivo electrónico (Figura 2.13) que mide e informa acerca de la velocidad, **orientación** y fuerzas gravitacionales de un aparato pues tiene en su interior un acelerómetro y un giroscopio (Olinski,2016).

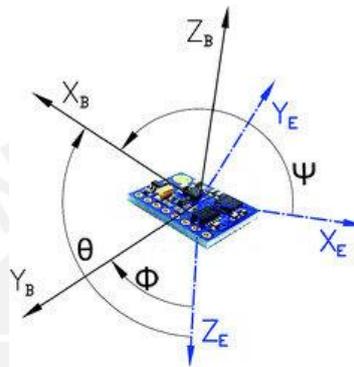


Figura 2.13. Dispositivo IMU

Tomado de “Human Motion Characterization Using Wireless Inertial Sensors”, por Olinski, 2016

2.4.2. **Fuentes de energía**

La alimentación de los componentes del pie protésico será brindada por baterías. No se usará la toma de energía pues el tamaño de la prótesis será similar a las comerciales y por ende solo se necesitaría como fuente de potencia a baterías intercambiables.

2.4.2.1. *Baterías alcalinas*

Una pila alcalina se basa en una reacción química de reducción-oxidación lo cual permite el traslado de electrones de un lado hacia el otro. Esta reacción química se transforma en energía eléctrica. Sin embargo, una batería alcalina (Figura 2.14) no es lo mismo que una pila

(Herrera,2014). La batería es un conjunto de pilas o celdas que lo convierte en un dispositivo permanente.



Figura 2.14. Baterías alcalinas

Tomado de Amazon: AmazonBasics Paquete de 8 baterías alcalinas de 9 voltios para uso diario.

2.4.2.2. Baterías de litio

Es una fuente que permite producir y almacenar energía eléctrica a partir de reacciones químicas de óxido reducción. La sección donde se junta la energía eléctrica es una celda electroquímica común. Almacenan energía debido a las reacciones espontáneas que proveen de espacio a esa producción de electricidad. Esto solamente pasa cuando la batería (Figura 2.15) está conectada en un circuito eléctrico cerrado (Robles, s.f.).



Figura 2.15. Batería de litio

Tomado de Bip and Bip: Batería de litio de 48V para patinete eléctrico.

CAPÍTULO III

DISEÑO CONCEPTUAL

En este capítulo se elabora los requerimientos que define los parámetros del proyecto. También se incluye el Diagrama Black Box donde se muestra las variables de entrada y salida del dispositivo pie protésico y a partir de ellas se establece los dominios respectivos para el desarrollo de la estructura de funciones. Se desarrolla una matriz morfológica que determina tres opciones por cada apartado de los subsistemas y con esto se crean tres conceptos de solución los cuales son sometidos a una evaluación técnica-económica para obtener el concepto de solución óptimo.

3.1. Requerimientos del sistema

Este dispositivo es parte del proyecto del Laboratorio de Investigación en Biomecánica y Robótica Aplicada de la Pontificia Universidad Católica del Perú el cual está realizando una prótesis de miembro inferior que consta de pie, tobillo y socket para el encaje del miembro amputado. El diseño para este trabajo de investigación es del pie el cual requiere ciertas exigencias con el fin de cumplir la función principal: determinar las fuerzas de contacto pie-piso en superficies inclinadas, subir y bajar escaleras y superficies irregulares. Estos requerimientos son necesarios para elaborar satisfactoriamente el diseño del pie protésico los cuales son los siguientes:

a. **Materia:**

La materia que ingresa y sale del sistema es la superficie de contacto pues se requiere el apoyo del pie en esta para determinar las fuerzas y al momento de realizar la marcha la materia estaría saliendo. Además, ingresa un mecanismo para el movimiento de los tres grados del tobillo. Este mecanismo acopla al pie protésico y a su vez se acopla a un encaje protésico; y este encaje, al usuario final cuya pierna es materia ingresante y saldría como una pierna con fuerzas de contacto sensadas.

b. **Energía:**

Ingresa energía eléctrica por las baterías al sistema para alimentarlo y se expulsa energía mecánica pues al realizar la caminata, se genera energía cinética por la velocidad a la cual se

mueve y potencial pues las superficies inclinadas y escaleras generan desniveles con respecto a un nivel de referencia.

c. Señales:

Las señales de entrada son la de encendido/apagado para energizar los sensores del pie o detener el sistema. La señal de salida es la de fuerza de contacto en su respectiva dirección y plano del movimiento del pie según su biomecánica.

d. Uso:

El pie protésico puede ser conectado a una prótesis transtibial para su respectivo uso por medio de un mecanismo paralelo de 3 GDL que realizaría la función de tobillo y el usuario sería el paciente que lo requiera.

e. Fuerzas:

El diseño del pie debe ser capaz de obtener las fuerzas de contacto en los diferentes tipos de plano y en las superficies mencionadas. La carga que soportará estará en el rango de 70kgf a 90kgf según las investigaciones del estado del arte.

f. Dimensiones:

Las dimensiones del pie protésico serán de 22 a 30 cm basándose el modelo del pie tipo sach que se mencionó en el estado del arte. El diseño del pie debe ser antropomorfo como el de los

pies protésicos mencionados para garantizar el equilibrio al momento de caminar y este ergonómico.

g. Control:

El control del sistema se basa en el cálculo de las fuerzas de contacto pie piso y para las superficies no planas se toma la lectura de un sensor para determinar la dirección de las fuerzas en sus puntos de contacto. Las variables monitoreadas serán el valor de estas fuerzas y su dirección en cada plano.

h. Seguridad:

El pie protésico estará diseñado con materiales que forman parte del sistema nacional de salud del país (EsSalud,2015) y será sometido a pruebas estructurales para verificar si se cumplen las normas ISO u otras equivalentes en el mercado según las Normas 21 y 22, respectivamente, para productos protésicos según la Organización Mundial de la Salud (OMS,2017).

i. Transporte:

El diseño del pie protésico permitirá ser fácilmente transportado debido a su tamaño basado en el pie sach. Además, como material base para realizar el contacto con las superficies de estudio, se usará la fibra de carbono por lo que su densidad será menor que el acero y será más liviano.

j. Mantenimiento:

El pie debe permitir el montaje y desmontaje para poder acoplarse a la prótesis transtibial proyecto del Laboratorio de Investigación en Biomecánica y Robótica Aplicada de la Pontificia Universidad Católica del Perú.

k. Costo:

Se estima un precio de costo de USD 1500 basándose en el material del pie protésico, fibra de carbono debido a los pies actuales comerciales por el Estado del Arte, la adición de microcontrolador, baterías y sensores.

3.2. Black Box

En esta sección se presenta el correspondiente diagrama black o caja negra donde se describe las variables físicas, eléctricas y de señal tanto de entrada como de salida y los dominios que estas abarcan. Estos dominios cuentan con subdivisiones que serían las funciones del pie protésico.

3.2.1. Diagrama Black Box

La Figura 3.1 que se muestra a continuación indica las entradas y salidas del sistema que se desarrollará. Acorde con la lista de exigencias, las entradas físicas que ingresan al sistema del pie protésico son la superficie de contacto que genera fuerzas; esta pueda ser lisa, inclinada, escalones o irregulares, el mecanismo de 3 GDL y la persona que requiera usar el pie; mientras que, las salidas serían la misma superficie sin contacto alguno cuando se realiza el

levantamiento del pie para la marcha y la pierna de la persona con las fuerzas ya sensadas. Con el fin de realizar el sensado se necesita energía eléctrica la cual se transforma en energía cinética y potencial por el movimiento.

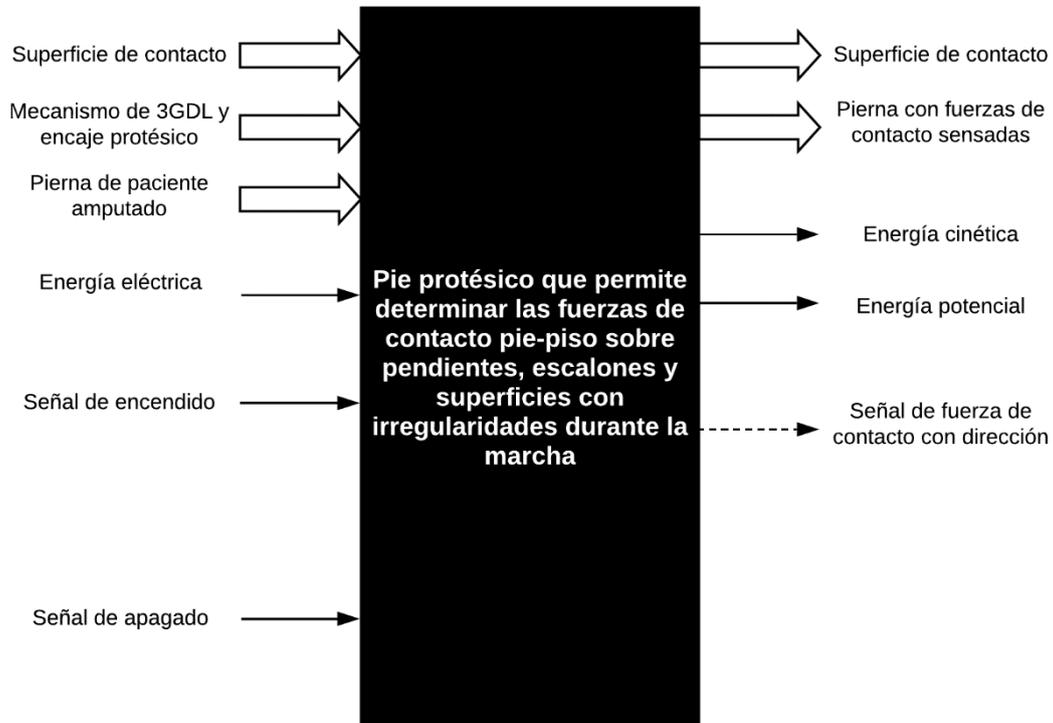


Figura 3.1. Diagrama Black Box

Fuente: Elaboración propia.

3.2.2. Dominios del sistema

En esta sección se identifica las funciones parciales por dominios. Estas funciones relacionan las acciones del pie protésico con los componentes que este tendrá. Del mismo modo, el orden por cómo se encuentran mencionadas son los pasos que realizaría la prótesis.

a) Dominio mecánico

- **Proteger componentes del dispositivo:** esta función se encarga de proteger y albergar los componentes eléctricos, electrónicos, mecánicos con protección IP66.
- **Encajar con mecanismo de 3GDL:** permite el acoplamiento de un mecanismo para poder mover el pie en los tres planos.
- **Soportar carga de contacto:** la estructura y material de pie deben soportar la carga de contacto.
- **Acomodar el pie:** estabiliza el pie acorde a la superficie de contacto y permite el sensado de la presión y la dirección de esta misma.

b) Dominio sensores

- **Sensar presión de contacto:** mide la presión en el área de contacto del pie.
- **Sensar posición angular:** determina la dirección de las fuerzas acorde a la superficie de contacto.

c) Dominio energía

- **Acondicionar energía:** esta función sirve para transformar la energía de la batería a la requerida en los diferentes dispositivos.
- **Esperar conmutación:** esta función se encarga de retener la energía hasta que la señal de encendido se mande para recién darle paso a la corriente.
- **Energizar sensores:** se encarga de energizar los sensores utilizados.

- **Energizar controlador:** esta función energiza el control del sistema por lo cual se puede manipular las variables del proceso.
- **Energizar led indicador de funcionamiento:** sirve para que el usuario sepa si el sistema de sensado está encendido o apagado.

d) Dominio controlador

- **Procesar datos:** procesa los datos enviados por los sensores para obtener el estado de las variables para la respectiva manipulación.
- **Desempaquetar datos:** establece que parte de los datos son las presiones y que parte son las posiciones angulares para el cálculo.
- **Verificar estado de los datos:** compara en el controlador el vector de datos de llegada con el vector de datos esperado; si es el correcto procede a calcular las fuerzas de contacto si no es así envía una señal indicadora (led) para indicar al usuario.
- **Calcular fuerzas:** determina las fuerzas en dirección y los distribuye en los planos del pie.
- **Enviar alerta:** señal para dar a conocer la mala recepción de datos.

e) Dominio comunicación

- **Recibir datos:** recibe los datos adquiridos por los sensores de presión y dirección.
- **Enviar datos al sistema:** esta función se encarga de enviar información de los sensores al controlador.

3.3. Estructura de funciones

La Figura 3.2 muestra la agrupación de todos los dominios con las señales de entrada y salida para la detección de las fuerzas de contacto con la dirección en los tres planos del movimiento. El sistema empieza con el acople de un encaje protésico con un mecanismo de 3GDL para el movimiento en los tres planos del pie, luego el pie protésico debe ser capaz de soportar la carga en superficies inclinadas, escaleras e irregulares. Después, la prótesis se amolda mediante un mecanismo a la superficie de contacto en el cual se distribuyen sus sensores para la detección de las presiones pues se tiene como entrada a esta misma y la posición angular respecto a la superficie, posteriormente esta función envía a los sensores la señal para obtener las medidas de presión y posición angular. Estos sensores envían la señal por un protocolo de comunicación en la función procesar datos y son enviados al controlador. En este dominio se recibe los datos por los sensores estos son desempaquetados para separar los datos de presión de los datos de posiciones angulares y luego se calculan las fuerzas por el sensor de presión y se determina su distribución en los tres planos de movimiento del pie por medio del sensor de posición angular y así es como se obtiene la señal fuerza de contacto con dirección. Luego de la función de acomodar pie, el pie protésico debe ser capaz de permitir la caminata y es aquí cuando se deja de pisar la superficie para dirigirse hacia otra por medio de los pasos y se libera energía cinética y mecánica. Con respecto a la alimentación del sistema, primero se acondiciona la energía eléctrica para obtener la requerida por los sensores y el controlador; se espera que la señal de encendido en la función esperar conmutación y por consiguiente se alimentan estos dominios además de un led indicador de funcionamiento el cuál avisa al usuario si el sistema está sensando.

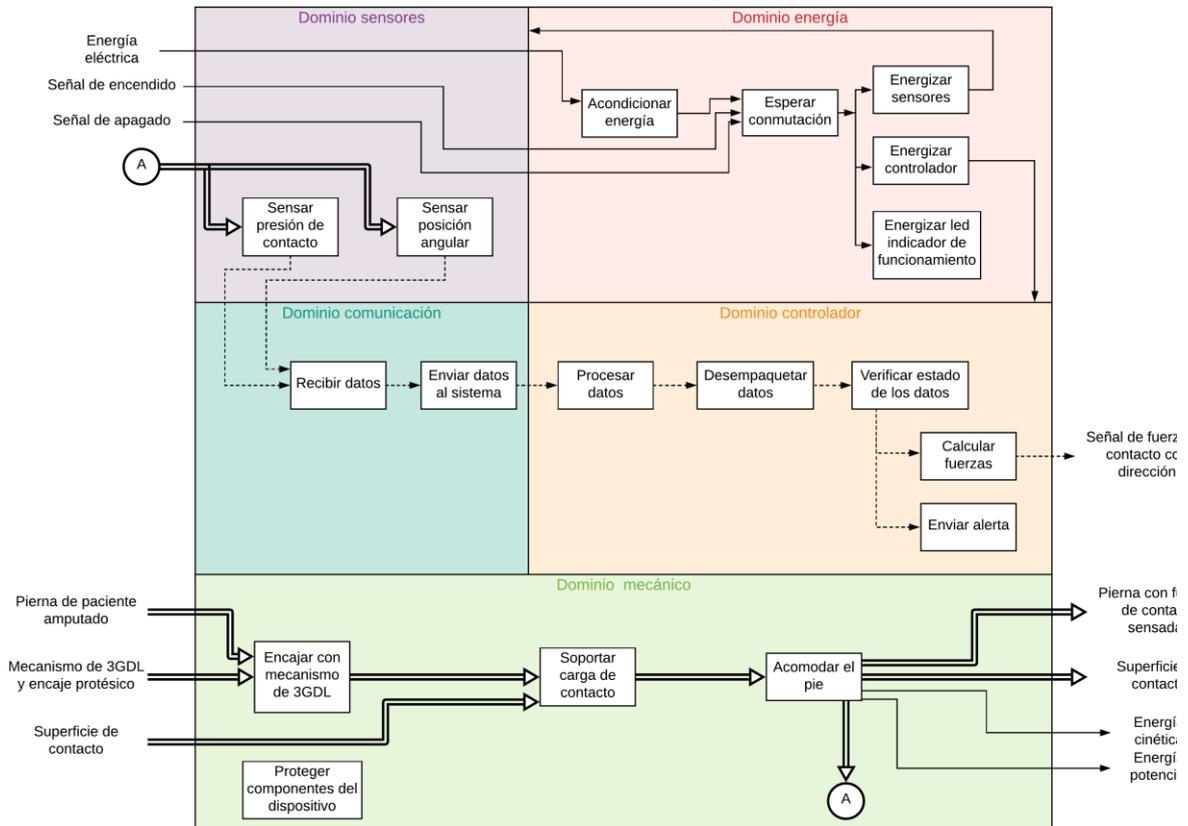


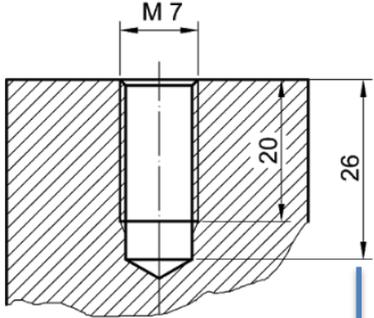
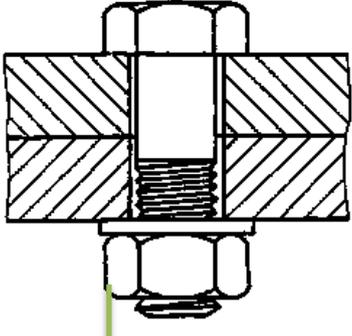
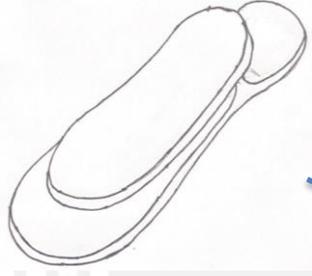
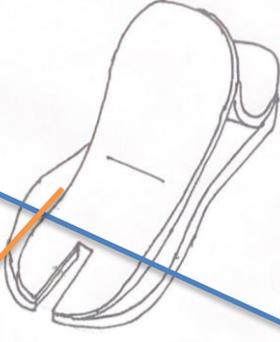
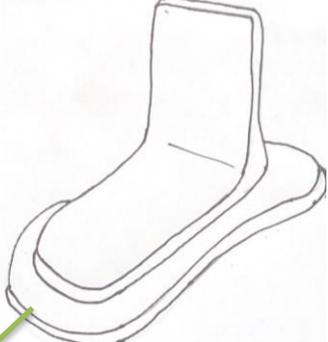
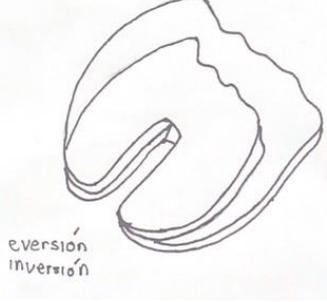
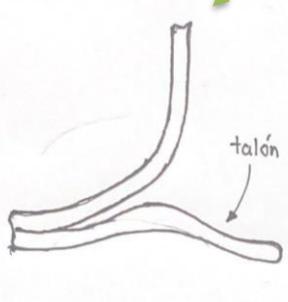
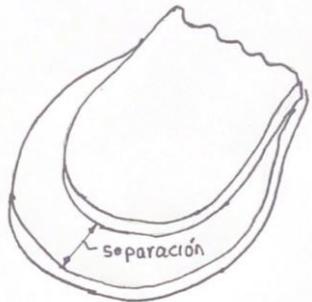
Figura 3.2. Estructura de funciones por dominios del sistema

Fuente: Elaboración propia.

3.4. Matriz morfológica

En esta sección se propone tres principios de solución para las funciones parciales en conjunto de la estructura de funciones. La distribución de componentes está representada de manera que se aprecie una posible solución entre ellos y se encuentra en la Tabla 2.1.

Tabla 3.1. Matriz Morfológica: Dominio Mecánico

Función parcial	Principio de solución 1	Principio de solución 2	Principio de solución 3
Encajar con mecanismo de 3GDL	<p>Agujero roscado</p> 	<p>Brida de sujeción</p> 	<p>Unión atornillada</p> 
Proteger componentes del dispositivo y Soportar carga de contacto	<p>Pie de dos juntas de fibra de carbono</p> 	<p>Pie con tres plataformas de termo plástico</p> 	<p>Pie de dos placas (1 en L) de termo plástico</p> 
Acomodar pie	<p>Corte en U</p> 	<p>Talón en al aire</p> 	<p>Separación de plataformas</p> 

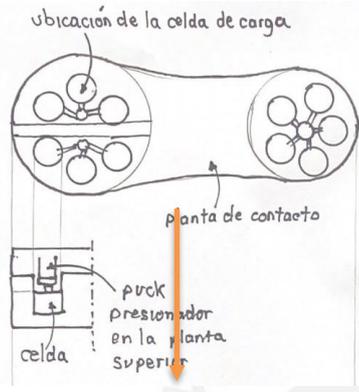
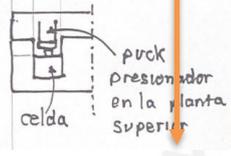
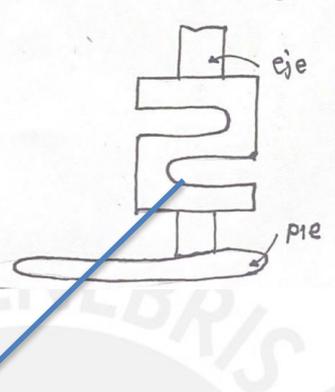
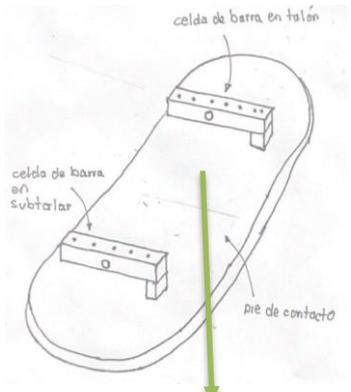
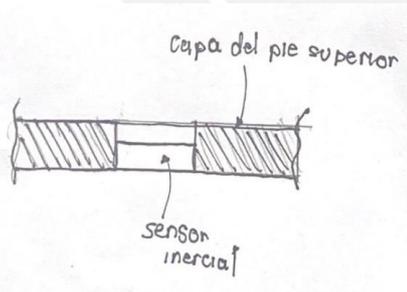
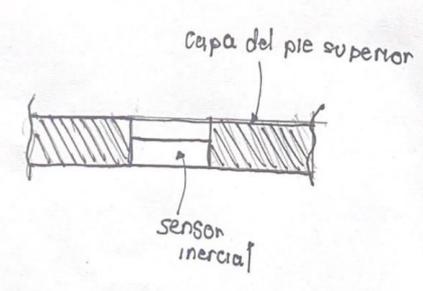
Función parcial	Principio de solución 1	Principio de solución 2	Principio de solución 3
Sensor presión de contacto	<p>Celda de carga de compresión</p>  <p>ubicación de la celda de carga</p>  <p>pieza presionador en la planta superior</p> 	<p>Celda de carga tipo S</p>  	<p>Celda de carga tipo barra</p>  
Sensor posición angular	<p>Giroscopio piezoeléctrico</p>  	<p>IMU</p>  	

Tabla 3.1. Matriz Morfológica: Dominio Comunicación

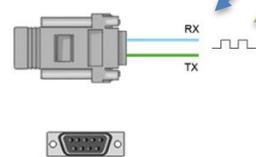
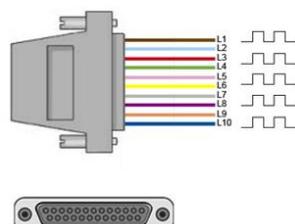
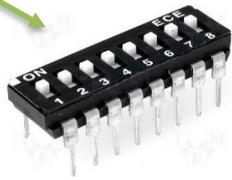
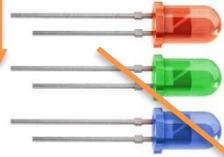
Función parcial	Principio de solución 1	Principio de solución 2	Principio de solución 3
Recibir/Enviar datos al sistema	<p>Comunicación serial</p> 	<p>Comunicación en paralelo</p> 	

Tabla 3.1. Matriz Morfológica: Dominio Controlador

Función parcial	Principio de solución 1	Principio de solución 2	Principio de solución 3
Procesar datos, desempaquetar, verificar estado de variables y calcular fuerzas	<p>Microcontrolador</p> 	<p>Microprocesador</p> 	
Enviar alerta	<p>Led DIP</p> 	<p>Altavoz</p> 	<p>Módulo LCD</p> 

Tabla 3.1. Matriz Morfológica: Dominio Energía

Función parcial	Principio de solución 1	Principio de solución 2	Principio de solución 3
Energizar sistema	<p>Batería de litio</p> 	<p>Batería alcalina</p> 	<p>Batería de grafeno</p> 
Acondicionar energía	<p>Fuente conmutada</p> 	<p>Fuente lineal</p> 	
Esperar conmutación	<p>Interruptor rocker</p> 	<p>Botón de encendido y apagado</p> 	<p>DIP Switch</p> 
Indicar inicio de funcionamiento	<p>Led DIP</p> 		<p>Módulo LCD</p> 

Fuente: Elaboración propia

Concepto de solución 1

Concepto de solución 2

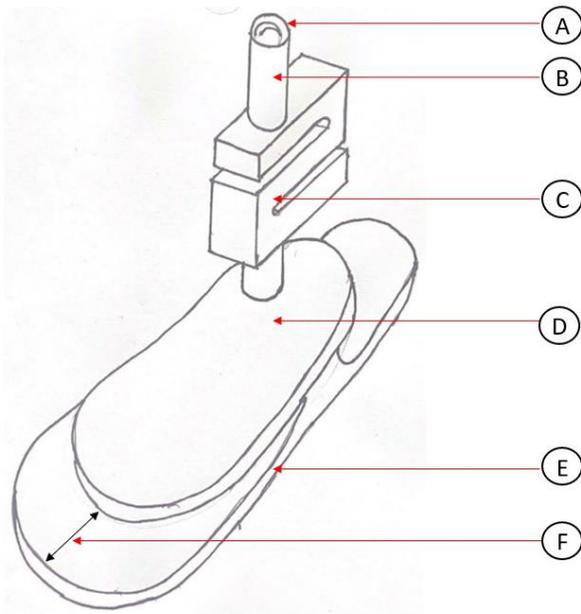
Concepto de solución 3

3.5. Conceptos de solución

Se proponen tres conceptos de solución para bosquejar el diseño del pie protésico. Los componentes de cada concepto se aprecian en la Tabla 3.1 donde cada solución se ve en flechas. Se resalta que pueden existir variaciones con respecto a la propuesta final.

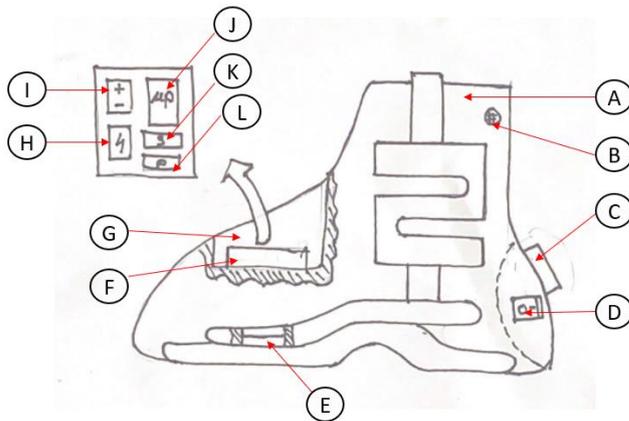
3.5.1. Concepto de solución 1

Este primer concepto de solución (Figura 2.3) posee como eje de encaje a un agujero roscado para el acople con el mecanismo paralelo de 3GDL; los componentes son soportados por un pie de dos plataformas de fibra de carbono; la primera es la que hace contacto con el suelo (fija) y la segunda es la que es dinámica (movible) con respecto a la primera pues de ahí se obtienen diferentes direcciones de posicionamiento; pues para acomodar el pie se cuenta con una separación entre las plataformas la cual facilita los movimientos de flexión. Con el fin de obtener la detección de la fuerza en superficies inclinadas, subir y bajar escaleras e irregulares se establece una célula de carga tipo "S" la cual se ubica cerca del talón que es donde se recibe la mayor carga de contacto. La posición una vez alcanzada por los componentes mecánicos se obtiene por medio de un giroscopio piezoeléctrico que está ubicado dentro de la plataforma superior. Por otro lado, el controlador del sistema es un microprocesador que está en el mismo espacio que la fuente lineal y el flujo de datos los recibe de manera serial; la alimentación se da por una batería alcalina ubicada en una sección de la carcasa. Está el módulo LCD para visualizar el estado de encendido y el estado de alerta; el inicio de funcionamiento se da por los botones ON/OFF que se encuentran debajo de la pantalla.



LETRA	NOMBRE
A	Agujero roscado
B	Eje de soporte
C	Celda de carga tipo "S"
D	Plataforma superior
E	Plataforma inferior
F	Separación de plataformas

(a)



LETRA	NOMBRE
A	Carcasa para pie
B	Leds indicadores
C	Pantalla LCD
D	Interruptor
E	Sensor inercial en plataforma superior
F	PCB
G	Sección para electrónica
H	Acondicionamiento de energía
I	Batería
J	Microprocesador
K	Entrada de sensores
L	Entrada de periféricos

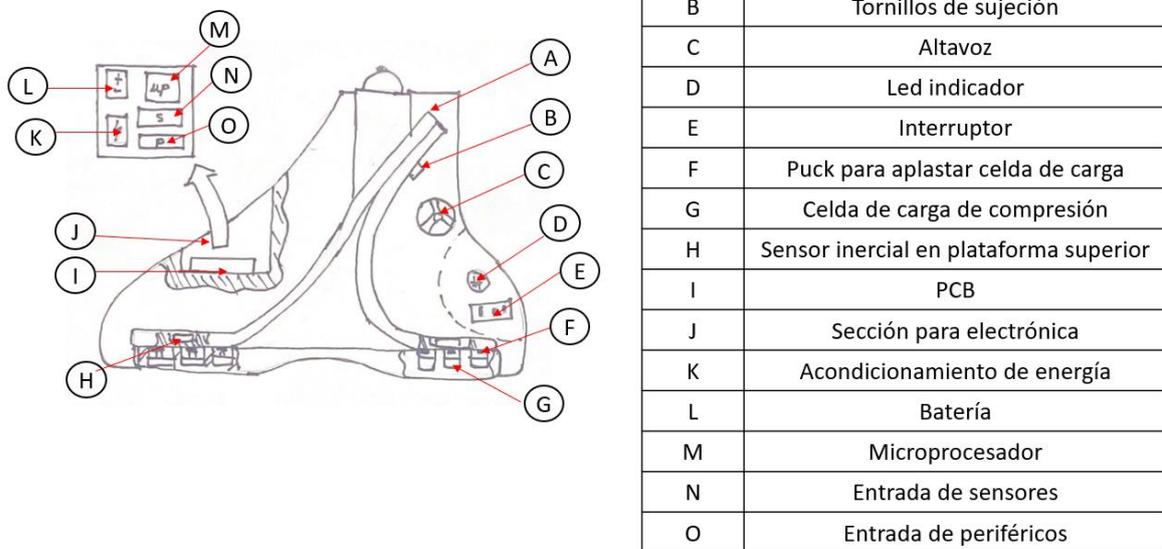
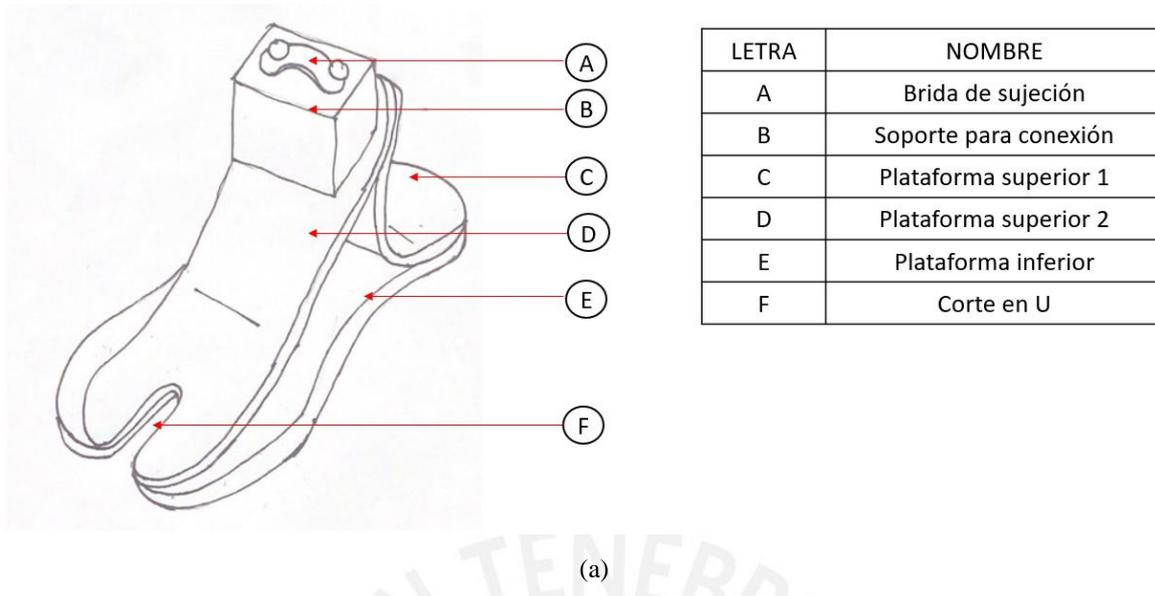
(b)

Figura 3.3. Esquema del concepto de solución 1 (a) Vista Isométrica, (b) Vista lateral

Fuente: Elaboración propia.

3.5.2. Concepto de solución 2

El siguiente concepto de solución (Figura 3.4) tiene como unión al mecanismo de 3GDL una brida de sujeción; los componentes se encuentran entre tres plataformas curvadas de termoplástico, las cuales son suficientemente elásticas para poder deformarse para el contacto de las celdas y retraerse cuando se cambie de superficie; y están dispuestas en forma triangular. En la sección del subtalar se colocan seis celdas de carga de compresión dentro de la plataforma inferior y con los pucks de la plataforma superior 1 se presionan para obtener lecturas de fuerzas; de manera análoga, se dispone de celdas de carga en la zona del talón y con la plataforma superior 2 se realiza el sensado. Además, para obtener la dirección de las cargas, se localiza un giroscopio piezoeléctrico en cada plataforma superior. La etapa de control está dada por un microprocesador que está localizado en el mismo espacio que la fuente lineal usada para dividir tensión y recibe los datos de forma paralela lo cual hace más rápido la transmisión de datos. La alerta de mala recepción de datos es enviada por un altavoz. El sistema requiere una batería de litio para su alimentación y su funcionamiento empieza con la conmutación del interruptor rocker el cual manda también la señal de encendido al led indicador de funcionamiento.



(b)

Figura 3.4. Esquema del concepto de solución 2. (a) Vista Isométrica, (b) Vista lateral

Fuente: Elaboración propia.

3.5.3. Concepto de solución 3

El tercer concepto de solución (Figura 3.5) usa uniones atornilladas para unir el pie con el mecanismo paralelo; los componentes son soportados por dos plataformas (una en “L”) de

termoplástico. Este concepto tiene en la plataforma inferior dos celdas de carga tipo barra, una ubicada en el subtalar y otra en el talón. En la plataforma superior se ubica el sensor inercial IMU el cual brinda las direcciones de las cargas. Con respecto al sistema de control se usa un microcontrolador y la fuente divisora de tensión es una conmutada y la recepción de datos es de forma serial; la batería de grafeno es utilizada para la alimentación; el indicador de funcionamiento como el de alerta son leds DIP's y el sistema se acciona por un DIP Switch.

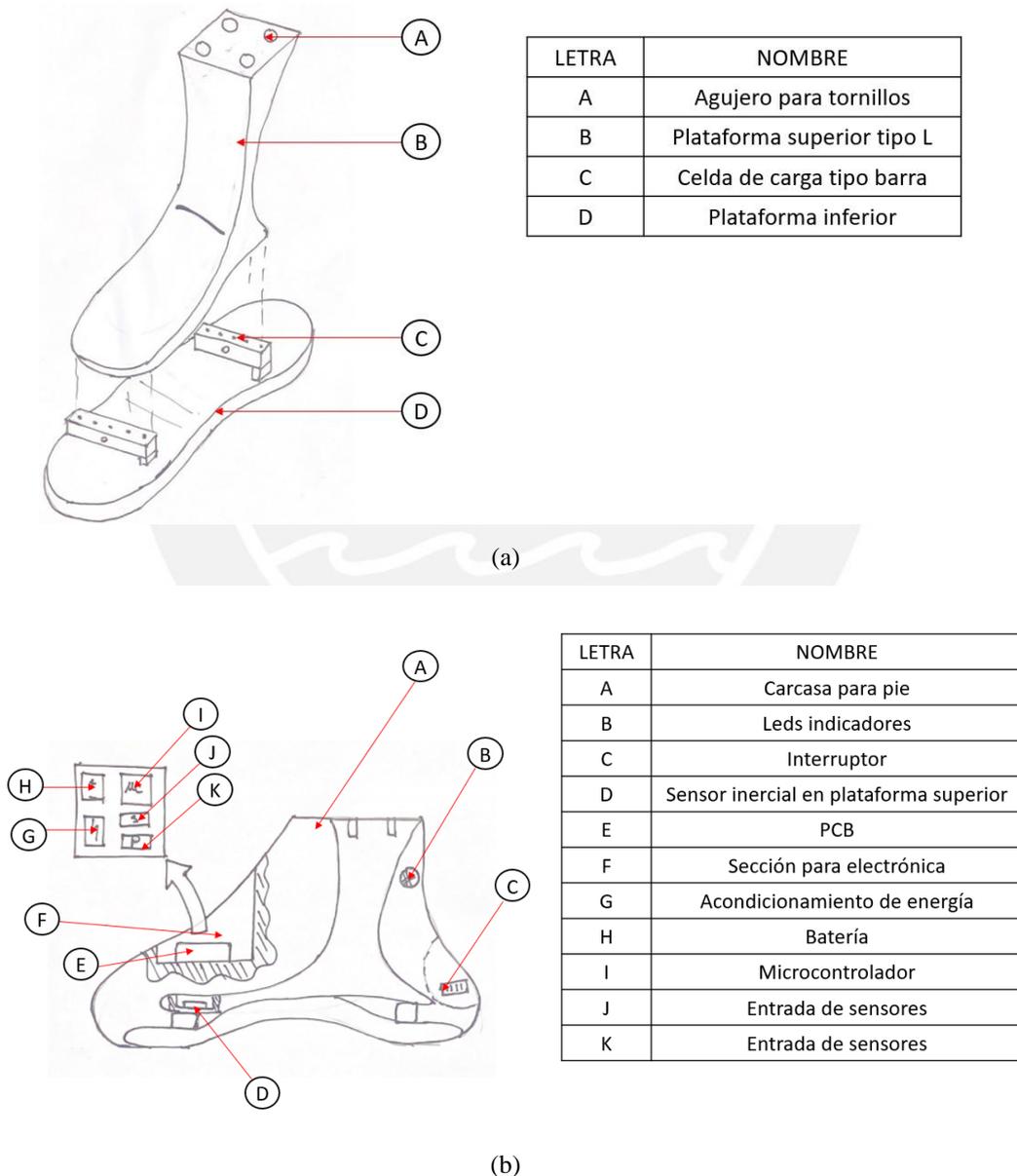


Figura 3.5. Esquema del concepto de solución 3. (a) Vista Isométrica, (b) Vista lateral

Fuente: Elaboración propia.

3.6. Evaluación Técnica-Económica

Se ha propuesto tres conceptos de solución de los cuales se obtendrá uno óptimo a partir de una evaluación técnica-económica. A partir de eso concepto seleccionado, se mejora con algunas características de las dos soluciones descartadas.

En la evaluación se realiza de carácter técnico y económico a cada uno de los 3 conceptos de solución planteados. A cada solución se le fija un valor entre 1 y 4 (siendo 4 exclusivamente para la solución ideal); además, cada puntaje es multiplicado por un peso asignado según el criterio del diseñador. En las tablas de esta sección, se detallan los puntajes asignados y se muestran los promedios de cada solución con respecto al puntaje ideal. A continuación, se da a conocer los aspectos tomados en cuenta y su respectiva descripción.

3.6.1. Evaluación Técnica

La siguiente sección toma características relacionadas al diseño, manufactura, mantenimiento y uso que se basan para diseñar el concepto de solución. Se describe nombra y describe cada apartado que se consideran necesarios a continuación.

- **Adaptabilidad:** facilidad del pie en adaptarse a las diferentes superficies. Es la relación entre la superficie de contacto y cómo los componentes mecánicos se regulan ante ella.
- **Confiabilidad:** sensibilidad del pie para detectar las fuerzas acordes a la distribución de los sensores en este mismo además de no fallar al momento de caminar.

- **Complejidad:** compatibilidad entre componentes seleccionados. Es importante ver el tiempo de detección de la presión y que este tenga la dirección correspondiente y no una anterior a su sensado.
- **Mantenimiento:** acceso sencillo a los componentes como que se desgastan con el uso como los sensores de presión o el cambio de las baterías.
- **Hermeticidad:** protección de la circuitería interna para que no se introduzca polvo o agua en las superficies donde se ejecute la caminata. Este pie podría ser usado durante todo el día por el usuario y no debe fallar la detección de las fuerzas.

La descripción de los puntajes de la Tabla 3.2 son los siguientes:

p: puntaje de 0 a 4

0= No satisface, 1= Aceptable, 2= Suficiente, 3 =Bien, 4= Muy bien (ideal)

g: peso asignado.

gp: peso ponderado.

El resultado por solución en el aspecto técnico se obtiene por la ecuación 3.1

$$X_i = \frac{\sum_{i=1}^n g_i \times p_i}{\sum_{i=1}^n g_i \times p_{max}} \quad (3.1)$$

Donde Pmax representa el puntaje máximo a los criterios de evaluación.

Tabla 3.2. Evaluación técnica

VALOR TÉCNICO (Xi)										
Variantes de proyectos/conceptos			Solución 1		Solución 2		Solución 3		Solución Ideal	
Número	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Adaptabilidad	3	1	3	3	9	2	6	4	12
2	Confiabilidad	4	2	8	2	8	1	4	4	16
3	Complejidad	3	2	6	2	6	2	6	4	12
4	Mantenimiento	1	2	2	1	1	3	3	4	4
5	Hermeticidad	2	3	6	2	4	2	4	4	8
Puntaje máximo		13	10	25	10	28	10	23	20	52
Valor técnico Xi				0.64		0.72		0.59		1

Fuente: Elaboración propia

3.6.2. Evaluación Económica

En esta evaluación se describen los criterios relacionados al factor costo que implica realizar el pie protésico. Mientras sea más fácil de adquirir o menos costoso el puntaje será mayor comparado al resto. Se mencionan y describen los criterios económicos de selección:

- **Número de piezas:** es la cantidad de componentes por solución. Es importante porque mayor cantidad de elementos, mayor será el costo de implementación. Además, un sistema con muchos componentes es menos confiables que otros. Del mismo modo, un número grande de piezas hace que el proceso de fabricación requiera más tiempo por lo que el costo hora-hombre aumentaría.
- **Facilidad de montaje:** viabilidad de cohesionar todos los componentes y estos se asienten de manera correcta. Si es más complejo el montaje el costo hora-hombre aumentaría para llevar la tarea a cabo.
- **Costo de tecnología:** mientras la solución sea más moderna, esta cuenta con un mayor costo de fabricación. Se considera el costo pues los componentes que requiera una solución lo ponen en ventaja o desventaja respecto a las otras.

- **Costo de energía vs tiempo:** si el pie requiere mucha energía para el moldeamiento, el costo se elevará pues estaría consumiendo mucha potencia la elaboración. Este punto es considerable pues define también un costo externo del propio proyecto.
- **Fácil adquisición de componentes/materiales:** si algún componente o material es más escaso en la región local se tendría que importar lo cual elevaría los costos de producción del pie protésico.

La descripción de los puntajes de la Tabla 3.3 son los siguientes:

p: puntaje de 0 a 4

0= No satisface, 1= Aceptable, 2= Suficiente, 3 =Bien, 4= Muy bien (ideal)

g: peso asignado.

gp: peso ponderado.

El resultado por solución en el aspecto económico se obtiene por la ecuación 3.2

$$Y_i = \frac{\sum_{i=1}^n g_i \times p_i}{\sum_{i=1}^n g_i \times p_{max}} \quad (3.2)$$

Donde Pmax representa el puntaje máximo a los criterios de evaluación.

Tabla 3.3. *Evaluación económica*

VALOR ECONÓMICO (Yi)											
Variantes de proyectos/conceptos			Solución 1			Solución 2		Solución 3		Solución Ideal	
Número	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	
1	Número de piezas	2	2	4	1	2	2	4	4	8	
2	Facilidad de montaje	1	3	3	3	3	1	1	4	4	
3	Costo de tecnología	3	2	6	2	6	1	3	4	12	
4	Costo de energía vs tiempo	4	3	12	2	8	2	8	4	16	
5	Fácil adquisición de componentes/materiales	2	3	6	2	4	1	2	4	8	
Puntaje máximo		12	13	31	10	23	7	18	20	48	
Valor económico Yi				0.86		0.64		0.75		1	

Fuente: *Elaboración propia*

3.6.3. Resultados de la evaluación técnica-económica

A partir de los criterios mencionados y descritos se realiza la gráfica de evaluación (Figura 3.6) donde el eje X representa la técnica mientras que el eje Y la económica. Se toma en cuenta la solución que este más próxima a la ideal y que esté más cerca de la línea de tendencia.

En la Figura 3.6, se observa que la solución más apropiada sería la 2 pues está más cerca de la solución ideal y más próxima a la recta “ $y=x$ ”. También se ve que la solución 3 está cerca de la solución 1 por lo que se toma aspectos técnicos de esta para la mejora y; por otro lado, la solución 1 luce ser la más económica de las tres. Esto ayuda para elegir los componentes menos costosos de esta última con el fin de lograr la solución más apropiada.

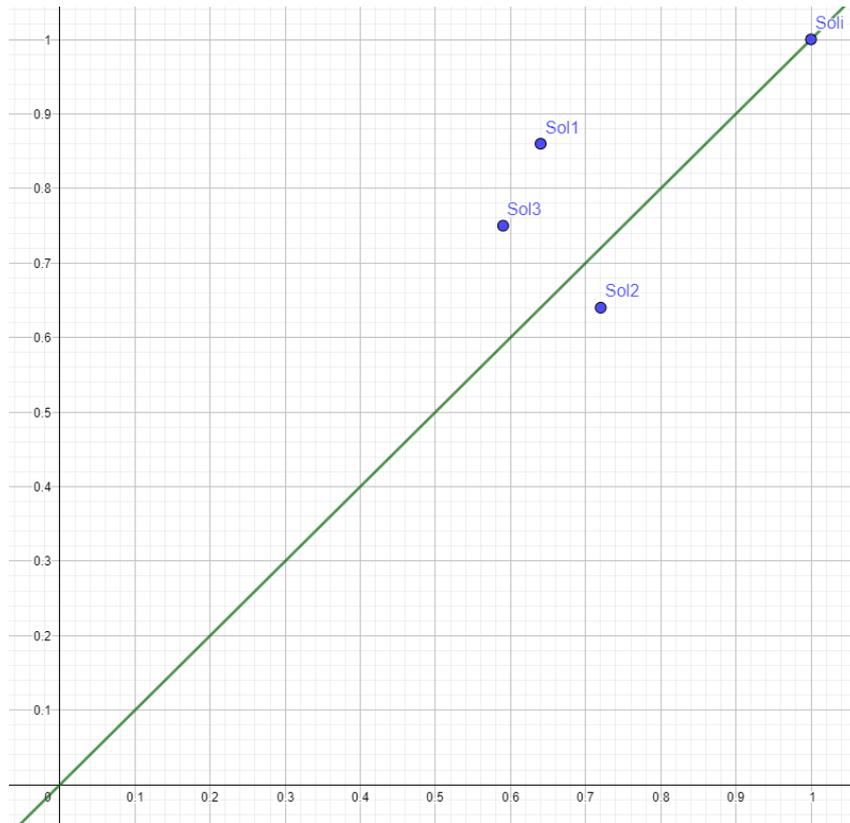
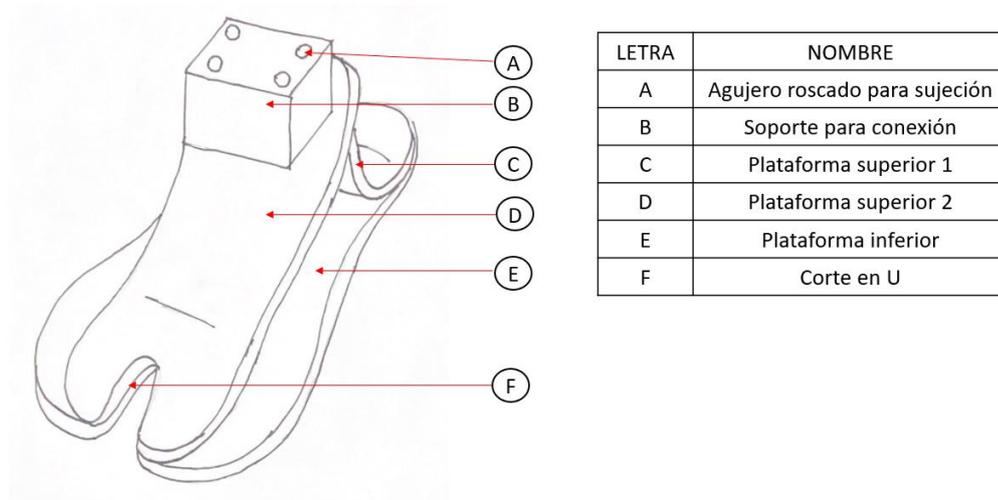


Figura 3.6. Gráfico Evaluación Técnica-Económica
Fuente: Elaboración propia.

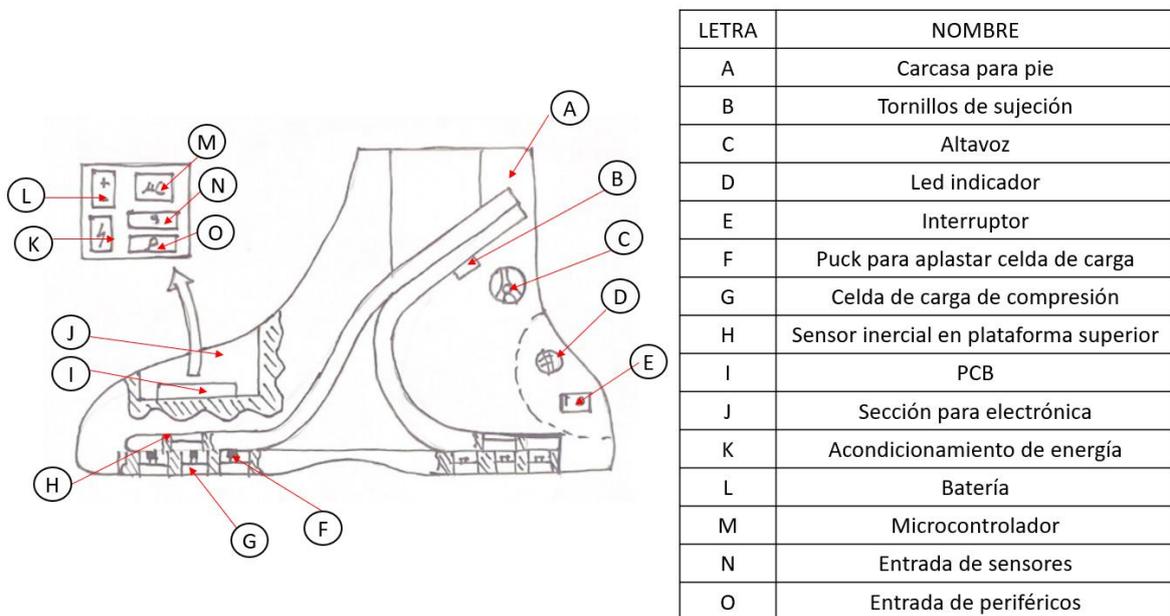
3.6.4. Concepto de solución óptimo

El presente concepto de solución (Figura 3.7) se basa en el concepto de solución 2 pues se usa la misma plataforma para el sensado. En la zona del subtalar se conservan las seis celdas de carga de compresión para los movimientos de inclinación o subir y bajar escaleras; y, en la zona del talón, se localizan 5 celdas. Con respecto al soporte de conexión, se usa una unión roscada como el concepto de solución 1; y, en las plataformas superiores, se localizan los sensores inerciales IMU. Además, con respecto a los indicadores, controlador y energía; se mantiene del concepto de solución 2 pues se considera que tiene una mejor distribución de componentes con respecto al costo de adquisición. El funcionamiento de este concepto es el mismo de los mencionados anteriormente, mientras los pucks presionan las celdas de carga de compresión, se registran las lecturas con su respectiva dirección.



LETRA	NOMBRE
A	Agujero roscado para sujeción
B	Soporte para conexión
C	Plataforma superior 1
D	Plataforma superior 2
E	Plataforma inferior
F	Corte en U

(a)



LETRA	NOMBRE
A	Carcasa para pie
B	Tornillos de sujeción
C	Altavoz
D	Led indicador
E	Interruptor
F	Puck para aplastar celda de carga
G	Celda de carga de compresión
H	Sensor inercial en plataforma superior
I	PCB
J	Sección para electrónica
K	Acondicionamiento de energía
L	Batería
M	Microcontrolador
N	Entrada de sensores
O	Entrada de periféricos

(b)

Figura 3.7. Concepto de solución óptimo, (a) Vista Isométrica, (b) Vista lateral

Fuente: Elaboración propia.

DISCUSIÓN

En relación a la propuesta de investigación se desarrolla la siguiente discusión a partir de lo expuesto en el Estado de la Tecnología y el Concepto de Solución propuesto. ¿Cómo una prótesis de pie dinámica se adapta a las superficies? Se verifica en la investigación que la mayoría de prótesis dinámicas están fabricadas de fibra de carbono; este material permite el retorno de energía al realizar la marcha y resiste mayores cargas; del mismo modo, la forma que estos tienen aporta para la adaptación; esto se aprecia en el diseño de plataformas tipo “C” o ballestas para una buena pisada; además, el tener un adaptador para ser conectado a una unión tobillo, permite la movilidad en los planos de dirección del pie. Por otro lado, también se puede plantear la siguiente pregunta: ¿los sensores de fuerza pueden estar en toda la planta y no solamente en el antepié y retropié? En el Estado de la Tecnología se aprecia que existe una curvatura en el mediopié en los modelos comerciales, investigados y patentados; esto se debe a la relación con la Aponeurosis Plantar del pie humano como también a su fisiología. Esta curvatura permite que el pie se más adaptable al momento de la marcha y que la carga se distribuya más en el antepié y retropié; por tal motivo, se considera más las medidas en esas zonas por lo que existen sensores en tales lugares. No obstante, existe presión en el mediopié que podría ser registrada, con el fin de lograr esto, se sugiere cambiar de sensores de fuerza por unos más delgados para no perder movilidad en toda la planta del pie. Finalmente, se puede discutir el porqué del diseño conceptual de un pie protésico que sense las fuerzas de contacto pie-piso; como se menciona en la problemática, el monitoreo de las fuerzas es importante para detectar desproporciones en la carga de contacto al momento de caminar y verificar el estado de la columna como cadera; además, esta visualización de fuerzas también podría ser usada para crear protocolos biomecánicos de la marcha en personas con discapacidad permanente como los pacientes con extremidad inferior amputada.

CONCLUSIONES

Se presenta las conclusiones del trabajo de investigación desarrollado.

- No se podría escoger como modelo las patas robóticas para diseñar un pie protésico que se adapta a superficies; pues las articulaciones ocupan demasiado espacio con respecto al ancho y esto afectaría las proporciones comunes de los pies actuales lo que ocasionaría que la prótesis sea considerablemente grande.
- El material y la forma de la zona estática del pie (parte en contacto con el suelo) permite la adaptabilidad de este a superficies irregulares e inclinadas, según los pies protésicos dinámicos actuales pues se puede deformar para generar los movimientos triplanos de pronación y supinación.
- La ubicación de sensores de carga debe ser en la suela del pie y, al ser un pie protésico, deben estar en la zona subtalar y del talón del pie porque es donde hay mayor distribución del peso. La zona donde no hay sensores es para dar más flexibilidad a la prótesis.
- El sensor inercial puede estar tanto en el pie como en el encaje protésico, pues el pie al no contar con actuadores, puede prescindir de este sensor.
- La detección de fuerzas de contacto en las superficies es importante para homogenizar la carga en usuarios protésicos pues se investigó que, a condiciones de largo plazo (5 años), las partes del cuerpo como la columna baja y la cadera presentan condiciones degenerativas.

BIBLIOGRAFÍA

Amazon. (s. f.). AmazonBasics Paquete de 8 baterías alcalinas de 9 voltios para uso diario: Amazon.com.mx: Salud, Belleza y Cuidado Personal. Recuperado 2 de mayo de 2020, de <https://www.amazon.com.mx/AmazonBasics-Paquete-bater%C3%ADas-alcalinas-voltios/dp/B00MH4QM1S>

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>

Bip and Bip. (2019, julio 8). Batería de litio de 48V para patinete eléctrico. Recuperado 2 de mayo de 2020, de <https://www.bipandbip.com/baterias-patinete-electrico/bateria-de-litio-de-48v-para-patinete-electrico.html>

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, 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/MyT2016_012_E.pdf

Chan, C., & Rudins, A. (1994). *Foot Biomechanics During Walking and Running* [Ebook] (69th ed., pp. 448-461). Mayo Foundation for Medical Education and Research. Recuperado 4 de abril de 2020, de [https://www.mayoclinicproceedings.org/article/S0025-6196\(12\)61642-5/pdf](https://www.mayoclinicproceedings.org/article/S0025-6196(12)61642-5/pdf)

Colombia, P. B. P. (2018, marzo 1). Nivel K Archivos. Recuperado 2 de mayo de 2020, de <http://protesica.com.co/tag/nivel-k/>

Doberti, A. (2015). DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE PIERNA PARA AMPUTADOS TRANSTIBIALES (Ingeniero Civil Mecánico). Universidad de Chile.

Domínguez Guerrero, J., Sepúlveda, R., Montiel, O., & Castillo, O. (2017). Identification of the Workspace of a Hexapod Mobile Robot Using Multobjective Optimization. *Computación y Sistemas*, 21(2), 305-314. <https://doi.org/10.13053/cys-21-2-2739>

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>

EMO. (s. f.-b). PIE ELEMENT | EMO - Especialidades Médico Ortopédicas. Recuperado 2 de mayo de 2020, de <https://www.emo.es/producto/pie-element-esp/>

EsSalud. (2015). *Petitorio Nacional de Ayudas Biomecánicas de ESSALUD*. Recuperado de http://www.essalud.gob.pe/ietsi/pdfs/tecnologias_sanitarias/Petitorio_Nacional_de_Ayudas_Biomecánicas.pdf

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>

Kishore, P., Charan, M., & Kanagaraj, S. (2017). Trends and Challenges in Lower Limb Prosthesis. In IEEE POTENTIALS (36th ed., pp. 19-23).

La O Ramos, R., & Baryolo, A. (2005). Rehabilitación del Amputado de Miembro Inferior [Ebook] (pp. 1-2). Recuperado 17 de abril de 2020, de http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-bio/manual_de_amputados.pdf

Laferrier, J., & Gailey, R. (2010). Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America [Ebook] (21st ed., pp. 87-110). Recuperado 20 de abril de 2020, de https://www.researchgate.net/publication/40044866_Advances_in_Lower-limb_Prosthetic_Technology

Leal, E. (2012). Sensores de Presión [Ebook] (p. 13). Recuperado 19 de abril de 2020, de <https://instrumentacionunefm.files.wordpress.com/2012/05/sensores-de-presion.pdf>

López, E. (2020). *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ROBOT HEXÁPODO* [Ebook] (5th ed., pp. 310-319). Somim. Recuperado 13 de mayo de 2020, de http://somim.org.mx/memorias/memorias2011/pdfs/A1/A1_107.pdf.

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-bh3rcou-blk.html>

Marnet, D. (2019, enero 15). Aponeurosis - Definición. Recuperado 24 de abril de 2020, de <https://salud.ccm.net/faq/7879-aponeurosis-definicion>

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/>

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>

Novak, A., Reid, S., Costigan, P., & Brouwer, B. (2010, octubre 29). Stair negotiation alters stability in older adults | Lower Extremity Review Magazine. Recuperado 26 de abril de 2020, de <https://lermagazine.com/article/stair-negotiation-alters-stability-in-older-adults>

Oficina Española de Patentes y Marcas. (2011). Pie protésico con capacidad regulable. España. Recuperado 19 de abril de 2020, de <https://patentimages.storage.googleapis.com/5d/06/95/7e606f033e3ea6/ES2364815T3.pdf>

Olinski, M., Gronowicz, A., Ceccarelli, M., & Cafolla, D. (2016). Human Motion Characterization Using Wireless Inertial Sensors. *New Advances in Mechanisms, Mechanical Transmissions and Robotics*, 401-408. https://doi.org/10.1007/978-3-319-45450-4_40

¿Qué es una célula de carga y cómo funciona? Tipos de celda. Es.omega.com. (2020). Recuperado 19 de abril de 2020, de <https://es.omega.com/prodinfo/celulas-de-carga.html>

Organización Mundial de la Salud. (2017). *Normas de Ortoprotésica* (92). Recuperado de <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/259508/9789243512488-part1-spa.pdf;jsessionid=AC2B2D6DF75823E8D971B8E20C97FB37?sequence=1>

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/>

Ottobock. (2014). Pie protésico C-Walk 1C40. Recuperado 2 de mayo de 2020, de <https://www.ottobock.es/protesica/miembro-inferior/pies-protesicos/c-walk-1c40/>

Ricardo Rodríguez, el impulsador de la tecnología inclusiva | El Comercio Perú. El Comercio. (2020). Recuperado 17 de abril de 2020, de <https://elcomercio.pe/especial/perusostenible/personas/pixed-tecnologia-que-ayuda-personas-discapacidad-noticia-1994312>

Robert Gailey, PhD R., Allen, K., Castles, J., Kucharik, J., & Roeder, M. (2008). Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis

use. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 45(1), 16-17. Recuperado de <https://www.rehab.research.va.gov/jour/08/45/1/pdf/Gailey.pdf>

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

RobotShop. (s. f.). CLF-1000. Recuperado 8 de mayo de 2020, de <https://www.robotshop.com/us/es/catalogsearch/result/?q=ROBOT+HEXAPODO&order=relevance&dir=desc>

Root, C. (s. f.). Pronación y Supinación. Recuperado 4 de mayo de 2020, de <https://previa.uclm.es/profesorado/xaguado/ASIGNATURAS/BMD/4-Apuntes/PRONACIONYSUPINACION.pdf>

Samper, N., & Llanos. (2013). Movimiento del pie en los tres planos [Image]. Recuperado 17 de abril de 2020, de http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0798-40652013000400015

Sinitski, E. H., Hansen, A. H., & Wilken, J. M. (2012). Biomechanics of the ankle-foot system during stair ambulation: Implications for design of advanced ankle-foot prostheses. *Journal of Biomechanics*, 45(3), 588-594. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.11.007>

Uchiyama, E., Kitaoka, H., Kotajarvi, B., & Kaufman, K. (2001). 0808. Rochester, Estados Unidos: ANALYSIS OF RAMP AND SIDE SLOPE WALKING

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, S., Goonetilleke, R. S., Witana, C. P., & Lee Au, E. Y. (2008). Modelling foot height and foot shape-related dimensions. *Ergonomics*, 51(8), 1272-1289.

<https://doi.org/10.1080/00140130801996147>

