

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
ESCUELA DE POSGRADO



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

DISEÑO MECÁNICO DE UNA PRÓTESIS ACTIVA
TRANSFEMORAL

ANEXOS

Tesis para optar el grado de Magister en Ingeniería Mecatrónica

Presentado por:

SAMUEL MEDINA BARRENECHEA

Asesor:

Ph.D. Elizabeth Roxana Villota Cerna

Jurado:

Ph.D. Dante Ángel Elías Giordano

M.Sc. Ericka Patricia Madrid Ruiz

Lima – Perú

2017



ÍNDICE DE ANEXOS

Anexos	Título	Pág.
1	Prótesis activas transtibiales y transfemorales	1
2	Encaje femoral	26
3	Lista de exigencias	31
4	Estructura de funciones	33
5	Matriz morfológica de la prótesis	34
6	Conceptos de solución de la prótesis	36
7	Funciones de transferencia	43



Anexo 1

PRÓTESIS ACTIVAS TRANSTIBIALES Y TRANSFEMORALES

En el presente anexo se hace una explicación de diferentes diseños de prótesis. Se resalta de ellos los siguientes puntos: característica de la prótesis, descripción del funcionamiento, actuadores empleados, sensores empleados, fuente de energía, material del cual está hecho la prótesis, masa de la prótesis, masa del usuario y ángulos de las articulaciones.

1.1. Prótesis de tobillo "PANTOE 1"

Proyecto: PANTOE 1

Características: El diseño posee dos grados de libertad. Tiene una articulación metatarsofalángica, lo cual hace que disminuya el torque del tobillo, y así el consumo de energía, ver figura 1.1. Durante la fase de balanceo, la posición de giro de ambas articulaciones se regula sin necesidad de una fuerza externa. Por lo tanto el control en esta fase se reduce solo a la posición [ZHU *et al.*, 2010],[ZHU *et al.*, 2014].

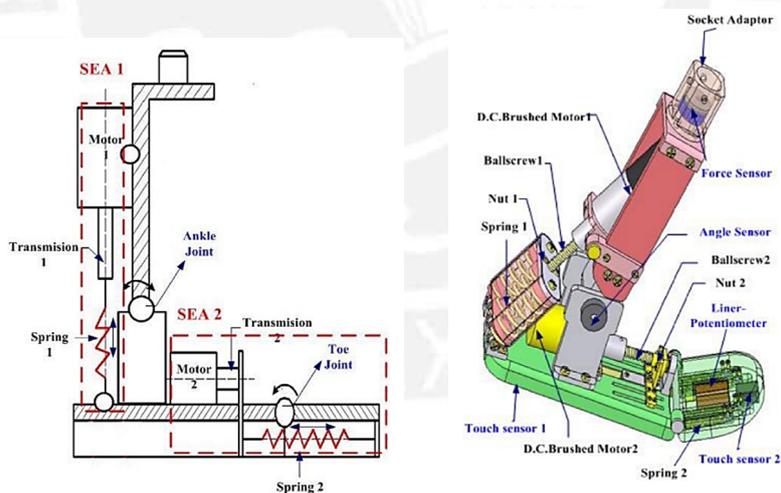


Figura 1.1. Prótesis accionada por motor dc y con articulación del dedo principal [ZHU *et al.*, 2010].

Descripción: La activación de las articulaciones del tobillo y metatarso falángicas se lleva a cabo por medio de actuadores elásticos en serie (SEA), compuestos por motores DC, tornillo de bolas y resortes. La energía es suministrada por una batería recargable de litio [ZHU *et al.*, 2010],[ZHU *et al.*, 2014].

Actuadores:

- Articulación del tobillo: series-elastic actuators (SEA), que proveen torque y tolerancia al choque. Se comprende de tres resortes de 500 N/cm, una transmisión por tornillo de bolas de 4mm de paso y un motor dc de 83W FAULHABER con encoder de ángulo.
- Articulación metatarso falángica: series-elastic actuators (SEA), que proveen torque y tolerancia al choque. Se comprende de cuatro resortes de 200N/cm, una transmisión por tornillo de bolas y un motor dc de 30W con un encoder de ángulo.

Sensores:

- Uno sensor de fuerza en el adaptador del socket.
- Un sensor de ángulo en la articulación del tobillo.
- Dos sensores de tacto: uno en el talón y uno en la zona falángica.
- Un potenciómetro lineal en la zona falángica para medir el ángulo y el torque de la articulación.

Fuente de energía: batería de litio.

Material de la prótesis: aleación de aluminio

Masa de la prótesis: 1,47 kg sin incluir la batería y el socket.

Masa del usuario: No se especifica.

Ángulos de las articulaciones: 45° del tobillo y 90° metatarso falángica.

1.2. Prótesis de tobillo multi-axial con dos grados de libertad energizados

Proyecto: Sin nombre

Características: El diseño posee dos grados de libertad. Permite el movimiento del tobillo en plano frontal para mejorar la caminata al momento de girar y cambiar de dirección [FICANHA & RASTGAAR, 2014],[FICANHA *et al.*, 2014].

Descripción: Emplea dos motores DC (A) y dos cajas reductoras planetarias (B) operadas por los controladores de motor (C) conectados a dos encoders de cuadratura (D). Dos tambores de cable (E) transfieren el torque requerido al tobillo a través de una cuerda de absorción de choque de nylon (F). Una junta universal (G) conecta el pilón al pie y a un plato de fibra de carbono. Ambos actuadores aplican el torque al pie usando el mecanismo de dirección de cable por poleas. El cable está unido a un plato de fibra

de carbono por medio de una polea (K), el cual está unido a una prótesis de pie comercial, ver figura 1.2, [FICANHA & RASTGAAR, 2014],[FICANHA *et al.*, 2014].

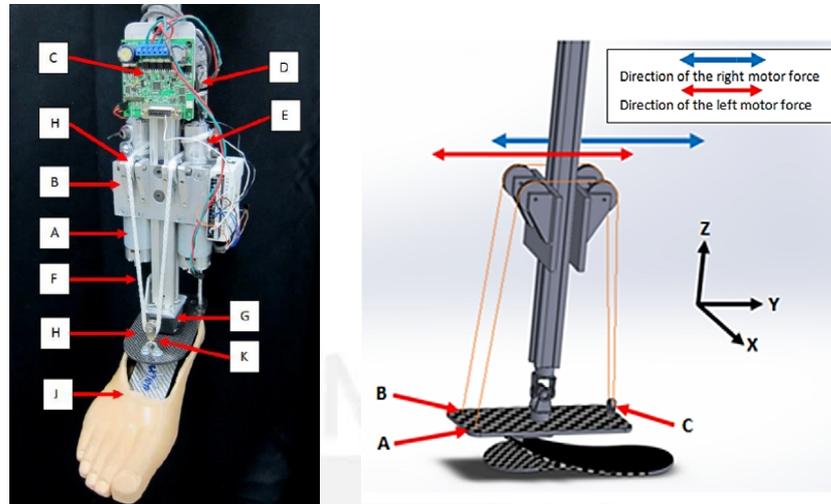


Figura 1.2. Prótesis de tobillo con capacidad de dorsiflexión, flexión plantar, inversión y eversión. [FICANHA & RASTGAAR, 2014]

Actuadores:

- Dos motores dc (A), 0.25 N.m a 9200 rpm produce 240 watts cada uno, dando un total de 480 watts.
- Dos cajas reductoras planetarias (B) con una relación de transmisión de 104:1. Se produce una fuerza de 2 kN a 1,17 m/s.
- Los controladores de motor (C) operan las cajas reductoras planetarias.

Sensores:

- Dos encoders de cuadratura. Uno en cada motor.
- Galgas extensiométricas en la prótesis de pie.
- Dos encoders de rotación para la articulación del tobillo.

Fuente de energía: Dos baterías LiPo de 11.1 v conectadas en serie con una densidad de energía estimada de 572 kNm/kg, que equivale a 5800 pasos para un usuario de 90 kg.

Material de la prótesis: no se especifica.

Masa de la prótesis: 3 kg sin contar la masa de las baterías y el encaje femoral.

Masa del usuario: 90 kg.

Ángulos de las articulaciones: Para una marcha lenta se tiene los valores máximos de -6.9° de eversión y 1.4° de inversión. Para una marcha rápida los valores máximos son de 8.9° de eversión y 2.7° de inversión.

1.3. Prótesis de tobillo energizada desarrollada por el MIT

Proyecto: Sin nombre

Características: Diseño de prótesis energizada de un grado de libertad. Posee resortes lineales con poleas para torsión para lograr el giro del tobillo, como se muestra en la figura 1.3. Para evitar la obstaculización del movimiento del pie durante la fase oscilante, un resorte en paralelo es empleado para proveer compensador rígido rotacional [AU *et al.*, 2007],[AU *et al.*, 2008].

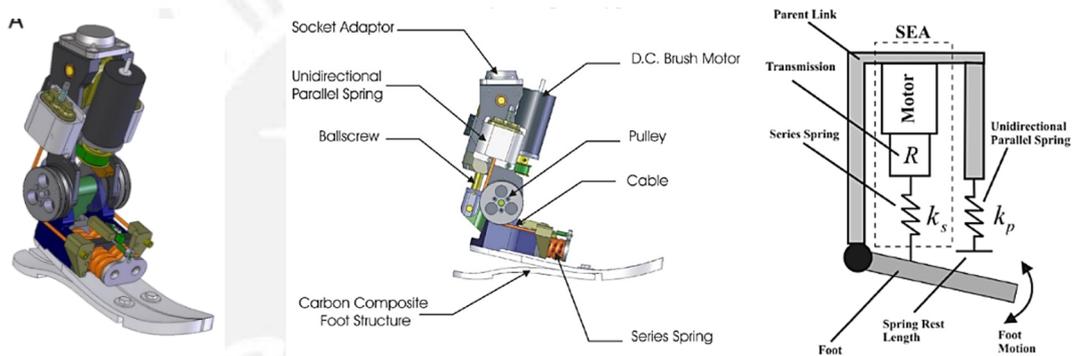


Figura 1.3. Prótesis tobillo- pie desarrollada por el MIT [AU *et al.*, 2007].

Descripción: Se compone de cinco elementos: motor dc, transmisión, resortes en serie, un resorte paralelo unidireccional y una prótesis para pie de hoja de carbono compuesto. Emplea un potenciómetro lineal para medir la deformación de los resortes en serie. Posee resortes lineales con poleas para torsión. La rigidez del resorte es K_{CD} para ángulo positivo de tobillo, al considerar que los resortes en serie y paralelo trabajan a la vez, y K_{CP} para el ángulo negativo, al considerar que solo el resorte en serie trabaja (ver figura 1.3). El torque adicional ΔT es usado para modelar el torque adicional por el actuador durante la fase en la flexión plantar, ver figura 1.4, [AU *et al.*, 2007],[AU *et al.*, 2008].

Posee una prótesis de pie, que consta de una hoja de fibra de carbono y sirve para simular la elasticidad dada por la planta del pie absorbiendo el choque durante la pisada.

Sensores:

- Potenciómetro lineal de 5 k Ω para medir la deformación de los resortes y así obtener la fuerza aplicada.
- Un encoder de 500 líneas de cuadratura.
- Transductores capacitivos de fuerza: se emplean seis en la planta del pie. Dos en la parte metatarsiana y cuatro repartidas en la planta del pie.

Actuadores:

- Actuador de fuerza controlable llamado Series-Elastic Actuator (SEA). Motor dc MAXON MOTOR® RE-40 de 150 W con una relación de transmisión de 133.
- Dos resortes en serie.
- Resorte paralelo de 77 kN/m
- Resortes en serie de rigidez total de 1200kN/m.

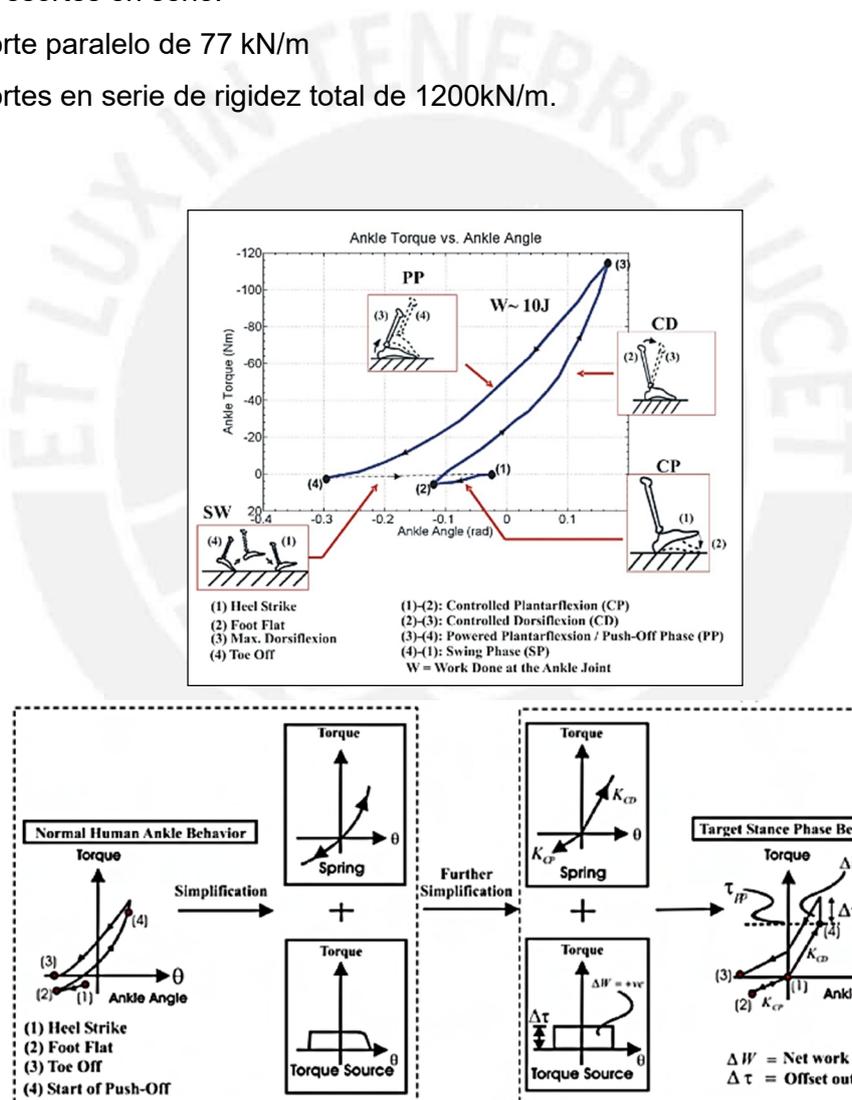


Figura 1.4. Idealización del comportamiento del tobillo en la fase estacionaria [AU *et al.*, 2007].

Fuente de energía: Batería de polímero de litio 48v, 4000mAh.

Material de la prótesis: aluminio.

Masa de la prótesis: 2,5 kg.

Masa del usuario: 71- 86 kg.

Ángulos de las articulaciones: dorsiflexión máxima de 15° y flexión plantar máxima de 25°

1.4. Prótesis de tobillo “AMP-FOOT 2.0”

Proyecto: AMP-FOOT 2.0

Características: El diseño posee dos grados de libertad y la articulación metatarso falángica es pasiva, ver figura 1.5. El propósito de este diseño es recuperar la mayor cantidad de energía posible de la marcha e implementar un actuador eléctrico con un consumo de energía mínimo [CHERELLE *et al.*, 2012],[CHERELLE *et al.*, 2014].

Descripción: Consiste en tres elementos pivotados sobre un mismo eje, eje A: pierna, pie y el brazo de palanca. Emplea un resorte (PF), ver figura 6, para acumular energía de la dorsiflexión de la fase estacionaria mientras el actuador introduce energía en el otro resorte (PO). Usando un sistema de bloqueo la energía acumulada en el resorte PO, antes del despegue del talón, es guardada en el sistema y liberada en el despegue del dedo principal. De esta manera, es posible reducir la energía del actuador y su tamaño, y logra inducir el torque necesario para la propulsión en la marcha [CHERELLE *et al.*, 2012].

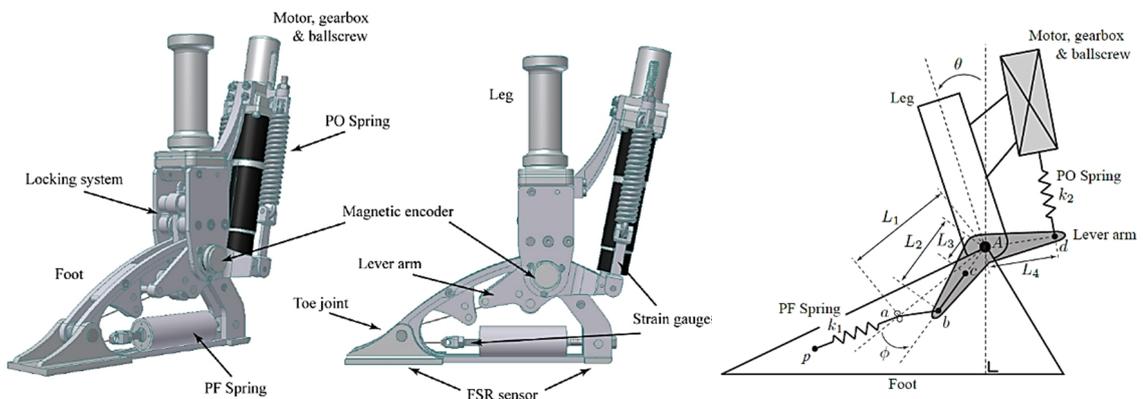


Figura 1.5. Partes de la prótesis AMP-FOOT 2.0 [CHERELLE *et al.*, 2012].

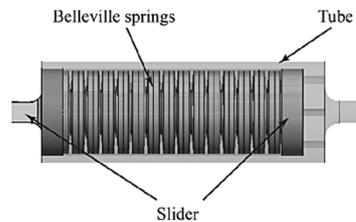


Figura 1.6. Resorte (PF) de 300 N/mm tipo Belleville de 29 discos [CHERELLE *et al.*, 2012].

Actuadores:

- Resortes: resorte (PO) de 60 N/mm y resorte (PF) de 300 N/mm tipo Belleville de 29 discos.
- Motor dc: MAXON MOTOR® RE-30 de 60 W. Torque nominal: 51,7 mN.m y torque pico: 150 mN.m.
- Caja reductora: MAXON MOTOR® GP32BZ , relación de transmisión $i= 5,8:1$
- Tornillo de bolas: MAXON MOTOR® GP32S $\varnothing 10 \times 2$

Sensores:

- Encoder magnético en la articulación del tobillo.
- Sensor de fuerza resistivo en el talón y en el extremo delantero del pie.
- Medidor de tensión en la conexión de los resortes OP.

Fuente de energía: Bateria LiPo. De 14,8 v (4 celdas). 5000 mAh. Capacidad de descarga de 250 A (continuo) y 500 A (discreto). Características físicas: 556g y 155x47x29 mm.

Masa de la prótesis: 2,5 kg

Masa del usuario: 75 kg

Ángulos de las articulaciones: No se especifica.

1.5. Prótesis de tobillo no antropomórfico

Proyecto: Sin nombre

Características: El diseño del tobillo posee un grado de libertad y permite reducir el momento generado en el encaje femoral al entrar en contacto con el muñón. Ello conlleva a disminuir la incomodidad del usuario y no generar una marcha anormal. El mecanismo permite desplazar el centro de giro del tobillo [LAPRE & SUP, 2013].

Descripción: La articulación del tobillo posee un mecanismo de cuatro barras, como se muestra en la figura 1.7, en la que las barras L1 y L3 pertenecen a la ante pierna y al talón respectivamente. Las longitudes L2 y L4 son iguales y las otras dos longitudes son las variables. La variación del centro de giro se logra con cambio de la distancia entre las articulaciones de la barra L1-L2 y L3-L4 [LAPRE & SUP, 2013].

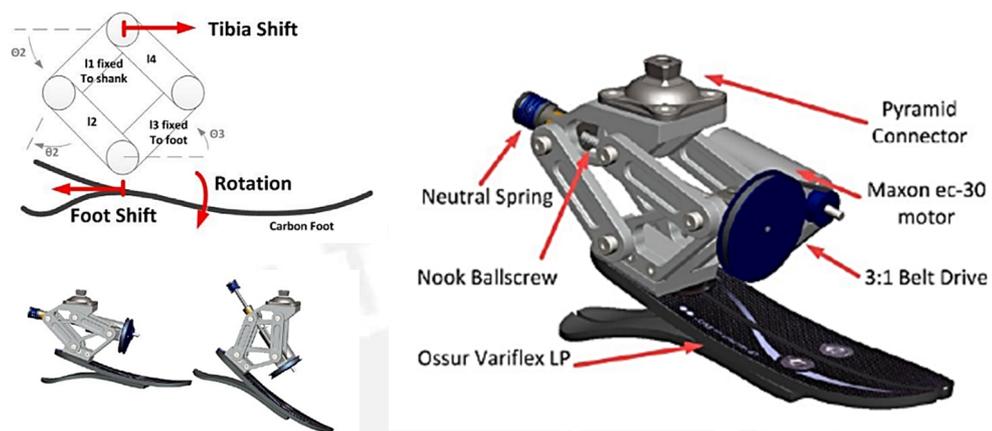


Figura 1.7. Tobillo no antropomórfico[LAPRE & SUP, 2013].

Sensores:

- Un encoder de cuadratura en la parte posterior del motor.
- Un IMU y un giroscopio para monitorear el eje de intersección entre el plano frontal y transversal y saber la orientación de la tibia y determinar la fase de la marcha.
- Galgas extensiométricas debajo de la unión con el encaje femoral, para indicar el contacto con el suelo al momento del golpe del talón.

Actuadores:

- Motor dc MAXON MOTOR® EC-30 de 200 W de cuatro polos. El motor está unido a un tornillo de bolas por medio de poleas con relación de transmisión de 3:1. La velocidad lineal del tornillo de bolas es de 7 cm/s.
- Posee un resorte neutral de equilibrio al final del tornillo de bolas para soportar la carga en la fase estacionaria.

Material de la prótesis: aluminio 7050

Masa del usuario: 70 kg

Ángulos de las articulaciones: entre 5° y 15°.

*No se tiene información de los siguientes puntos: fuente de energía y masa de la prótesis.

1.6. Prótesis de tobillo con dos grados de libertad

Proyecto: SPARKy 3

Características: Este diseño de tobillo posee dos grados de libertad y está hecho para soldados amputados que continúan en servicio activo pueda llevar a cabo movimientos demandantes y atléticos. El diseño permite girar el tobillo en el plano sagital y coronal, ver figura 1.8. Esto lo realiza gracias a dos motores, los cuales van unidos cada uno a un husillo de rodillos y a un resorte. En la parte inferior de la prótesis se localiza un pie de fibra de carbono [BELLMAN *et al.*, 2008].

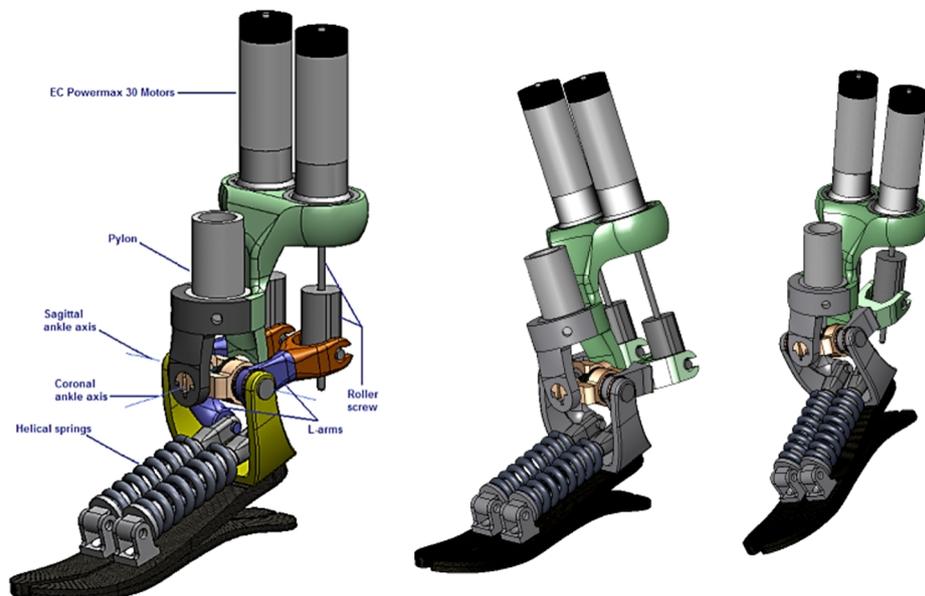


Figura 1.8. Prótesis de tobillo SPARKy 3 [BELLMAN *et al.*, 2008].

Descripción: Posee una unión tipo cardán en el tobillo. Cada motor está sujeto a la armadura por uniones esféricas. El extremo de cada motor está sujeto a unos husillos de rodillos y estos a unos brazos articulados. Cada brazo está pivotado en la unión tipo cardán y el otro extremo del brazo está unido a un resorte. La relación en el brazo entre los extremos es de 1.5:1. En cada pisada se consume 16 J [BELLMAN *et al.*, 2008].

Actuadores:

Motor dc MAXON MOTOR® EC Powermax 30 de 200 W. Para periodos breves ambos motores dan una potencia total de 1000 W.

Masa de la prótesis: 2,1 kg

*No se tiene información de los siguientes puntos: sensores, fuente de energía, material de la prótesis, masa del usuario y ángulos de las articulaciones.

1.7. Prótesis de tobillo multiaxial con un grado de libertad energizado

Proyecto: Sin nombre

Característica: El diseño permite al usuario tener dos grados de libertad, en el plano sagital y en el plano coronal. Los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar son realizados a través de un mecanismo que es energizado por un motor dc. Los movimientos de inversión y eversión son movimientos no energizados por un actuador [MASUM *et al.*, 2014].

Descripción: Para los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar posee en el tobillo una articulación de esfera. El motor transmite movimiento a un tren de engranajes y este a una sección de engranaje, el cual está pivotado en el tobillo, ver figura 1.9, [MASUM *et al.*, 2014].

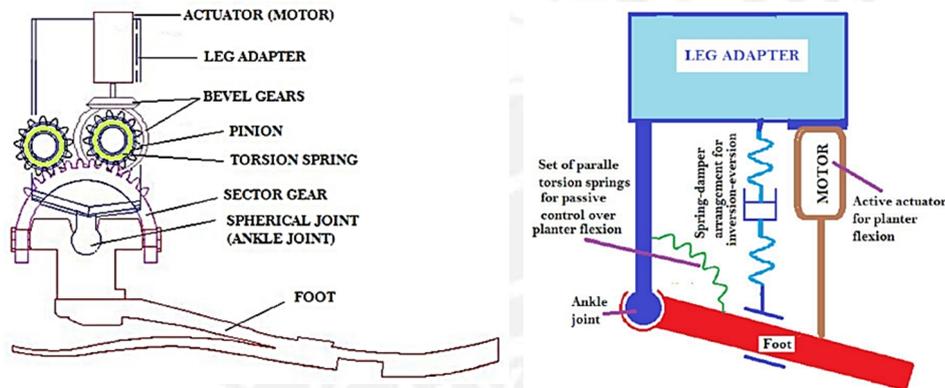


Figura 1.9. Esquemas de la parte energizada de la prótesis [MASUM *et al.*, 2014].

Para los movimientos de inversión y eversión, se tiene a cada lado un arreglo de resortes y amortiguadores, ver figura 1.10.

Ángulos de las articulaciones: 7° de flexión plantar y 16° de dorsiflexión. 30° de inversión y 15° de eversión.

*No se tiene información de los siguientes puntos: sensores, actuadores, fuente de energía, material, masa de la prótesis, masa de la persona.

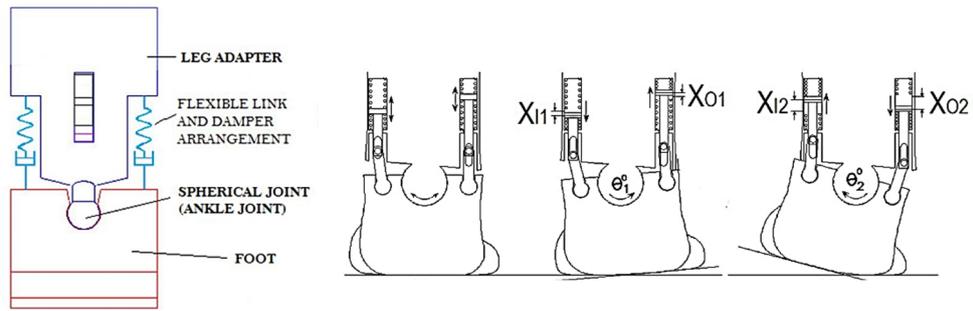


Figura 1.10. Control pasivo de movimientos de eversión e inversión [MASUM *et al.*, 2014].

1.8. Prótesis de tobillo con actuador MACCEPA

Proyecto: CYBERLEGS Alpha-Prototype

Característica: El diseño posee un grado de libertad en el tobillo. Emplea el diseño del actuador MACCEPA como base para conseguir el movimiento. Posee dos motores dc y la transmisión de potencia se realiza por distintas disposiciones de engranajes [FLYNN *et al.*, 2015]¹. Las partes de la prótesis se describen en la figura 1.11.

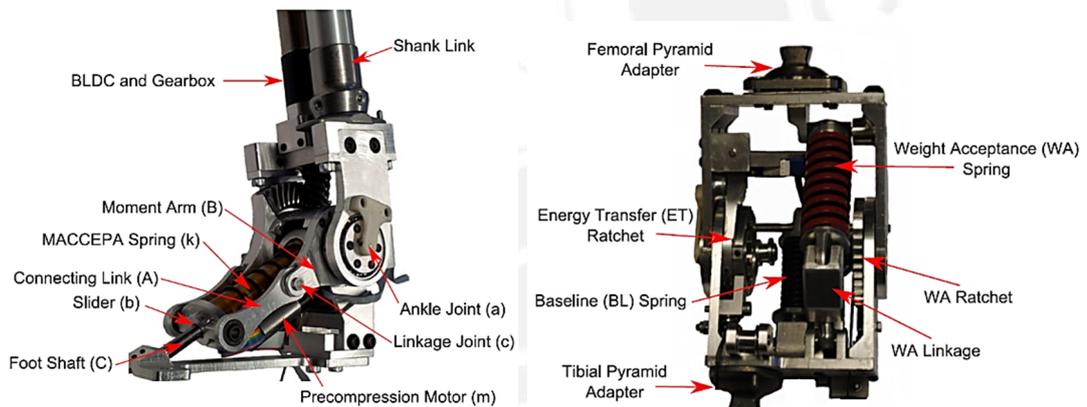


Figura 1.11. Prótesis de tobillo CYBERLEGS prototipo alfa [FLYNN *et al.*, 2015]¹.

Descripción: El mecanismo empleado es el que pertenece al actuador MACCEPA, el cual utiliza dos motores. Un motor, denominado el motor principal, provee de giro a la articulación y otro motor con la función de pretensado, que regula la longitud de un resorte. El motor principal entrega la potencia a un par de engranajes hipoides para conseguir una relación de transmisión de 10:1. Seguidamente, un sistema de ejes planetarios consigue que la velocidad tenga una relación de 86:1. El motor para el pretensado posee una caja de engranajes reduce la velocidad a una relación de 1621:1. Luego de ello la velocidad es más reducida a una relación final de 1,2:1 [FLYNN *et al.*, 2015]¹. El esquema del mecanismo del actuador se aprecia en la figura 1.12.

unido a un dispositivo que se sujeta a una polea dentada y por medio de una faja se transmite la potencia a la articulación de la rodilla, ver figura 1.14.

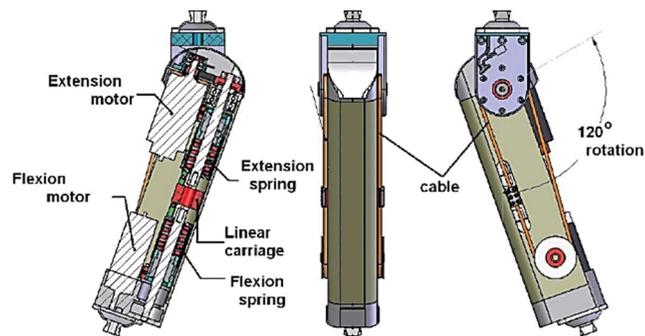


Figura 1.13. Prótesis de rodilla "AAAKP" [MARTINEZ-VILLALPANDO *et al.*, 2011].

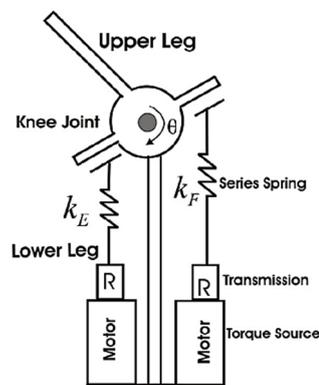


Figura 1.14. Esquema de elementos de prótesis de rodilla "AAAKP" [MARTINEZ-VILLALPANDO *et al.*, 2011].

Sensores:

- Un encoder digital (medición lineal) para el ángulo del tobillo.
- Dos encoders digitales (rotacionales) para el desplazamiento de los motores.
- Sensor radiométrico lineal de efecto hall para medir la compresión de cada resorte.
- Una plantilla de resistencia sensible a la fuerza de contacto para medición en el talón y en la zona falángica.
- Unidad de medición de inercia IMU para medir la aceleración del miembro.

Actuadores: Posee dos actuadores tipo SEA.

- Dos motores dc. El motor para extensión de la articulación es MAXON MOTOR® RE40 y el motor para flexión de la articulación es MAXON MOTOR® RE30.
- Tornillo de bolas que están unidos directamente a los motores.
- Resorte para flexión: $F k = 104.5 \text{ N.m/rad}$.

- Resorte para extensión: $E k = 146.0 \text{ N.m/rad}$.

Fuente de energía: Batería de polímetro de litio de 6 celdas (22.2v nominal).

Material de la prótesis: aluminio.

Masa de la prótesis: 3,6 kg.

Masa de la persona: 81 kg.

Ángulos de las articulaciones: ángulo de flexión 120° .

1.10. Prótesis de rodilla policéntrica

Proyecto: Sin nombre

Característica: El diseño ofrece una rodilla policéntrica con la finalidad de reducir el costo metabólico al caminar, ver figura 1.15, [POLIAKOV *et al.*, 2013].

Descripción: La articulación de la rodilla consta de un mecanismo de cuatro barras denominada rodilla policéntrica. Las dimensiones de las barras varían de acuerdo a la naturaleza propia del usuario.

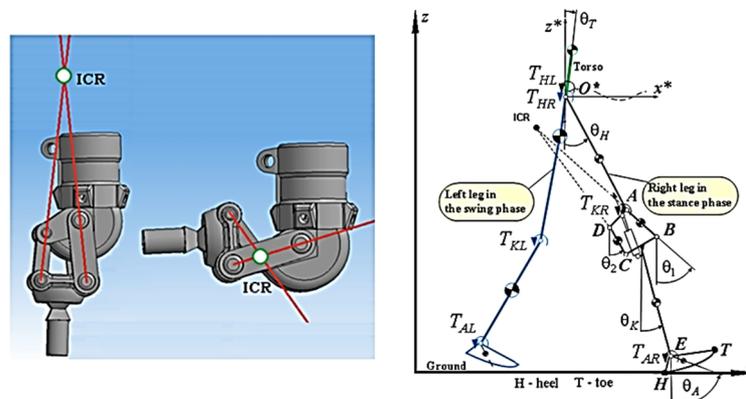


Figura 1.15. Prótesis de rodilla policéntrica [POLIAKOV *et al.*, 2013].

Sensores:

- Giroscopios digitales ITG3205 para medición de la velocidad angular de los acoplamientos rotatorios.
- Un acelerómetro digital ADXL345 para medición de la aceleración lineal del centro de masa de los acoplamientos.
- Un encoder digital de rotación en la articulación de la rodilla y del pie.
- Sensores de presión en la articulación de la rodilla y del pie.

- Magnetómetro digital junto a los acelerómetros y giroscopios.

Actuadores:

- Motor dc.

*No se tiene información de los siguientes puntos: fuente de energía, material, masa de la prótesis, masa de la persona y ángulos de las articulaciones.

1.11. Prótesis de rodilla y tobillo para subir pendientes

Proyecto: Sin nombre

Características: Diseño de prótesis de rodilla y tobillo tiene la capacidad de poder subir pendientes de 5° y 10°, ver figura 1.17. Puede generar 75Nm y 150W en la junta de la rodilla y 130 Nm y 250W en la flexión plantar, ver figura 16. Posee un sistema embebido localizado al lado de la pantorrilla (1306) [SUP *et al.*, 2011],[GOLDFARB *et al.*, 2014].

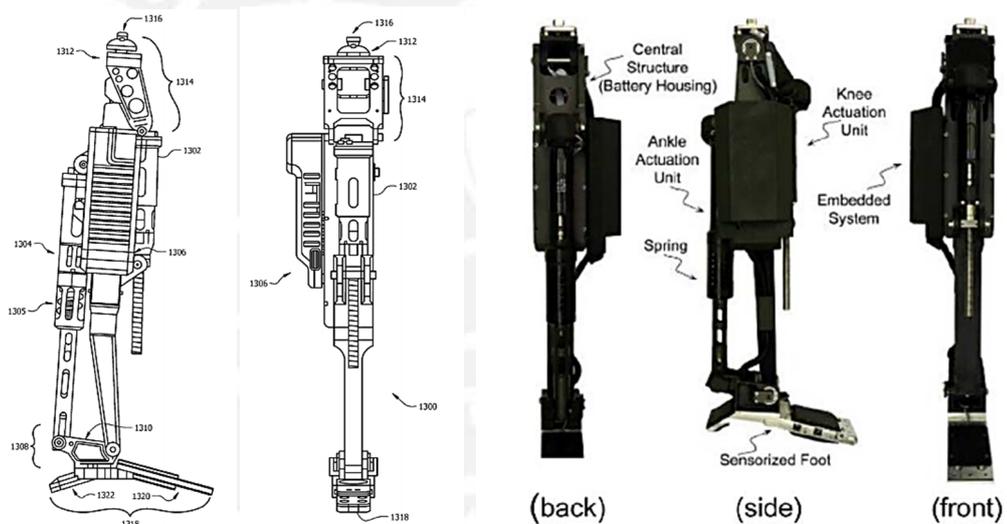


Figura 1.16. Prótesis de rodilla y tobillo para subir pendientes [SUP *et al.*, 2011], [GOLDFARB *et al.*, 2014].

Descripción: Posee dos actuadores SEA, uno para el tobillo y otro para la rodilla. El acelerómetro localizado en la pantorrilla indica la inclinación de la prótesis para poder definir la pendiente y así cambiar el control al deseado, como se muestra en la figura 1.16.

Sensores:

- Un acelerómetro analógico ADXL330.

- Dos sensores de carga, en el talón y en la zona metatarsiana.
- Un sensor de corriente de efecto Hall ACS712.
- Dos potenciómetros de precisión ALPS RDC503013. Uno para cada articulación.

Actuadores: Posee dos actuadores tipo SEA.

- Dos motores dc. El motor para extensión de la articulación es MAXON MOTOR® EC30.
- Tornillo de bolas que están unidos directamente a los motores de 12 mm de diámetro y 2 mm de paso.
- Tres resortes con rigidez de 38,5 kN/m.

Fuente de energía: Batería de polímero de litio de 29.6 v, 3.9 A h y 700 g.

Material de la prótesis: aluminio 7075

Masa de la prótesis: 4,8 kg

Masa de la persona: 70 kg

Ángulos de las articulaciones: ángulo de flexión en la rodilla de 120°, ángulo de flexión plantar de 45° y un ángulo de dorsiflexión de 20°.

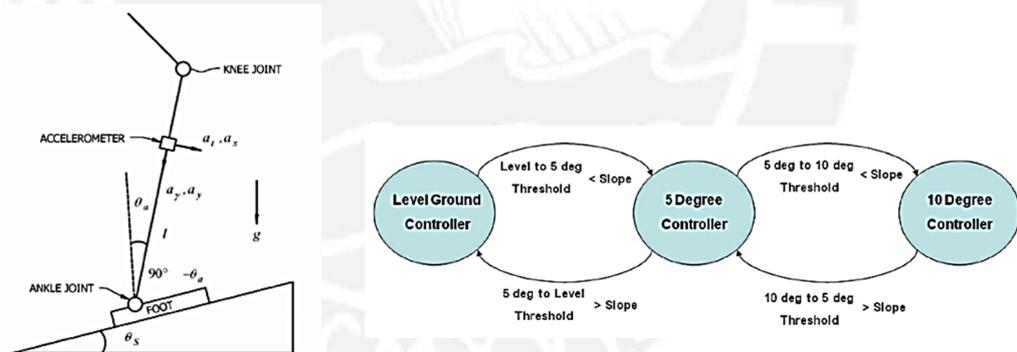


Figura 1.17. Sistema de detección de pendiente [SUP *et al.*, 2011],[GOLDFARB *et al.*, 2014].

1.12. Prótesis hidráulica semi activa de rodilla-tobillo

Proyecto: Sin nombre

Característica: El diseño emplea dos actuadores hidráulicos y una sola bomba. El diseño tiene dos ventajas: la primera es que la rodilla y el tobillo nunca producen energía positiva por mucho tiempo simultáneamente durante el ascenso de escaleras, y la segunda es que el tobillo produce más energía positiva que la rodilla durante la marcha. La arquitectura del sistema contiene cinco elementos principales: Unidad de transmisión

hidráulica, un actuador en el tobillo, un actuador en el tobillo, prótesis de pie de fibra de carbono y una articulación de postura controlada. La articulación de postura controlada se bloquea bajo carga y pivotea libremente durante la fase de balanceo [PILLAI *et al.*, 2011]. Un detalle de ella se muestra en la figura 1.18.

Descripción: El actuador del tobillo es conectado al pie protésico por medio de una cuerda de alambre. El actuador, al jalar la cuerda de alambre, flexiona al pie y almacena energía para propulsar al usuario.

El circuito hidráulico posee una válvula de cuatro estados. Los estados más importantes son los siguientes: Energizar solo el tobillo (para la fase de despegue del talón), energizar solo la rodilla (para subir escaleras y para la parte final de la fase de balanceo). Posee dos sensores de presión, uno para cada actuador, ver figura 1.19.

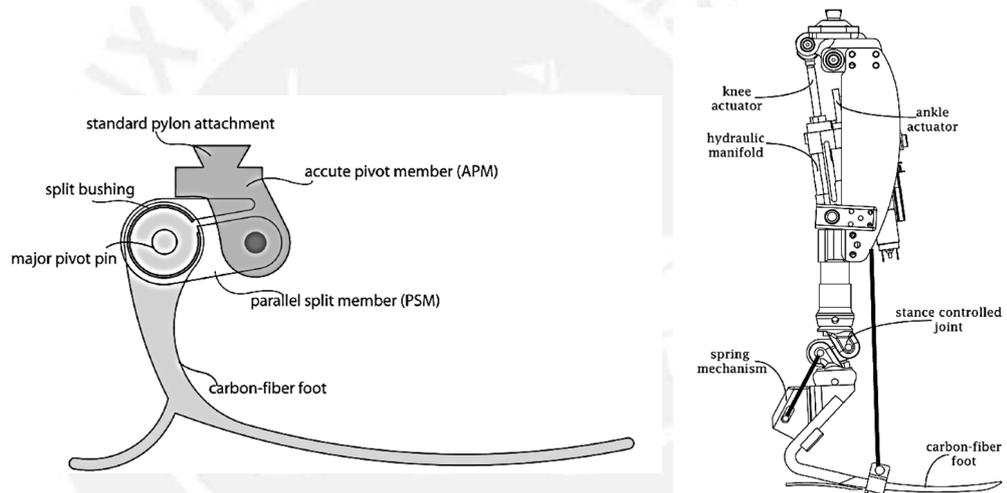


Figura 1.18. Prótesis hidráulica semi activa de rodilla-tobillo [PILLAI *et al.*, 2011].

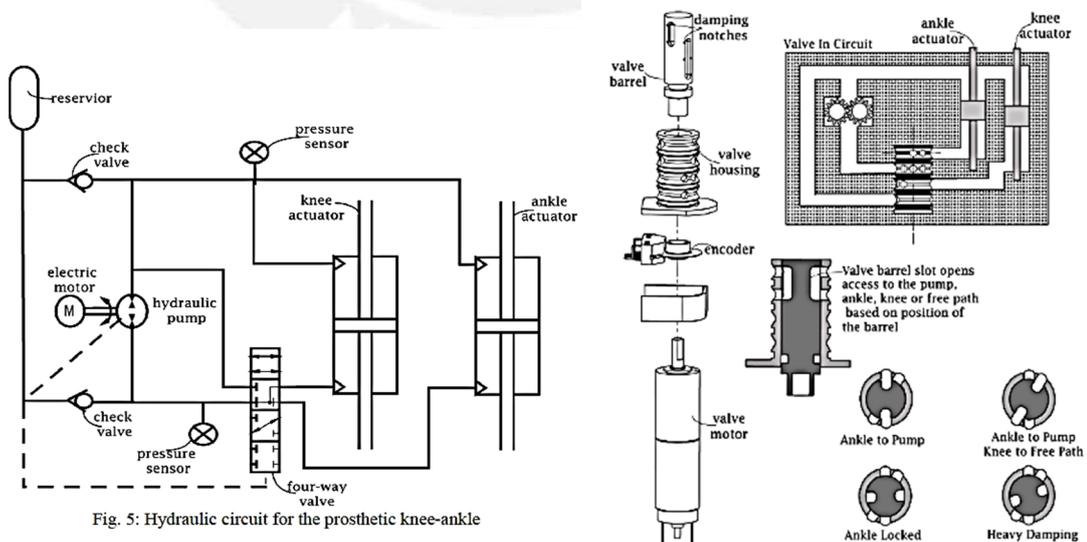


Fig. 5: Hydraulic circuit for the prosthetic knee-ankle

Figura 1.19. Circuito hidráulico de Prótesis semi activa de rodilla-tobillo [PILLAI *et al.*, 2011].

Sensores:

- Dos sensores de presión.
- Un encoder para el barril de la válvula.
- Un encoder magnético para medir el ángulo relativo de la rodilla.
- Un acelerómetro en la pantorrilla.
- Un giroscopio en la pantorrilla.
- Un transductor de fuerza encima de la junta del tobillo para medir momentos en el plano sagital y fuerzas axiales a lo largo de la pantorrilla.

Actuadores:

- Motor dc MAXON MOTOR® EC-powermax 30, 48v.
- Dos cilindros hidráulicos.
- La función del resorte del tobillo lo realiza el pie protésico.

Masa de la persona: 100 kg

Ángulos de las articulaciones: ángulo de dorsiflexión de 15°.

*No se tiene información de los siguientes puntos: fuente de energía, material de la prótesis y masa de la prótesis.

1.13. Prótesis de rodilla con almacenamiento de energía y regeneración por medio de un supercapacitor

Proyecto: Sin nombre

Característica: Prótesis electromecánica de rodilla con almacenamiento de energía y regeneración. Posee un motor-generator que proporciona torque activo o pasivo a la rodilla. Emplea como actuador un motor con tornillo de bolas (MBSN) para lograr la flexión de la articulación, como se ve en la figura 1.20 en lugar de la longitud “b-link” [RARICK *et al.*, 2014].

Descripción: El movimiento rotacional es convertido a lineal por medio de tornillo de bolas. El sistema de control regula el intercambio de energía entre el motor-generator y el supercapacitor. Se emplea supercapacitores porque ellos almacenan poca cantidad de energía en tiempos muy pequeños. Tienen poca densidad de energía pero bastante densidad de potencia, ver figura 1.21.

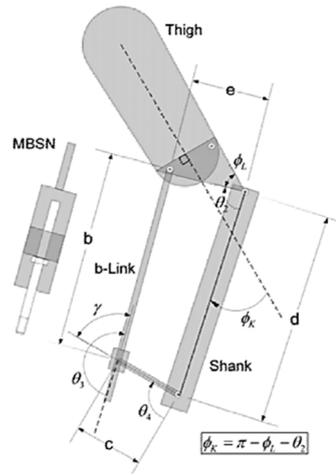


Figura 1.20. Prótesis de rodilla con almacenamiento de energía y regeneración por medio de un supercapacitor [RARICK *et al.*, 2014].

El transformador dc ideal es un puente H que posee cuatro modos: motorizar más/menos y generar más/menos, donde más/menos indica el sentido de giro del motor, ver figura 1.21.

Actuadores:

- Motor MAXON MOTOR®.
- Puente H con MOSFETS.
- Resorte de torsión.

Fuente de energía: Se emplea un supercapacitor de 409 F.

*No se tiene información de los siguientes puntos: sensores, material de la prótesis, masa de la prótesis, masa del usuario y ángulos de las articulaciones.

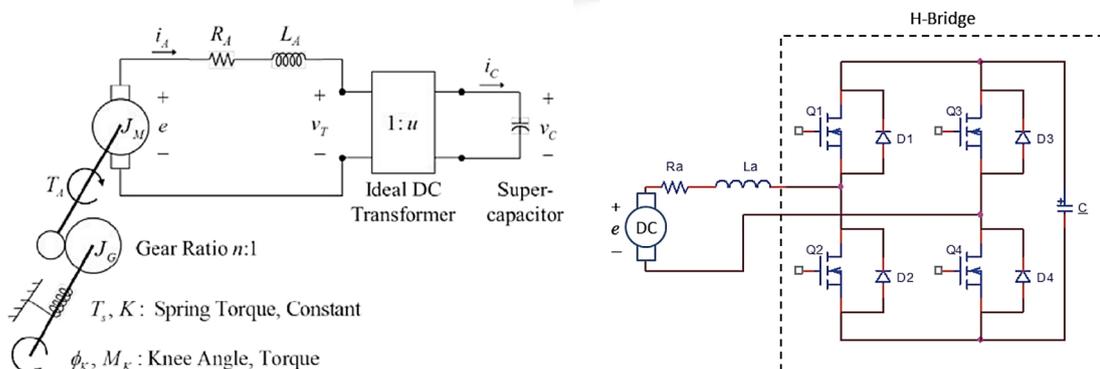


Figura 1.21. Esquema del sistema electromecánico y esquema del transformador DC ideal expresado como puente H [RARICK *et al.*, 2014].

1.14. Prótesis de rodilla con actuador lineal

Proyecto: Sin nombre

Característica: El diseño es de una rodilla policéntrica accionada por un motor lineal, ver figura 1.22. Permite al usuario tener una marcha más semejante a lo real.

Descripción: Está incorporado con un motor híbrido lineal de paso. Su unión es de cuatro barras. Cuando el eje del motor se estira, la parte activa del mecanismo de cuatro barras gira y la prótesis se flexiona [GENG *et al.*, 2012].

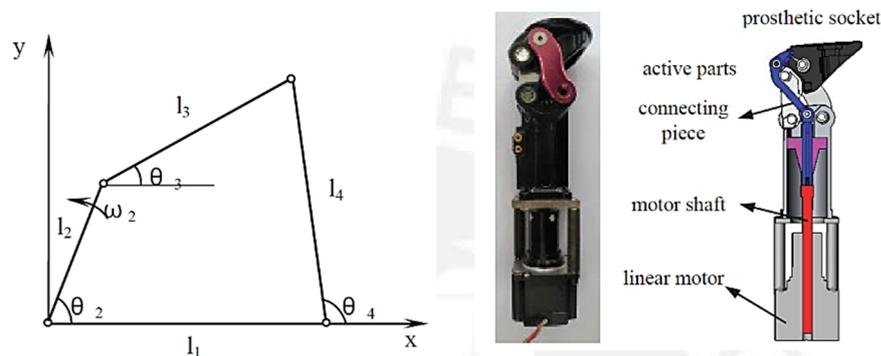


Figura 1.22. Prótesis de actuador lineal [GENG *et al.*, 2012].

Actuadores:

- Un motor híbrido lineal de paso HAYDON™ modelo 57000.

*No se tiene información de los siguientes puntos: sensores, fuente de energía, material de la prótesis, masa de la prótesis, masa del usuario y ángulos de las articulaciones.

1.15. Prótesis de rodilla “CYBERLEGS beta-Prosthesis”

Proyecto: CYBERLEGS beta-Prosthesis

Características: Tiene dos grados de libertad, en la rodilla y en el tobillo. Ambas articulaciones son energizadas. Hay un actuador SEA para cada articulación [FLYNN *et al.*, 2015]².

Descripción: Se compone de: M_k que es el motor de la rodilla, K_{BL} en el resorte de base de la rodilla, K_{EX} es el resorte de extensión. La sección de recepción de peso, que está sombreado en gris, se compone del motor de recepción de peso M_{wa} y de su respectivo resorte K_{wa} . El torque de la rodilla, expresado como T_k y la fuerza transmitida al tobillo se representa F_{ET} , ver figura 1.23. Los resortes empujan o jalan la varilla unida a la junta

de la rodilla, así la energía de K_{BL} puede ser guiada al tobillo cuando la rodilla es flexionada [FLYNN *et al.*, 2015]².

Actuadores:

Posee dos actuadores SEA repartidos en el mecanismo MACCEPA. La energía que ingresa al mecanismo proviene del tobillo.

Masa del usuario: 80 kg

*No se tiene información de los siguientes puntos: sensores, fuente de energía, material de la prótesis, masa de la prótesis y ángulos de las articulaciones.

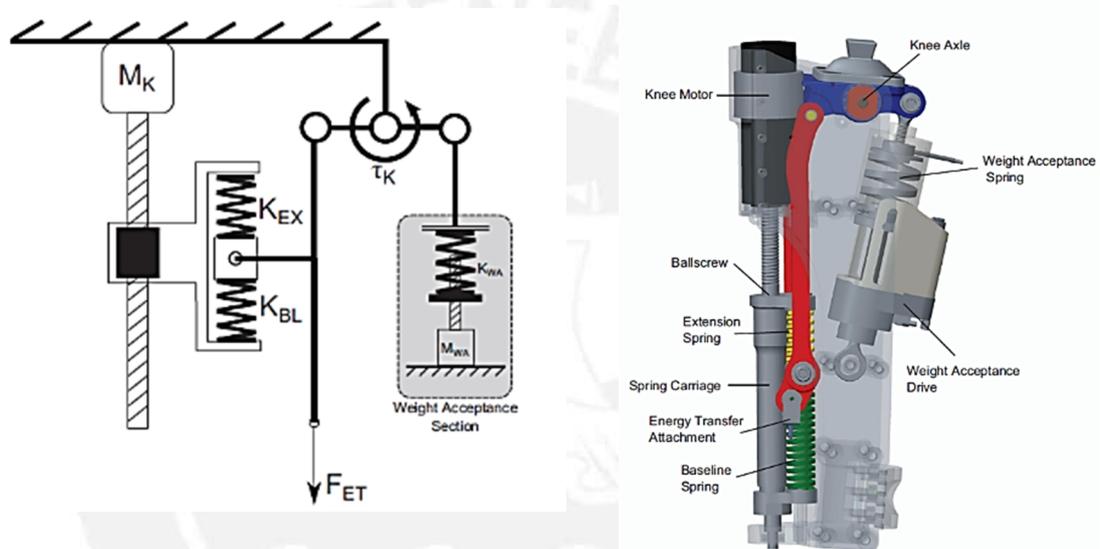


Figura 1.23. Proyecto Cyberlegs beta-prosthesis [FLYNN *et al.*, 2015]².

1.16. Prótesis de rodilla con cadenas

Proyecto: Prótesis de rodilla APK

Características: Tiene un grado de libertad, ya que solo presenta la articulación de la rodilla. La eficiencia total de la prótesis considerando las uniones articuladas, husillo de bolas y servomotor es de 46,4%. El costo de la estructura de aluminio, el husillo de bolas, la transmisión de cadena y el servomotor es menor a US\$ 2000 [BORJIAN *et al.*, 2008].

Descripción: Se compone básicamente de tres elementos: el brazo de momento, estructura de la tibia y el conjunto actuador. El conjunto actuador está dividido en un servomotor, un husillo de bolas y una transmisión de cadena, como se muestra en la

figura 1.24. La potencia es dada al servomotor el cual, a través de la transmisión de cadena se disminuye la velocidad a la entrada del husillo de bolas. Luego, el movimiento rotacional se transforma en movimiento lineal y se transmite al brazo de momento que se encuentra en el fémur [BORJIAN *et al.*, 2008].

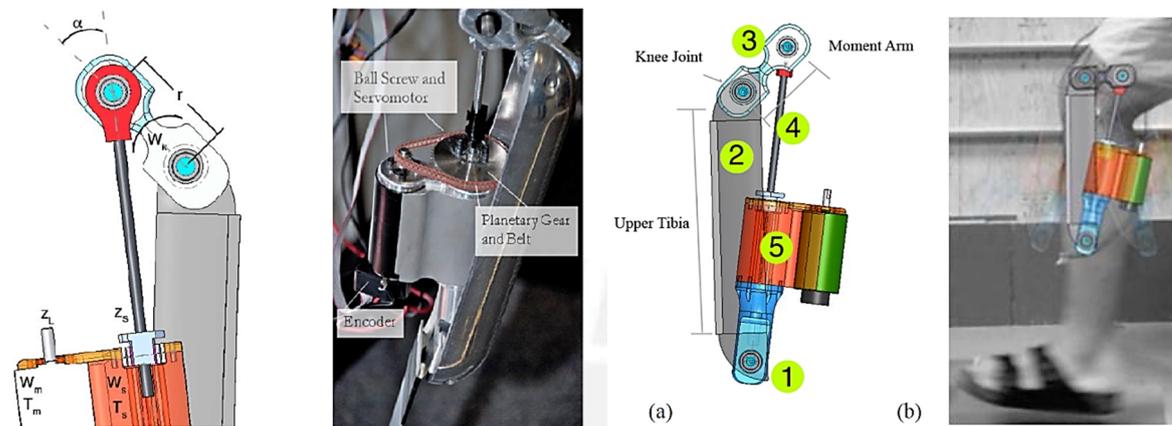


Figura 1.24. Proyecto APK [BORJIAN *et al.*, 2008].

Actuadores:

- Servo motor, con valores pico de 7468 rpm y 0,201 Nm.
- Dos engranajes y cadena. Relación de transmisión 3,2:1

Sensores:

- Un encoder.
- Un acelerómetro DE-ACCM5G. Se coloca en el brazo de momento, que ubica en el fémur, para leer el ángulo de inclinación. Se prefiere colocarlo ahí y no en la tibia porque hay menos disturbio.
- Un potenciómetro rotacional $20k\Omega \pm 10\%$, para medir la extensión y flexión de la rodilla.

Material: aluminio AA6061.

Masa de la prótesis: 3,64 kg (Considerando: estructura de aluminio, husillo de bolas, engranajes y motor).

*No se tiene información de los siguientes puntos, fuente de energía, y ángulos de las articulaciones.

1.17. Prótesis de pierna con empleo de muelle en el tobillo

Proyecto: Sin nombre

Características: Tiene dos grados de libertad, en la rodilla y el tobillo. Solo la articulación del tobillo presenta elementos de almacenamiento de energía [FU *et al.*, 2013].

Descripción:

La articulación del tobillo presenta dos resortes, uno en serie y otro en paralelo. El resorte en paralelo es de forma espiral y sirve para la dorsiflexión. El resorte en serie es un muelle y sirve para la flexión plantar, ver figura 1.25. Se emplea el ángulo obtenido por los encoders de tobillo y del actuador de tobillo para calcular la deformación del muelle [FU *et al.*, 2013].

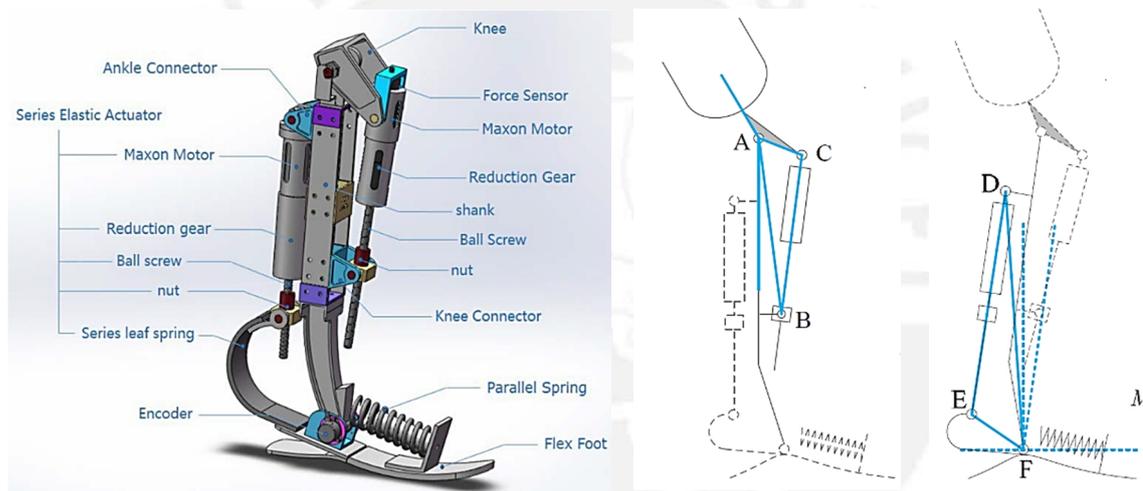


Figura 1.25. Prótesis de pierna con empleo de muelle en el tobillo [FU *et al.*, 2013].

Actuadores:

- Dos motores dc MAXON MOTOR® EC30 de 200 W. Cada uno con caja reductora y husillo de bolas de 12 mm de eje y 2 mm de paso.
- Un muelle de 500 kN/m.
- Un resorte en espiral de 700 kN/m.

Sensores:

- Dos encoders. Uno en cada motor para medir ángulo y velocidad.
- Dos encoders. Uno en cada eje de la articulación de la rodilla y tobillo.
- Un sensor de fuerza uniaxial colocada en serie con en actuador de la rodilla.

Material: Solo especifica material del muelle, el cual es de latón de zinc y manganeso.

Masa del usuario: 75 kg.

Fuente de energía: batería

Ángulos en las articulaciones: la rodilla puede girar de 0° a 100° y el tobillo de -30° a 20° .

*No se tiene información de los siguientes puntos: masa de la prótesis.

1.18. Prótesis transfemoral con actuadores neumáticos

Proyecto: Sin nombre

Características: Tiene dos grados de libertad, en la rodilla y el tobillo. Ambos son movidos por actuadores neumáticos, ver figura 1.26, [SUP *et al.*, 2007].

Descripción: Emplea un pie protésico de perfil bajo de marca OTTO BOCK® Lo Rider. Para la unión de la prótesis con el pie protésico y con el encaje femoral se utiliza conectores piramidales estándar. Para las condiciones de diseño, el factor de seguridad se encuentra entre 1,7 y 3,7 [SUP *et al.*, 2007].

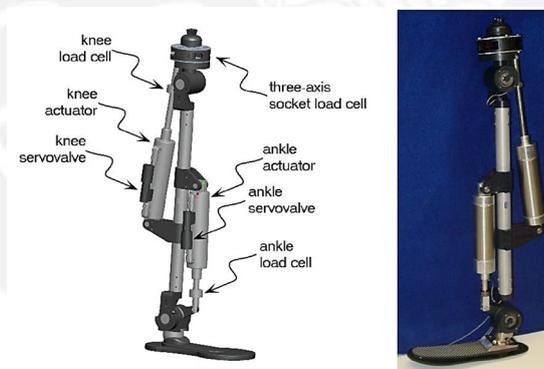


Figura 1.26. prótesis transfemoral con actuadores neumáticos [SUP *et al.*, 2007].

Actuadores:

Dos actuadores neumáticos de doble efecto. Modelo Bimba 17-3-DP para la articulación de la rodilla y modelo Bimba 17-2.75-DP para la articulación del tobillo. La presión de trabajo es de 2 MPa. La fuerza producida es de 2270 N (510 lbf) en la expansión y 2070 N (465 lbf) en el retorno. Los dos actuadores son controlados por una válvula de cuatro vías.

Sensores:

- Dos potenciómetros de precisión ETI Systems modelo SP12S, uno en cada articulación, empleados como sensor de movimiento. Los potenciómetros se encuentran dentro un par de cojinetes de bronce seco y teflón (modelo Garlock DU).
- Sensor de carga uniaxial (HONEYWELL SENSOTEC® modelo 11), ubicados en línea con el cilindro pistón del actuador, para medir el torque en cada junta.
- Sensor de carga en tres ejes, para medir: la fuerza axial, el momento en el plano sagital y el momento en el plano frontal situado en la interfaz entre el encaje femoral y la prótesis.

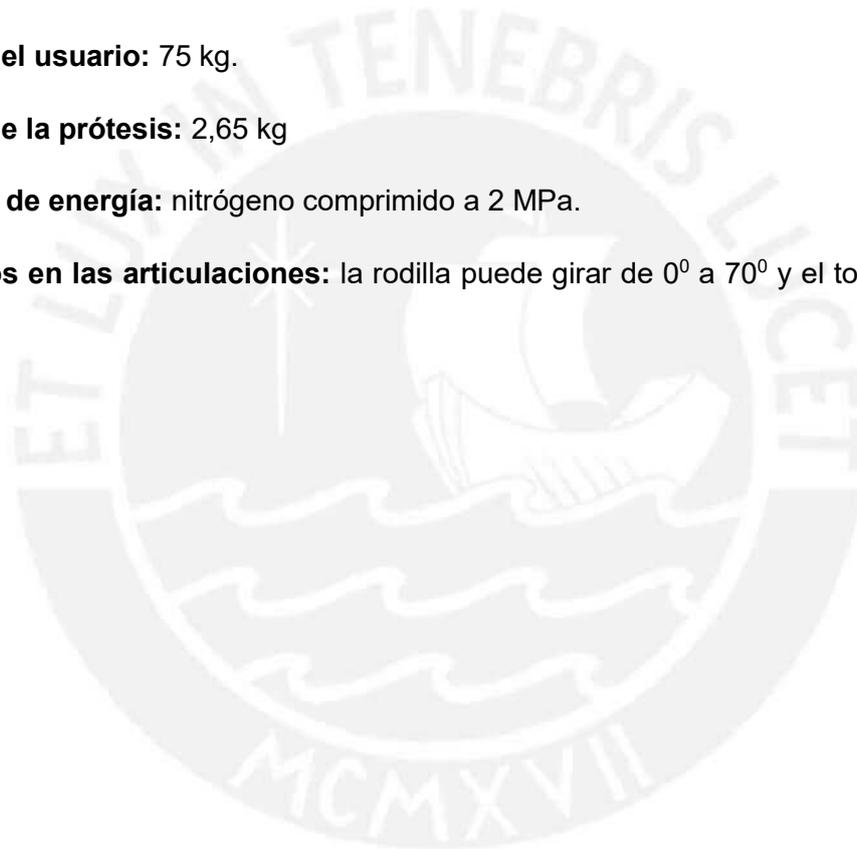
Material: aluminio AA7075-T6, con esfuerzo de fluencia mínimo de 500 MPa.

Masa del usuario: 75 kg.

Masa de la prótesis: 2,65 kg

Fuente de energía: nitrógeno comprimido a 2 MPa.

Ángulos en las articulaciones: la rodilla puede girar de 0° a 70° y el tobillo de -10° a 7° .



ANEXO 2

ENCAJE FEMORAL

En la actualidad existen dos maneras de poder unir la prótesis al muñón. La primera es por medio del empleo de un encaje femoral y la otra es por medio del anclaje óseo. Esta última consiste en unir la prótesis transcutáneamente al hueso usando un implante intramedular dentro del fémur. El anclaje óseo, en comparación con el encaje femoral, brinda mayor estabilidad, mejor fijación, mejor comodidad en la sedestación, rango amplio en el movimiento de la cadera, incremental a habilidad de caminar, etc [VAN DE MEENT *et al.*, 2013]. Sin embargo, existe la tendencia a generar infecciones alrededor de una piel y el implante [PITKIN *et al.*, 2010].

El encaje femoral, por otro lado, no demanda de intervención quirúrgica para instalación la unión con la prótesis ya que consta de un elemento en forma de copa en el cual se introduce el muñón y se sujeta a él, pero con la desventaja que tiende a generar problemas en la piel en ciertas zonas del muñón, ya que estas zonas no siempre es resistente al peso o a la fricción causada por el encaje durante la marcha [PITKIN *et al.*, 2010]. Para atenuar este efecto negativo de encaje en el muñón Nader [NADER & NADER, 2000] menciona que el encaje femoral debe poseer cuatro funciones principales: recibir correctamente del volumen del muñón, considerando factores anatómicos como biomecánicos, adaptar la prótesis al muñón de forma segura, elaborar las condiciones adecuadas para la transmisión de fuerzas y controlar la prótesis de forma segura.

2.1. Tipos de encajes

Existen básicamente tres tipos de encaje femoral, los cuales son: encaje convencional, encaje por estabilización a compresión y liberación, y encaje regulable. El uso de cada tipo de encaje femoral depende de la recomendación dada por la persona a cargo de la salud del amputado. A continuación se hace una explicación de cada uno resaltando las bases del diseño y fabricación.

2.1.1. Encaje convencional

Este tipo de encaje es el más común y barato. Son hechos mayormente de resina acrílica. El procedimiento clásico es el descrito por NG [NG *et al*, 2002] se compone de cuatro pasos descritos a continuación y en la figura 2.1:

- Se toman las medidas físicas del muñón en detalle y se toma un molde negativo de yeso del muñón.
- Luego se crea un molde positivo llenando el molde con yeso de Paris. Se hace rectificaciones al molde comparándolo con las medidas tomadas anteriormente.
- Se crea un encaje de verificación recubriendo el molde positivo con plástico transparente.
- Pruebas preliminares se hace usando el encaje de verificación. Las formas de menor ajuste se logran calentando el encaje. Después de varias pruebas y con la conformidad del usuario se vuelve a hacer un molde positivo a partir del encaje de verificación y con ello se hace el encaje final con resina acrílica o resina con capas de fibras.

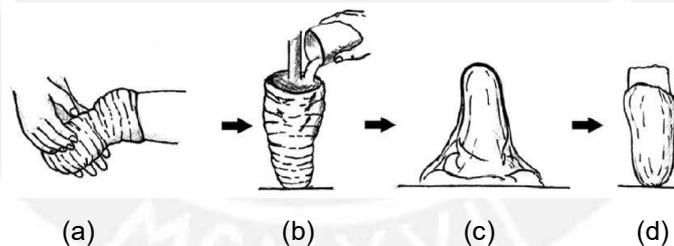


Figura 2.1. Procedimiento de fabricación de encaje femoral convencional [NG *et al*, 2002].

Empresas dedicadas a la fabricación de encajes, como ÖSSUR® y OTTOBOCK®, brindan los productos y procedimientos detallados de la fabricación del encaje, los cuales toman como base al procedimiento clásico. En la figura 2.2 se muestran los materiales empleados para fabricar un encaje femoral ÖSSUR®, los cuales son: manga de capas de fibra la cual se amolda a la forma, banda de compresión que recubre a la manga mientras la resina se seca, mangueras que permiten el ingreso de la resina líquida, y los cartuchos de resina que se ingresan por inyección en las mangueras.

Ciertos encajes poseen una válvula de succión con el fin de retirar el aire entre la pierna residual y el encaje, sosteniendo el muñón por vacío.



Figura 2.2. Sistema modular de fabricación de encaje ÖSSUR [OSSUR, 2016].

2.1.2. Encajes por estabilización a compresión y liberación

En comparación con el encaje convencional, el diseño del encaje por estabilización y liberación permite al hueso reducir el desplazamiento producto de la compresión de tejidos blandos antes de transmitir la fuerza o torque a la prótesis. Esto lo logra a través de tres o más depresiones longitudinales que comprimen y desplazan el tejido entre las paredes del encaje y el hueso con el fin de reducir el desplazamiento perdido cuando el hueso es movido con respecto del encaje. Las áreas de descanso entre las áreas depresiones son abiertas con el fin de acomodar el tejido desplazado [ALLEY, 2011]. La figura 28 (a) muestra desde la sección transversal del muñón la forma como el encaje lo comprime. En la figura 2.3 (b) muestra el encaje unido a la prótesis y a una persona utilizando el encaje.

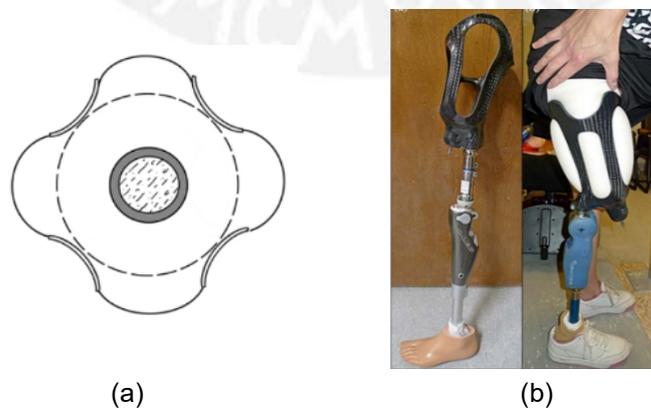


Figura 2.3. Encajes por estabilización a compresión y liberación [Alley, 2011]. (a) compresión del muñón por el encaje vista desde una sección trasversal. (b) Encaje unido a la prótesis y al usuario.

2.1.3. Encaje regulable

Encaje inventado por la empresa LIM INNOVATIONS[®] [LIM INNOVATIONS, 2016], ver figura 2.4. Es un encaje modular versátil, moldeado a medida, diseñado para proporcionar el máximo nivel clínico, así como la capacidad de ajuste iniciada por el usuario para acomodar la fluctuación diaria del volumen y proporcionar un nivel sin precedentes de función y comodidad para el usuario.

Posee alrededor placas intercambiables de fibra de carbono que admiten contracturas e indicaciones de fuerza. Permite también el ajuste angular y radial ya que pueden variar su longitud e inclinación. Posee, también, un asiento isquial, y ajuste vertical y lateral, que permite al protésico encontrar el ajuste ideal para el usuario.

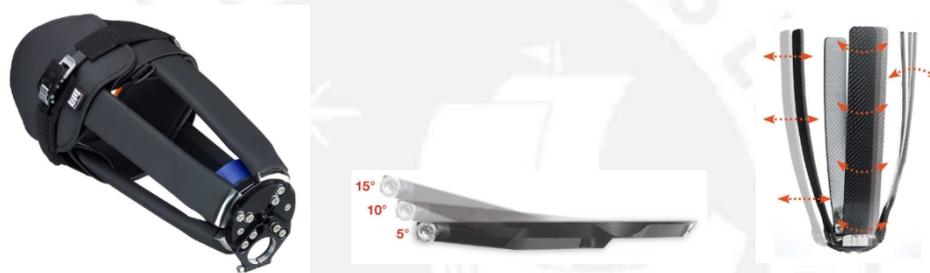


Figura 2.4. Encaje femoral INFINITE SOCKET TF[®] [LIM INNOVATIONS, 2016].

2. Accesorios

El encaje femoral interactúa con dos accesorios principalmente para su funcionalidad. El primer accesorio permite la unión entre el encaje femoral y el segmento femoral y lo hace a través de un juego de adaptador piramidal de cuatro agujeros. El juego del adaptador se compone de dos partes: hembra y macho. Estos se unen entre sí por cuatro prisioneros que posee el adaptador hembra, ver figura 2.5 (a) y (b). Para el presente proyecto se emplea el juego de adaptadores para un peso límite de 100 kg [OSSUR, 2016], del cual el adaptador macho es el que se conecta al segmento femoral en la parte superior del pilar.

El segundo accesorio es el revestimiento. Este tiene forma de manga y es una cubierta protectora que está hecha de un material flexible y amortiguador. Tiene la función de reducir el movimiento y frotamiento entre la piel y el encaje. Los revestimientos están

diseñados con características específicas para trabajar con diferentes condiciones, ver figura 2.5 (c). Está hecho comúnmente de silicona [OTTOBOCK, 2016]. Ciertos revestimientos requieren de lubricante protésico para que puedan entrar fácilmente al encaje.

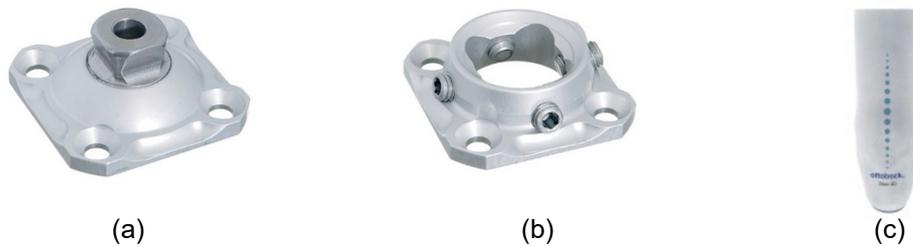


Figura 2.5. Accesorios del encaje femoral. (a) Adaptador piramidal macho [29]. (b) Adaptador piramidal hembra [OSSUR, 2016]. (c) revestimiento de muñón de fémur [OTTOBOCK, 2016].



ANEXO 3

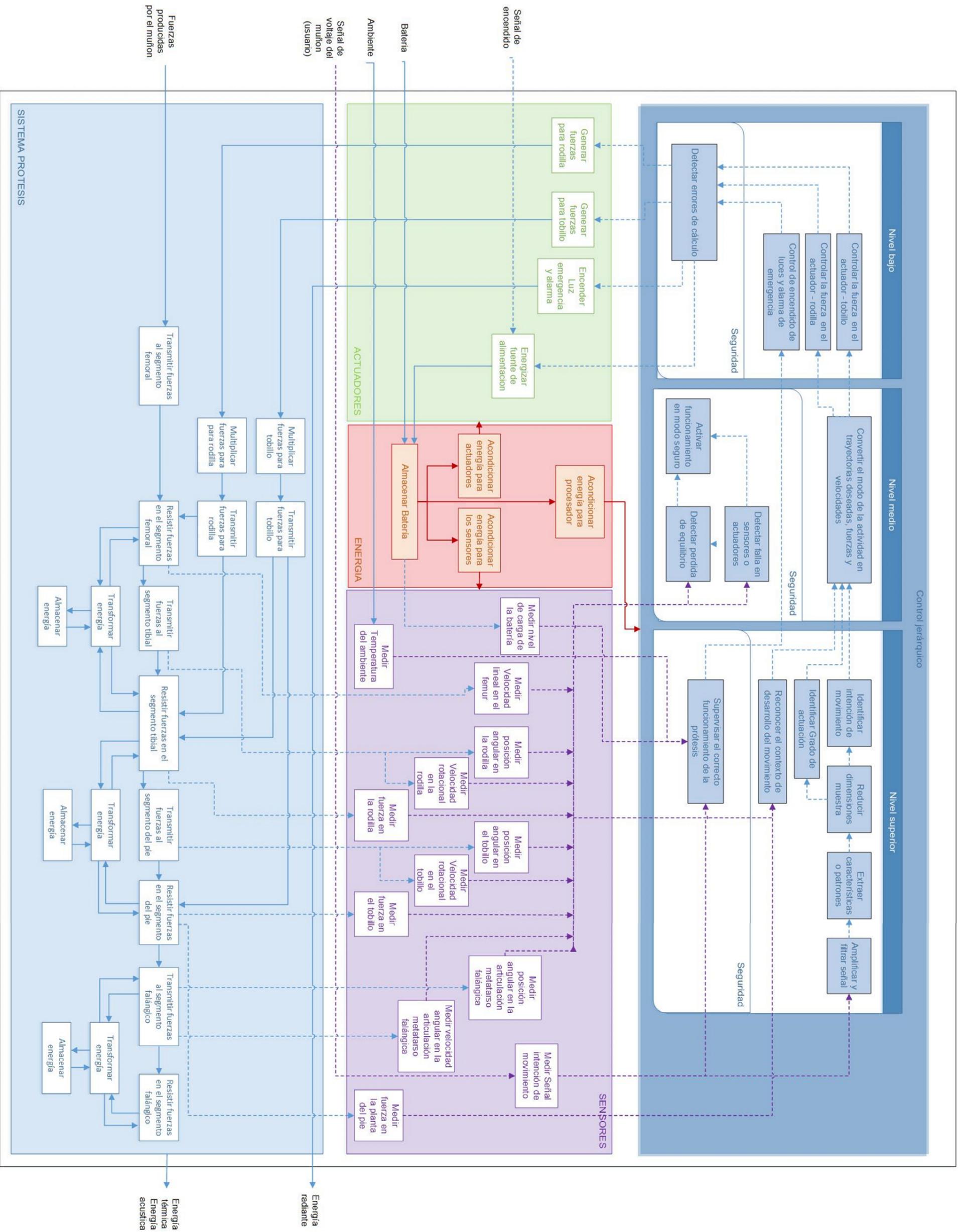
LISTA DE EXIGENCIAS

D / E	Descripción
E	FUNCIÓN PRINCIPAL: La prótesis activa reproduce los movimientos en las articulaciones de la rodilla, tobillo y metatarso-falángica desarrollados durante la rutinas de la marcha. Además, puede acomodarse a la bipedestación y sedestación.
E	GEOMETRÍA: Altura máxima de 70 cm, altura mínima 50 cm.
E	MASA: Máxima de 6,5 kg.
E	CINEMÁTICA Y CINÉTICA: Marcha: <ul style="list-style-type: none"> • velocidad máxima: 1,5 m/s. • Ángulos en las articulaciones: flexión de rodilla de 3° a 50°, dorsiflexión: 7°, flexión plantar: 20°, flexión metatarso-falángica: 0° a 25°. • Momento interno de las articulaciones: flexión de rodilla (0 a 0,8) Nm/kg, dorsiflexión: (0 a 1,5) Nm/kg, flexión plantar: (0 a 2) Nm/kg. • Potencia de articulación: rodilla (0 a 2) W/kg y flexión plantar (0 a 4,5) W/kg. Sedestación: <ul style="list-style-type: none"> • Ángulo máximo de la flexión de la rodilla: 0° a 100°, ángulo de dorsiflexión: 0° a 10°, ángulo de flexión plantar 22° y ángulo de flexión metatarso-falángica 0°. Bipedestación: <ul style="list-style-type: none"> • Ángulo de flexión rodilla -1°, ángulo de dorsiflexión 0° y ángulo de flexión metatarsofalángica 0°.
	CARGA:
E	Masa máxima a soportar en el encaje femoral de 80 kg.
	ENERGÍA:
E	<ul style="list-style-type: none"> • Se emplea una batería.
D	<ul style="list-style-type: none"> • Uso de elementos con capacidad de almacenamiento de energía.
	SEÑALES
	El sistema de procesamiento deberán medir:
D	<ul style="list-style-type: none"> • Señales electromiográficas para la detección de la intención de movimiento.
D	<ul style="list-style-type: none"> • Ángulo de flexo-extensión en la rodilla: 0° a 120°.
D	<ul style="list-style-type: none"> • Fuerza sobre la prótesis de rodilla de al menos 1.5 veces el peso del usuario.
D	<ul style="list-style-type: none"> • Velocidad máxima durante la marcha: 2 m/s.
D	<ul style="list-style-type: none"> • La señal de apoyo sensorial es una señal proveniente de la activación de los músculos.
D	<ul style="list-style-type: none"> • Residuales con tasa de muestreo: 300 Hz.
D	<ul style="list-style-type: none"> • Fuerzas de hasta: 200 kgf.
	SEGURIDAD (basada ISO 13482 - Safety requirements for personal care robots):
	Usuario:
D	<ul style="list-style-type: none"> • Se tiene una carcasa de protección que evite el contacto directo entre componentes potencialmente perjudiciales para el usuario (batería, actuadores).
E	Prótesis: <ul style="list-style-type: none"> • Temperatura a soportar de -10 °C a 50 °C. • Altitud de funcionamiento < 1000 m s. n. m.
D	<ul style="list-style-type: none"> • Se tiene una carcasa de protección que evite el ingreso de materiales externos que puedan dañar a los componentes del sistema de control y hardware asociado.
E	<ul style="list-style-type: none"> • Medidas de protección de suministro y almacenamiento de energía.
E	<ul style="list-style-type: none"> • Medidas de protección riesgos debidos a movimiento de la prótesis que salen del límite de los rangos permitidos.

E	GRADOS DE LIBERTAD: Tres grados de libertad, considerando 4 eslabones en serie (todos con movimiento en el plano sagital).
E	ERGONOMIA: Uso de la norma ISO 6385.
E	MANTENIMIENTO; debe realizarse por: <ul style="list-style-type: none"> • El usuario a nivel superficial, al menos una vez por semana. • El técnico a nivel de detalle (componentes internos) al menos cada 6 meses.
D	MONTAJE: Diseño modular.
D	FABRICACIÓN: <ul style="list-style-type: none"> • Uso de materiales y accesorios que se encuentren disponibles en el mercado nacional. • Fabricación de piezas empleando procesos de manufactura convencionales que se realicen en talleres nacionales.
E	COSTO: Costo de diseño: máximo s/. 10 000.00 Costo de fabricación: s/. 15 000.00



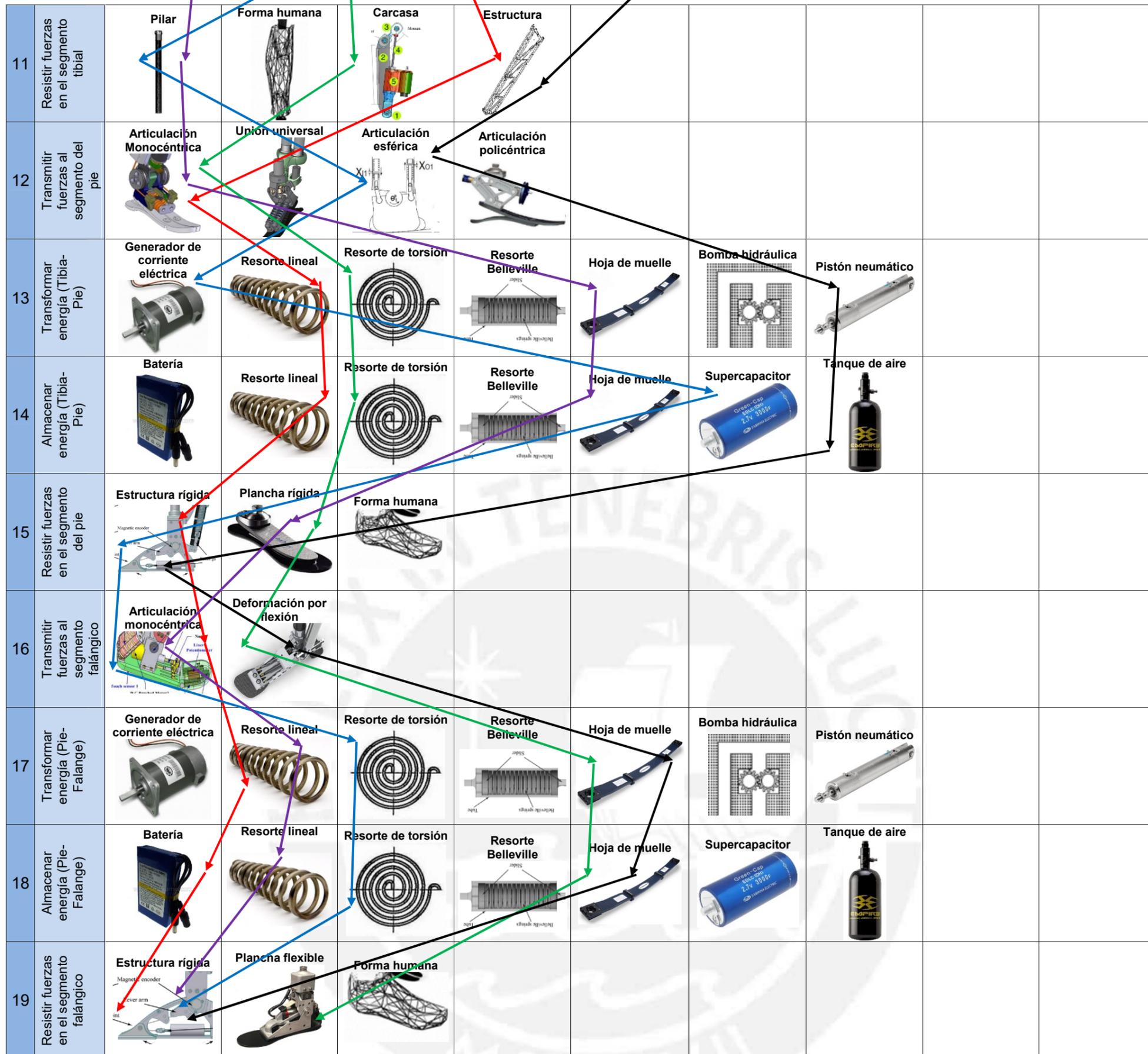
ANEXO 4 ESTRUCTURA DE FUNCIONES



ANEXO 5

MATRIZ MORFOLÓGICA DE LA PRÓTESIS

		Concepto de Solución 1	Concepto de Solución 2	Concepto de Solución 3	Concepto de Solución 4	Concepto de Solución 5				
1	Almacenar batería	Contenedor en segmento femoral	Contenedor en segmento tibial	Contenedor en segmento del pie						
	Generar fuerza para rodilla	Motor rotacional	Motor lineal	Micro bomba hidráulica						
2	Multiplicar fuerza (Fémur-Tibia)	Engranajes	Cadena	Faja dentada y poleas	Tornillo sin fin	Husillo de bolas	Diferencia de áreas con flujo hidráulico	Diferencia de áreas con flujo neumático	Leva Seguidor o varilla	Juego de palancas
3	Transmitir fuerza (Fémur-Tibia)	Engranajes	Cadena	Faja dentada y poleas	Flujo hidráulico	Flujo neumático	Flujo de esferas	Juego de palancas		
	Generar fuerza para tobillo	Motor rotacional	Motor lineal	Micro bomba hidráulica						
4	Multiplicar fuerza (Tibia-Pie)	Engranajes	Cadena	Faja dentada y poleas	Tornillo sin fin	Husillo de bolas	Diferencia de áreas con flujo hidráulico	Diferencia de áreas con flujo neumático	Leva Seguidor o varilla	Juego de palancas
5	Transmitir fuerza (Tibia-Pie)	Engranajes	Cadena	Faja dentada y poleas	Flujo hidráulico	Flujo neumático	Flujo de esferas	Juego de palancas		
6	Transmitir fuerza al segmento femoral	Encaje femoral ajustable	Encaje femoral rígido							
7	Resistir fuerzas en el segmento femoral	Pilar	Forma humana	Carcasa	Estructural					
8	Transmitir fuerzas al segmento tibial	Articulación Monocéntrica	Articulación Policéntrica							
9	Transformar energía (Fémur-Tibia)	Generador de corriente eléctrica	Resorte lineal	Resorte de torsión	Resorte Belleville	Hoja de muelle	Bomba hidráulica	Pistón neumático		
10	Almacenar energía (Fémur-Tibia)	Batería	Resorte lineal	Resorte de torsión	Resorte Belleville	Hoja de muelle	Supercapacitor	Tanque de aire		



Concepto de Solución	Tipo de línea
1	
2	
3	
4	
5	

ANEXO 6

CONCEPTOS DE SOLUCIÓN DE LA PRÓTESIS

Se realiza esquemas de los conceptos de solución de la prótesis, los cuales son cinco y se muestran a continuación con su respectiva descripción.

6.1. Concepto de solución 1

Descripción:

Emplea un encaje femoral rígido. Esto demanda que el encaje sea hecho a la medida del muñón del paciente. El segmento femoral, tibial, del pie y falángicas están hechos con disposiciones determinadas de perfiles. Esto con la finalidad de reducir la masa de cada segmento emplear perfiles con poca área de sección y, también, darle una forma casi similar a la humana. El concepto de solución se muestra en la figura 6.1.

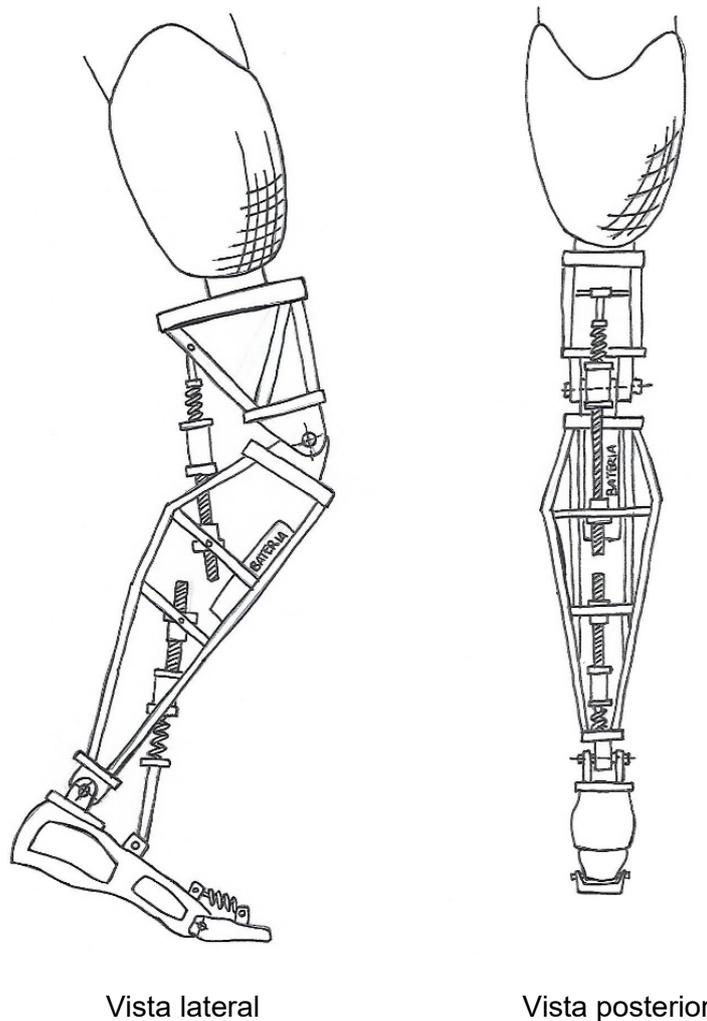


Figura 6.1. Vista lateral y posterior del concepto de solución 1.

La articulación de la rodilla, tobillo y metatarsofalángica son monocéntricas para ser más sencillo su movimiento. La energía cinética es transformada y almacenada en resortes lineales en cada articulación. Emplea una batería, localizada en el segmento tibial, para suministrar energía a los actuadores, los cuales son motores rotacionales unidos a un husillo de bolas. El movimiento rotacional es transformado en lineal para lograr una separación entre el segmento femoral y tibial, y entre el segmento tibial y del pie.

6.2. Concepto de solución 1

Descripción:

Emplea un encaje femoral ajustable. Esto permite que el encaje se adapte al muñón del paciente. El segmento femoral y tibial con forma de carcasa son capaces de soportar los esfuerzos generados por las cargas y brindar protección del exterior. El segmento del pie está hecho de una plancha metálica y el segmento falángico está hecho de la plancha flexible.

La articulación de la rodilla y la del tobillo son monocéntricas, esto con la intención que hacer un mecanismo simple. La articulación metatarsofalángica emplea un muelle para almacenar la energía al flexionarse. La energía cinética es transformada y almacenada en resortes torsión en las articulaciones de la rodilla y tobillo. Emplea una batería localizada en el segmento femoral para suministrar energía a los actuadores, los cuales son motores lineales unidos a un eslabón de una cadena. El movimiento lineal es transformado en rotacional por medio de ruedas dentadas. El torque generado es multiplicado y entregado a cada articulación mediante un par de engranajes. El concepto de solución se muestra en la figura 6.2.

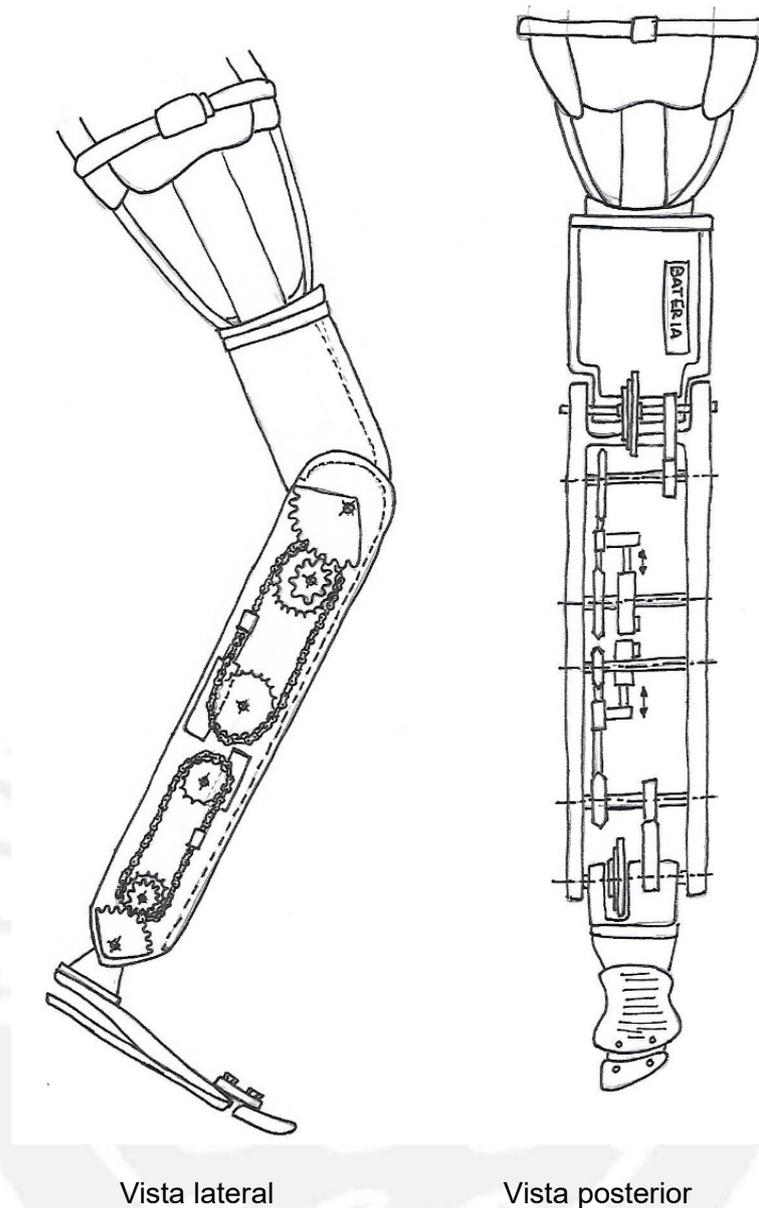


Figura 6.2. Vista lateral y posterior del concepto de solución 2.

6.3. Concepto de solución 3

Descripción:

Emplea un encaje femoral rígido, lo que conlleva a que el encaje sea hecho a la medida del muñón del paciente. El segmento femoral y tibial están hechos de pilares, para que así cada segmento sea de forma simple y ocupe poco volumen transversal. Los segmentos del pie y falángica están hechos de una estructura rígida, para evitar deformaciones significativas.

La articulación de la rodilla es monocéntrica para simplificar el movimiento de esta. La articulación del tobillo es una unión esférica para tener movimientos de eversion e

inversión que se amolden a la inclinación del suelo y ocupe poco volumen. La articulación metatarsofalángica es monocéntrica y emplea un resorte de torsión para retornar a su estado inicial luego de finalizar cada pisada. La energía cinética generada, en el plano sagital, en las articulaciones de la rodilla y tobillo es transformada en energía eléctrica por medio de generadores y almacenada en supercapacitores. Emplea una batería situada en el segmento tibial para suministrar energía a los actuadores, los cuales son motores rotacionales. El torque producido por el actuador es multiplicado por un par de engranajes y transmitido a cada articulación por medio de fajas dentadas. Solo en el tobillo se emplea adicionalmente un segmento de engranaje y dos resortes laterales. Todo esto se hace para conseguir los movimientos de eversión e inversión. El concepto de solución se muestra en la figura 6.3.

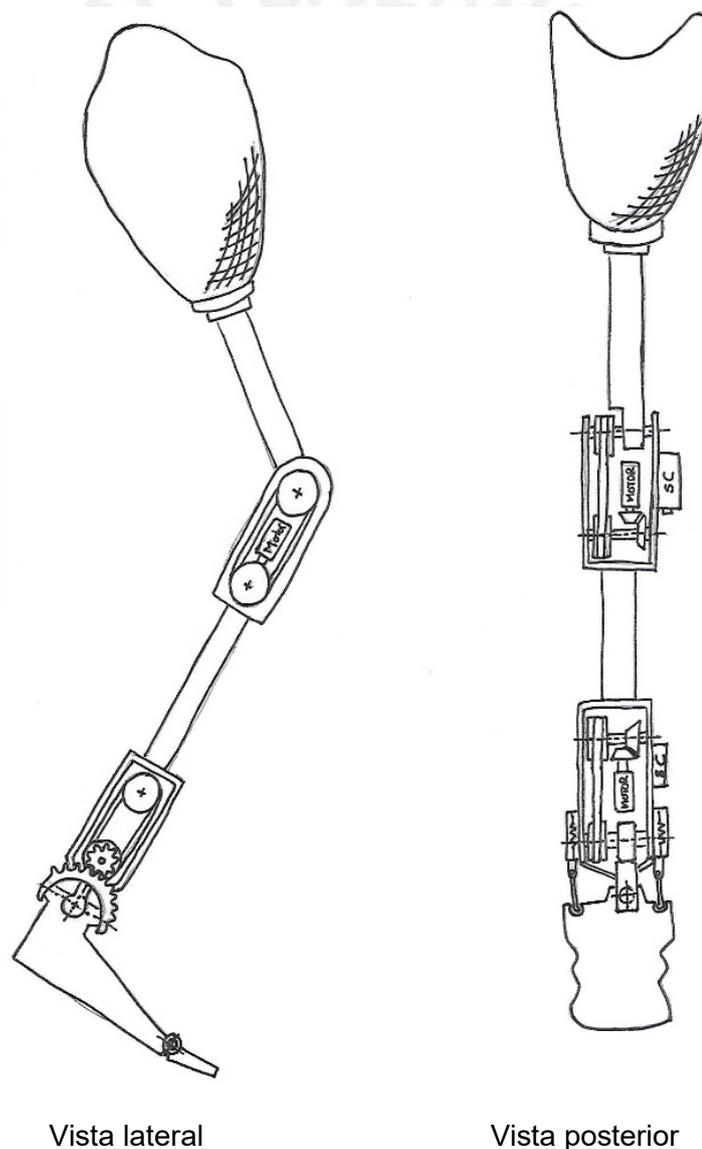


Figura 6.3. Vista lateral y posterior del concepto de solución 3.

6.4. Concepto de solución 4

Descripción:

Emplea un encaje femoral ajustable, que permite que el encaje se adapte al muñón del paciente. El segmento femoral, tibial, del pie y falángicas están hechos con disposiciones determinadas de perfiles. Esto se hace con la finalidad de reducir la masa de cada segmento al emplear perfiles con poca área de sección, darle una forma casi similar a la humana y evitar deformaciones significativas. El concepto de solución se muestra en la figura 6.4.

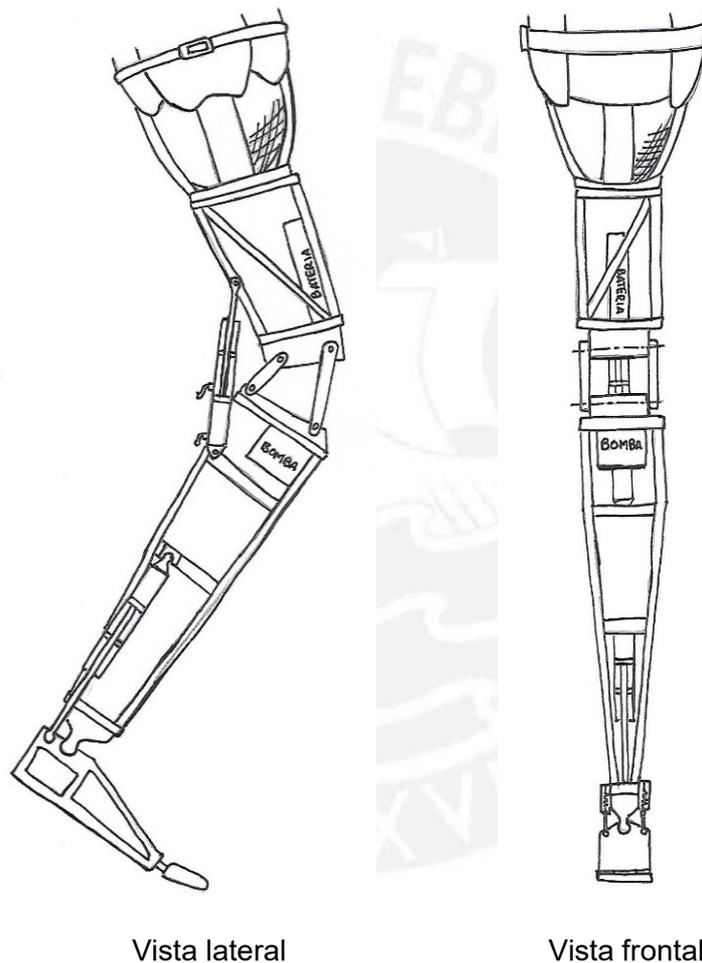


Figura 6.4. Vista lateral y frontal del concepto de solución 4.

La articulación de la rodilla es policéntrica para darle un movimiento más natural. La articulación del tobillo es una unión esférica para tener movimientos de eversión e inversión que se amolden a la inclinación del suelo y, a la vez la articulación ocupe poco volumen. La articulación metatarsofalángica se obtiene por la flexión de un muelle. La energía cinética, producto de los movimientos en el plano sagital en las articulaciones

de la rodilla y tobillo, es transformada, almacenada y retornada por medio de pistones neumáticos. Emplea una batería situada en el segmento femoral, la cual acciona una bomba y esta, a la vez, acciona a los pistones hidráulicos. Cabe resaltar que se emplea una válvula para controlar en ingreso de aceite en cada pistón.

Solo en el tobillo se emplea adicionalmente dos resortes laterales para obtener el retorno del pie luego de realizar los movimientos de eversión e inversión.

7. Concepto de solución 05

Descripción:

Emplea un encaje femoral rígido, lo que conlleva a que el encaje sea hecho a la medida del muñón del paciente. El segmento femoral y tibial están hechos de pilares, para que así cada segmento sea de forma simple y ocupe poca área transversal. El segmento del pie está hecho de una plancha metálica que brinda deformación al pisar y el segmento falángico está hecho de la plancha rígida.

Las articulaciones de la rodilla y la del tobillo son monocéntrica para simplificar sus movimientos. La articulación metatarsfalángica es monocéntrica y emplea un resorte lineal para retornar a su estado inicial luego de finalizar cada pisada. La energía cinética generada en las articulaciones de la rodilla y tobillo es transformada, almacenada y retornada empleando muelles. Se utiliza una batería situada en el segmento tibial para suministrar energía a los actuadores. El actuador de la rodilla es un motor rotacional. El movimiento rotacional es transformado en lineal mediante un husillo de bolas. Este último, al desplazarse, logra una separación entre el segmento femoral y tibial. El actuador del tobillo es un motor lineal. El movimiento lineal del motor es multiplicado por medio de una palanca y transmitido a la articulación por una biela. El concepto de solución se muestra en la figura 6.5.

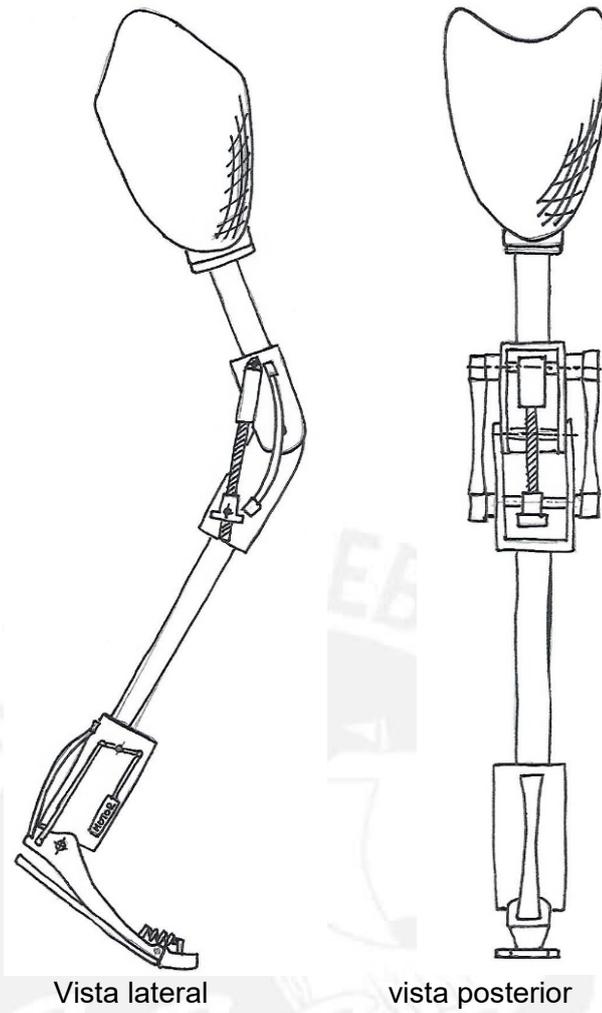


Figura 6.4. Vista lateral y posterior del concepto de solución 5.

Anexo 7

FUNCIONES DE TRANSFERENCIA

Las funciones de transferencia utilizadas en los lazos de control de posición y de torque del tobillo y de torque de la rodilla son las siguientes:

$$STB_{(s)} = \frac{\Delta X_{sB}(s)}{I_{STB}(s)} = \frac{J_P N K_t s^2}{\left[(J_P N A) s^4 + (J_P B q) s^3 + (r_B^2 k_{sB} N A + J_P k_{sB} N D) s^2 + (k_{sB} B q r_B) \right]}$$

$$Pie_{(s)} = \frac{\theta_{sB}(s)}{\Delta X_{sB}(s)} = \frac{r_B K_{sB}}{J_P s^2}$$

$$ActR_{(s)} = \frac{M_{ActR}(s)}{I_{STR}(s)} = \frac{J_R s^2 + k_{pR} r_{kpR}^2}{[a_1 s^2 + b_1 s + c_1]}$$

donde,

$$a_1 = \frac{m_h r_{kpR}}{K_t N \eta_R q \eta_h} + \frac{J_R}{K_t N \eta_R q \eta_h r_{kpR}} + \frac{J_h r_{kpR}}{K_t N \eta_R} + \frac{J_m N q r_{kpR}}{K_t}$$

$$b_1 = \frac{B N q r_{kpR}}{K_t}$$

$$c_1 = \frac{k_{pR} r_{kpR}^2}{K_t N \eta_R q \eta_h}$$

$$Pierna_{(s)} = \frac{\alpha_R(s)}{M_R(s)} = J_R$$

BIBLIOGRAFÍA

- [ALLEY, 2011] ALLEY, R.D., T WALLEY WILLIAMS III, M. A., & ALTOBELLI, D.E. (2011). Prosthetic sockets stabilized by alternating areas of tissue compression and release. *Journal of rehabilitation research and development*, 48(6), 679.
- [AU et al., 2007] AU, S. K., HERR, H., WEBER, J., & MARTINEZ-VILLALPANDO, E. C. (2007). Powered ankle-foot prosthesis for the improvement of amputee ambulation. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 3020-3026). IEEE.
- [AU et al., 2008] AU, S., BERNIKER, M., & HERR, H. (2008). Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits. *Neural Networks*, 21(4), 654-666.
- [BELLMAN et al., 2008] BELLMAN, R. D., HOLGATE, M. A., & SUGAR, T. G. (2008). SPARKy 3: Design of an active robotic ankle prosthesis with two actuated degrees of freedom using regenerative kinetics. In *Biomedical Robotics and Biomechanics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on* (pp. 511-516). IEEE.
- [BORJIAN et al., 2008] BORJIAN, R., LIM, J., KHAMESEE, M. B., & MELEK, W. (2008). The design of an intelligent mechanical active prosthetic knee. In *Industrial Electronics, 2008. IECON 2008. 34th Annual Conference of IEEE* (pp. 3016-3021). IEEE.
- [CHERELLE et al., 2012] CHERELLE, P., MATTHYS, A., GROSU, V., VANDERBORGHT, B., & LEFEBER, D. (2012). The amp-foot 2.0: Mimicking intact ankle behavior with a powered transtibial prosthesis. In *Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on* (pp. 544-549). IEEE.
- [CHERELLE et al., 2014] CHERELLE, P., GROSU, V., MATTHYS, A., VANDERBORGHT, B., & LEFEBER, D. (2014). Design and validation of the ankle mimicking prosthetic (AMP-) foot 2.0. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(1), 138-148.
- [FICANHA & RASTGAAR, 2014] FICANHA, E. M., & RASTGAAR, M. (2014). Preliminary design and evaluation of a multi-axis ankle-foot prosthesis. In *Biomedical Robotics and Biomechanics (2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on* (pp. 1033-1038). IEEE.

- [FICANHA *et al.*, 2014] FICANHA, E. M., KANG, R., & RASTGAAR, M. (2014). Ankle kinematics describing gait agility: Considerations in the design of an agile ankle-foot prosthesis. In *Biomedical Robotics and Biomechatronics (2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on)* (pp. 132-137). IEEE.
- [FLYNN *et al.*, 2015]¹ FLYNN, L., GEEROMS, J., JIMENEZ-FABIAN, R., VANDERBORGHT, B., VITIELLO, N., & LEFEBER, D. (2015). Ankle-knee prosthesis with active ankle and energy transfer: Development of the CYBERLEGS Alpha-Prosthesis. *Robotics and Autonomous Systems*, 73, 4-15.
- [FLYNN *et al.*, 2015]² FLYNN, L., GEEROMS, J., JIMENEZ-FABIAN, R., VANDERBORGHT, B., & LEFEBER, D. (2015). Cyberlegs beta-prosthesis active knee system. In *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2015 IEEE International Conference on* (pp. 410-415). IEEE.
- [FU *et al.*, 2013] FU, A., FU, C., WANG, K., ZHAO, D., CHEN, X., & CHEN, K. (2013). The key parameter selection in design of an active electrical transfemoral prosthesis. In *Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2013 IEEE International Conference on* (pp. 1716-1721). IEEE.
- [GENG *et al.*, 2012] GENG, Y., YANG, P., XU, X., & CHEN, L. (2012). Design and simulation of active transfemoral prosthesis. In *Control and Decision Conference (CCDC), 2012 24th Chinese* (pp. 3724-3728). IEEE.
- [GOLDFARB *et al.*, 2014] GOLDFARB, M., VAROL, H. A., SUP IV, F. C., MITCHELL, J., & WITHROW, T. J. (2014). *U.S. Patent No. 8,652,218*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- [LAPRE & SUP, 2013] LAPRE, A. K., & SUP, F. (2013). Redefining prosthetic ankle mechanics: Non-anthropomorphic ankle design. In *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on* (pp. 1-5). IEEE.
- [LIM INNOVATIONS, 2016] LIM INNOVATIONS. (2016). *LIM Innovations | function with purpose*. Fuente: <https://www.liminnovations.com/> [Accedido: 27 octubre. 2016].
- [MARTINEZ-VILLALPANDO *et al.*, 2011] MARTINEZ-VILLALPANDO, E. C., MOONEY, L., ELLIOTT, G., & HERR, H. (2011). Antagonistic active knee prosthesis. A metabolic cost of walking comparison with a variable-damping prosthetic knee. In *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 8519-8522). IEEE.

- [MARTINEZ-VILLALPANDO *et al.*, 2008] MARTINEZ-VILLALPANDO, E. C., WEBER, J., ELLIOTT, G., & HERR, H. (2008). Design of an agonist-antagonist active knee prosthesis. In *Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on* (pp. 529-534). IEEE.
- [MASUM *et al.*, 2014] MASUM, H., BHAUMIK, S., & RAY, R. (2014). Conceptual Design of a Powered Ankle-foot Prosthesis for Walking with Inversion and Eversion. *Procedia Technology, 14*, 228-235.
- [NADER & NADER, 2000] M. NADER, M. & Y NADER, H. G. (2000). *Compendio de prótesis*. Berlin. Schiele&Schon.
- [NG *et al.*, 2002] NG, P., LEE, P. S. V., & GOH, J. C. H. (2002). Prosthetic sockets fabrication using rapid prototyping technology. *Rapid Prototyping Journal, 8*(1), 53-59.
- [OSSUR, 2016] OSSUR.ES. (2016). *Össur Iberia - Life without limitations*. Fuente: <http://www.ossur.es/> [Accedido: 28 octubre. 2016].
- [OTTOBOCK, 2016] OTTOBOCK.ES. (2016). *Página de Inicio Ottobock*. Fuente: <http://www.ottobock.es/> [Accedido: 28 octubre. 2016].
- [PILLAI *et al.*, 2011] PILLAI, M. V., KAZEROONI, H., & HURWICH, A. (2011). Design of a semi-active knee-ankle prosthesis. In *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on* (pp. 5293-5300). IEEE.
- [PITKIN *et al.*, 2010] PITKIN, M. R. (2010). *Biomechanics of lower limb prosthetics*. Springer Berlin Heidelberg.
- [POLIAKOV *et al.*, 2013] POLIAKOV, O. M., LAZAREV, V. B., & CHEPENYUK, O. O. (2013). Transfemoral Prosthesis with Polycentric Knee Mechanism: Design, Kinematics, Dynamics and Control Strategy. *Journal of Rehabilitation Robotics, 1*(2), 109-123.
- [RARICK *et al.*, 2014] RARICK, R., RICHTER, H., VAN DEN BOGERT, A., SIMON, D., WARNER, H., & BARTO, T. (2014, June). Optimal design of a transfemoral prosthesis with energy storage and regeneration. In *American Control Conference (ACC), 2014* (pp. 4108-4113). IEEE.
- [SUP *et al.*, 2011] SUP, F., VAROL, H. A., & GOLDFARB, M. (2011). Upslope walking with a powered knee and ankle prosthesis: initial results with an amputee subject. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 19*(1), 71-78.

- [SUP *et al.*, 2007] SUP, F., BOHARA, A., & GOLDFARB, M. (2007). Design and control of a powered knee and ankle prosthesis. In *Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on* (pp. 4134-4139). IEEE.
- [VAN DE MEENT *et al.*, 2013] VAN DE MEENT, H., HOPMAN, M. T., & FRÖLKE, J. P. (2013). Walking ability and quality of life in subjects with transfemoral amputation: a comparison of osseointegration with socket prostheses. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 94(11), 2174-2178.
- [ZHU *et al.*, 2010] ZHU, J., WANG, Q., & WANG, L. (2010). PANTOE 1: Biomechanical design of powered ankle-foot prosthesis with compliant joints and segmented foot. In *Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2010 IEEE/ASME International Conference on* (pp. 31- 36). IEEE.
- [ZHU *et al.*, 2014] ZHU, J., WANG, Q., & WANG, L. (2014). On the design of a powered transtibial prosthesis with stiffness adaptable ankle and toe joints. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 61(9), 4797-4807.

