

PASSIVE DYNAMIC SYSTEM FOR ENERGY RETURNING ON TRANSTIBIAL PROSTHESES

July 4, 2017

DAAD CALL FOR RESEARCH PROPOSALS

RESEARCH PROPOSAL

NAME: Edwin Nikolay Prieto Parrado **ID:**C.C 1071162895.

DEGREE: B.E. in Mechatronics - Universidad de San Buenaventura
M.Sc. in Mechatronical Engineering - Universidad Militar Nueva Granada.

POSITION: PhD Student of Mechanics and Mechatronics School at Universidad Nacional de Colombia (UNAL)
Student Auxiliary Professor at UNAL.

DATE OF BIRTH: February 17th 1987.

NATIONALITY: Colombian

HOME ADDRESS: 12th St. 3rd. Av. -05 - La Calera, Cundinamarca, Colombia.

WORK ADDRESS: 45th Av. 26th St -85 - Edificio Uriel Gutiérrez Bogotá D.C., Colombia.

PHONE NUMBER: +57 (1) 3003501177 - +57 (1) 8600428.

E-mail: enprietop@unal.edu.co

Rodríguez.

FIELD OF STUDY: Mechanical Engineering.

SPECIFIC FIELDS OF STUDY: Computational Modeling, Multibody Rigid and Flexible Dynamics, Lower Limb Prosthesis, Gait Analysis, Biomechanics, Cellular solids.

KEYWORDS: Passive Actuators, Cellular solids, Prosthesis, Ankle joint biomechanics.

Summary

1	MOTIVATION	3
2	GENERALIDADES	6

Abstract

Nowadays, Lower Limb Prostheses (LLP) are changing at a very fast pace, due to technological developments implemented in such devices. In addition, users have new demands about their prostheses and they require absolute comfort and good performance. Unfortunately, the demand of LLP have risen mostly in third world countries because of the increment of the vascular diseases (e.g., Diabetes Mellitus). However, they do not have the enough funds to acquire an advanced prostheses that return the capabilities of walking or jogging in a proper way.

Despite the fact that active prostheses help people to reduce metabolic cost, those devices produce uncomfortable noises, they are heavier than ESR and require more maintenance than passive ones. Moreover, the price of active prostheses are higher than passives, and the prostheses components (i.e., actuators, battery, gearbox, among others) make the system highly inefficient, thus the required energy does not allow the user having enough autonomy for a daily use.

The aim of this projected thesis is to propose a new configuration of transtibial prostheses, which provides the positive work needed for an amputee at the final stance phase through a passive dynamic system, taking advantage of the energetic lost at the initial contact of the gait.

If the new configuration is succesful, the prostheses will not require the use of an actuator, hence its price and maintenance could be slower than the actives ones and the prostheses will provide the enough amount of energy for a transtibial amputee at the final stance phase.

1 MOTIVATION

The demand of Lower Limb Prosthesis (LLP) is higher every day around the world, due to the constant increment of principal causes of amputations. Ziegler *et al.*[1] showed that in the United States of America, amputations at 2008 were caused by Vascular disease (including diabetes) with 53,95% of the total of amputees, followed by trauma (e.g. accidents, warfare, among others) with 44,90%, and finally cancer with 1,15%. They estimate that in 2050 the number of amputees will have risen to 3,6 millions [1].

Recently, the *International Diabetes Federation (IDF)* in 2015 published the IDF atlas, which has announced that the number of people with diabetes is between 340-536 millions [2]. Moreover, They estimate this sickness will have affected to 642 million of people worldwide.

In addition, diabetes affects mostly the lower limbs, having potential risks to suffer peripheral arterial illness, diabetic foot and as a result, an amputation. The possibility of suffering an amputation will depend on race, gender, and age of the population, being different on many countries. Below, It is showed the number of amputations per 100.000 habitants caused by diabetes according to Kroger and Knut [3]. En consecuencia de lo anterior, la diabetes afecta en su mayoría a los *miembros inferiores (MMII)*, generando enfermedades arteriales periféricas, síndrome de pie diabético

y posteriormente su amputación. El riesgo de generar amputación a causa de esta enfermedad dependerá de la edad, sexo y raza de la población, siendo diferente el número de amputaciones por país. En la Fig. 1 se muestra la cantidad de amputaciones en MMII por cada cien mil habitantes en determinadas naciones que cuentan con esa estadística

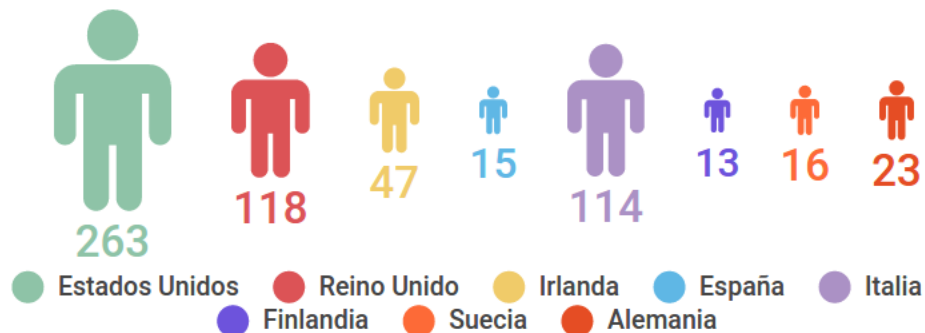


Figure 1: Número de amputaciones de MMII por cada 100.000 habitantes durante un rango de tiempo determinado individualmente por nación. Adaptado de Kroger [3].

Ahora bien, del panorama nacional, se estima que la primera causa de amputación de MMII es la diabetes y no el conflicto armado. Aunque no existan cifras oficiales de amputación por esta patología en nuestro país, en el estudio de Ramírez [4] se dedujo qué: al existir aproximadamente 1.7 millones de diabéticos en Colombia, y paralelamente sus estadísticas reflejan que el 15% de la población diabética a nivel mundial desarrolla una úlcera de pie, la cual es precedente del 85% de las amputaciones de extremidades inferiores, da como resultado un panorama mayor a 200.000 amputados de MMII en el país. De otra parte, Pinilla *et al.* [5] determinó que el 1.6% de 307 pacientes Colombianos sufrió algún tipo de amputación a causa de la diabetes, y de esa población el 76.2% mencionó que no les fue revisada la afectación anteriormente, sabiendo que el 78.2% no recibió educación sobre el cuidado del pie con diabetes mellitus tipo II.

De otra parte, el conflicto armado también contribuye al incremento de amputaciones en el mundo, durante la segunda guerra mundial se registraron 14.912 víctimas con amputación sólo en Estados Unidos, mientras que en la guerra de Vietnam se generaron aproximadamente 5.238 amputaciones [6]. Actualmente, la guerra de Irak y Afganistán contra EE.UU. dejó un balance de 913 amputados a julio de 2009, de los cuales 723 fueron amputados de miembro inferior[7].

De igual modo, otro país que presenta gran cantidad de afectados por el conflicto armado es Colombia, de acuerdo al estudio realizado por el DAICMA¹ (con corte a marzo de 2016 [8]), del

¹Dirección para la Acción Integral contra Minas Antipersonal

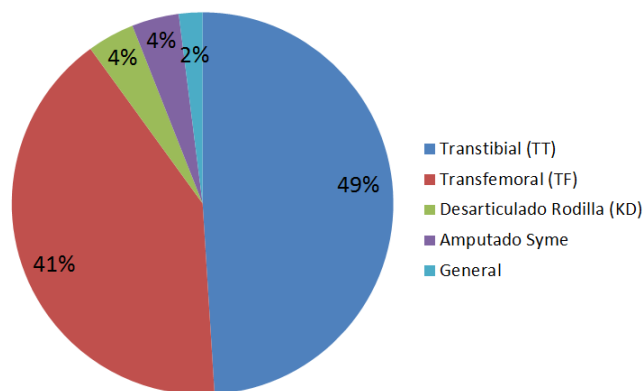


Figure 2: Porcentaje de investigación en temas específicos con los miembros inferiores. Tomado y traducido de [10].

panorama nacional se encuentran aproximadamente 11.405 víctimas (entre civiles y militares) a causa de las MAP (Minas Antipersonal), MUSE (Munición sin Explotar) y AEI (Artefactos Explosivos Improvisados). A su vez, de acuerdo a un reporte de la Industria Militar de Colombia [9] del 90% de esas víctimas son amputados de MMII. De la información suministrada desde 2009 hasta marzo de 2014, se encontró que el consumo nacional anual de prótesis de pie del total de víctimas por el conflicto fue de 691 prótesis aproximadamente, mientras que el consumo de prótesis de rodilla osciló las 188 unidades.

Aunque comercialmente las prótesis de MMII superan la demanda de prótesis para miembros superiores en gran proporción, las investigaciones son equilibradas. De acuerdo a Eshraghi *et al.*[10] el 53% de las cien investigaciones en protésica con mayor número de citas indexadas, llevadas a cabo desde 1981 hasta 2013, se han centrado en los miembros inferiores, mientras que el 41% han sido dirigidas a los miembros superiores y el 6% restante a temas generales en prótesis. Del porcentaje de investigaciones en MMII, se presenta la Fig. 2 que muestra las tendencias en investigación de este miembro en específico.

Lo anterior es indicio de que las investigaciones y desarrollos en protésica siguen en continuo desarrollo, dado que la remoción del miembro genera diversos inconvenientes en la marcha del afectado -que a la fecha- no han sido subsanados. Las implicaciones fisiológicas sobre la amputación generan alteraciones en la marcha, lo que a futuro causará otras patologías no asociadas a la amputación directamente [11]. En la sección [ESTADO DEL CONOCIMIENTO](#) se detallan estas alteraciones dependiendo del tipo de prótesis implementada.

Otro aspecto importante es la capacidad económica de las poblaciones en desarrollo, lo que permite adquirir dispositivos protésicos de avanzada tecnología. Por otra parte, para los países subdesarrollados, se sacrifica bienestar adquiriendo dispositivos de bajo grado de movilidad y de menor tecnología para una población activa en su mayoría [11].

Por lo anterior, es de gran importancia seguir contribuyendo al desarrollo de dispositivos protésicos que brinden una mejor calidad de vida a los amputados de MMII mejorando las alteraciones presentes en la marcha, lo anterior se podría lograr a través del mejoramiento de la eficiencia energética de las prótesis sin necesidad de recurrir a actuadores que requieran fuentes de energía externa. Se estima que al no incurrir en este tipo de actuadores, el costo final de producción podría ser inferior a una prótesis activa.

2 GENERALIDADES

Conceptos Generales

Prótesis pasivas de pie: A estas prótesis se les denomina pasivas cuando no hay algún tipo de contribución energética mecánica externa. Estas prótesis se dividen en dos categorías: i) prótesis convencional: en donde la prótesis cumple una función netamente estética y ii) prótesis funcionales (en donde están inmersas las prótesis de Almacenamiento de Energía y Retorno (ESR por sus siglas en inglés)) cuyo propósito es restablecer alguna función del pie y tobillo [12].

Prótesis activas de pie: En estas hay una contribución de energía mecánica externa bien sea en la fase de balanceo (B) o en la fase de apoyo. En la literatura anglosajona son conocidas como *Bionic Prostheses* ó *Powered prostheses* [13].

Trabajo neto: Cuando se habla de trabajo neto, específicamente se refiere al trabajo cíclico que realiza algún sistema músculo-tendinoso, el cual se obtiene a partir de la integral de línea de los parámetros de fuerza vs. longitud muscular (ver Fig. 3), también se puede calcular mediante la obtención de la potencia instantánea del músculo. A manera de ejemplo, cuando el músculo se contrae y se le aplica una fuerza a tensión, se dice que está realizando un trabajo positivo por parte de ese miembro. Por otro lado, si el músculo se extiende y se aplica nuevamente fuerza a tensión, se dice que el trabajo es negativo [14].

Trabajo mecánico en la marcha humana: Éste se divide en dos tipos de trabajo, el primero es el trabajo interno, el cual está asociado con el movimiento de los miembros en relación al *Centro de Masa (COM)* corporal sobre el plano sagital. En cambio, el trabajo externo es el realizado por las fuerzas externas cuyo comportamiento se plantea en la Fig. 4 y el cual se puede estimar a partir de la medición de la *fuerza de reacción al piso (GRF)*.

Ahora bien, para estimar el trabajo interno se debe calcular la dinámica inversa de la marcha a través de modelos biomecánicos computacionales o mediante el software del laboratorio de marcha.

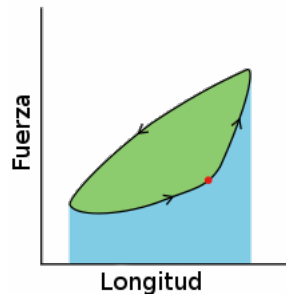


Figure 3: Ciclo de trabajo muscular. Las flechas indican la trayectoria temporal del ciclo de trabajo. La zona verde indica el trabajo neto, la zona azul indica el trabajo perdido. La suma de las dos zonas indica el trabajo total. Adaptado de Wikipedia Inc. [15]

Costo metabólico: Es la cantidad de energía consumida como resultado de la realización de una actividad que demande trabajo, usualmente se expresa en calorías. Su medición se realiza mediante la calorimetría indirecta, la cual mide volumen de oxígeno neto ($\dot{V}O_2$), frecuencia cardíaca y tasa de intercambio respiratorio (cuyo valor usualmente es 1.0). El $\dot{V}O_2$ se puede convertir a Julios usando la equivalencia energética de $20.1 J$ por $ml * O_2$ [17]. El costo metabólico se obtiene de la división del gasto energético ($\frac{J}{kg*min}$) por la velocidad (m/min).

Transición paso a paso: En el estudio del modelo biomecánico de Donelan *et al.* [18] se concluye que la fase de balanceo conserva la energía mecánica y por tanto no requiere trabajo para rotar alrededor de su COM, sin embargo la transición de los miembros en el apoyo doble si requiere trabajo, por tanto será el mayor determinante en el costo metabólico de la marcha y es en la transición paso a paso donde se determina esta variable.

Fase de marcha enfocada a la amputación transtibial: El ciclo de marcha se define como el intervalo de tiempo entre dos sucesos repetitivos en la marcha, generalmente se define el ciclo desde el *Contacto Inicial (CI)* del pie derecho hasta que se repita el mismo suceso. El pie izquierdo repetirá el mismo ciclo pero desfasado.

En la Fig. 2 se muestra el ciclo de marcha completo distribuido en porcentajes temporales sobre el ciclo completo, el cual se divide de la siguiente manera:

Table 1: Distribución temporal de la marcha. Tomado y traducido de [11]

Fase de marcha		Porcentaje de fase de marcha	
Fase de apoyo	Doble apoyo inicial	10%	60%
	Apoyo simple	40%	
	Doble apoyo terminal	10%	
Fase de balanceo	Inicial - Media - Terminal	40%	40%

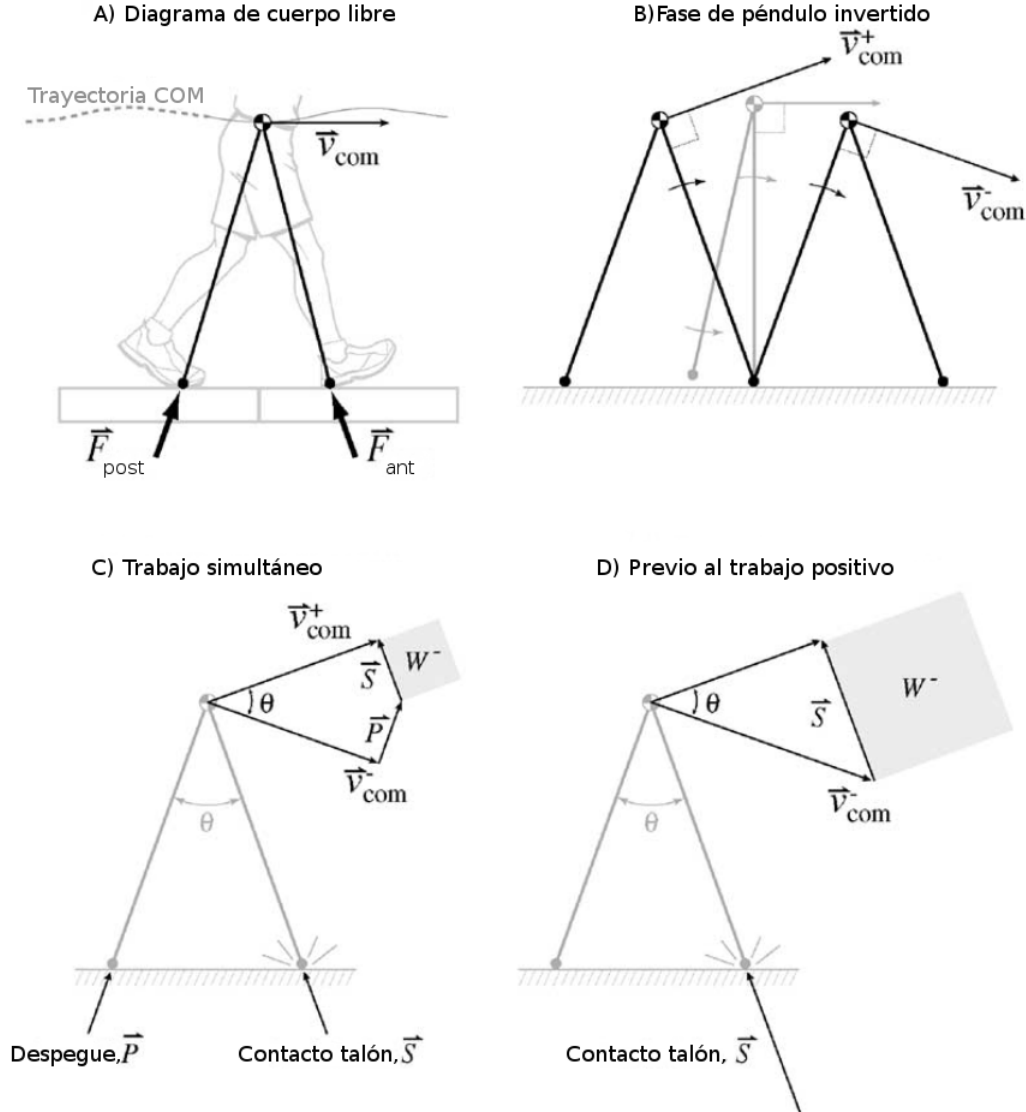
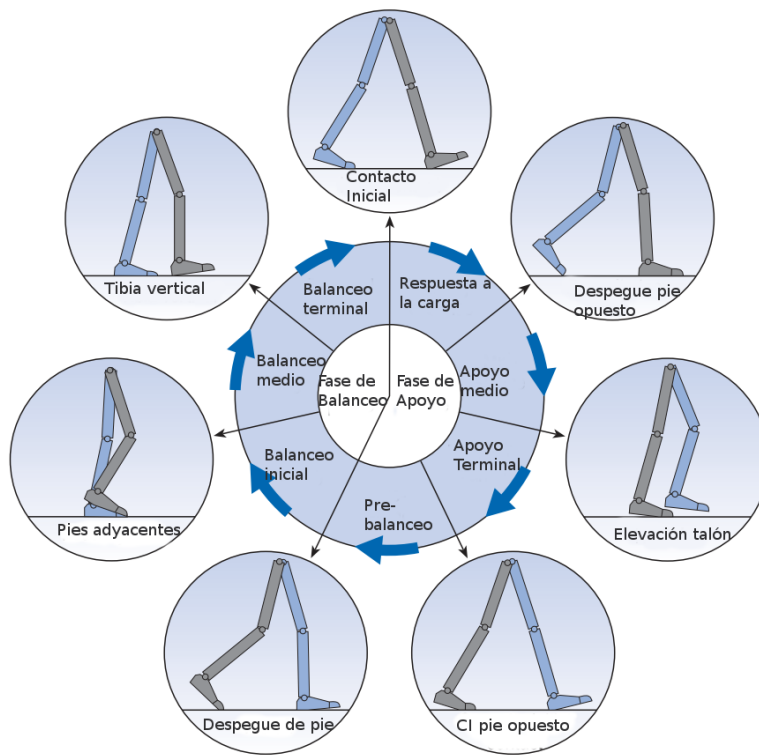


Figure 4: Modelo biomecánico de marcha de Kuo, en el cual se representa el trabajo individual de cada miembro (anterior y posterior) en la marcha bípeda durante el apoyo doble. En A) se muestra la velocidad del COM (\vec{v}_{COM}) y las fuerzas de reacción de los miembros posteriores (F_{post}) y anteriores (F_{ant}). En B) la velocidad del COM es perpendicular al miembro en fase de apoyo, los signos denotan los límites superior e inferior respectivamente. En C) se representa la transición paso a paso la cual requiere de un direccionamiento de la velocidad del COM, P y S representan impulsos escalones que emulan las GRF. Por último, en D) se visualiza la magnitud del trabajo negativo externo realizado por el miembro anterior previo a la generación de trabajo positivo del miembro posterior. Tomado y traducido de [16].



Posición de los miembros inferiores durante un ciclo de marcha estándar enfocado al pie derecho. Adaptado y traducido de Whittle[19].

Ahora, enfocándose específicamente en la dinámica de la articulación tibio-astragalina, se presenta la fisiología de esta junta desde el punto de vista del trabajo mecánico interno a realizar por esta articulación (Ver Fig.5).

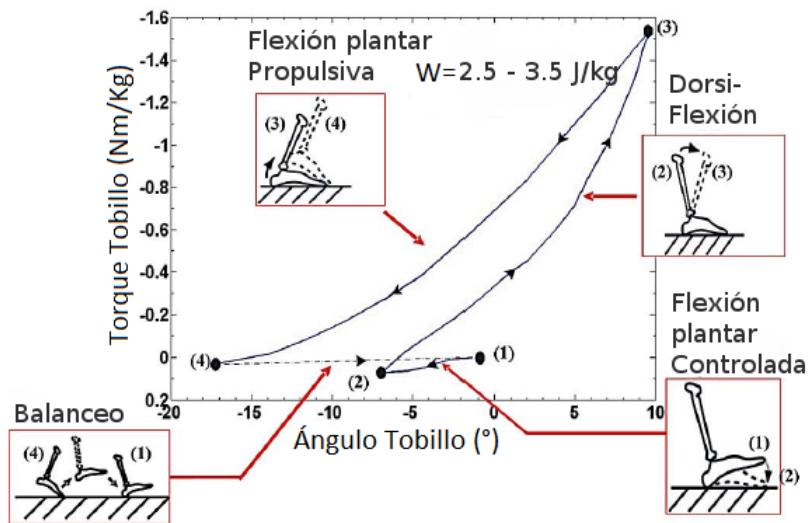


Figure 5: Gráfica de torque vs. ángulo de la articulación del tobillo a una velocidad de 1.25 m/s. El segmento (1-2) representa el Contacto Plantar (CP) en flexión, el (2-3) representa la dorsiflexión controlada (DC) y el (3-4) representa la *Propulsión Plantar (PP)*. La línea punteada (4-1) muestra la *fase de balanceo del pie (B)*. W es el *trabajo mecánico interno* generado. Adaptado y traducido de [20]

Dinámica pasiva: Se refiere al comportamiento dinámico de actuadores, robots u organismos sin necesidad de requerir energía de una fuente externa (e.g., baterías, combustibles, etc) para su funcionamiento. Los dispositivos que no requieren fuentes de potencia externa son considerados pasivos y su comportamiento se denomina usualmente como “dinámica pasiva” [21].

Actuador rígido: De acuerdo a Cherelle *et al.* [13] un actuador rígido es aquel que no posee la capacidad de almacenar energía por deformación elástica (i.e., motor eléctrico).

Actuador no rígido (*compliant actuator*): Es lo opuesto a una actuación rígida, ésta es capaz de almacenar energía potencial por deformación elástica [13].

Cuasi-rigidez: Es un término para definir la rigidez dinámica de las extremidades inferiores (e.g., tobillo, rodilla y cadera), la cuasi-rigidez es definida globalmente como la tangente del mejor ajuste lineal de la gráfica torque-ángulo (Ver Fig. 6) de una articulación sobre el ciclo de marcha o sobre una porción de la fase de apoyo [22]. En el estudio de Rouse *et al.* [23] se diferenció este concepto frente a los dispositivos pasivos y activos. En el primero, el concepto sigue siendo el mismo que el anterior, pero en el segundo, es el equivalente al control aplicado para obtener la trayectoria de la rigidez del actuador (e.g. control del torque y velocidad del motor).

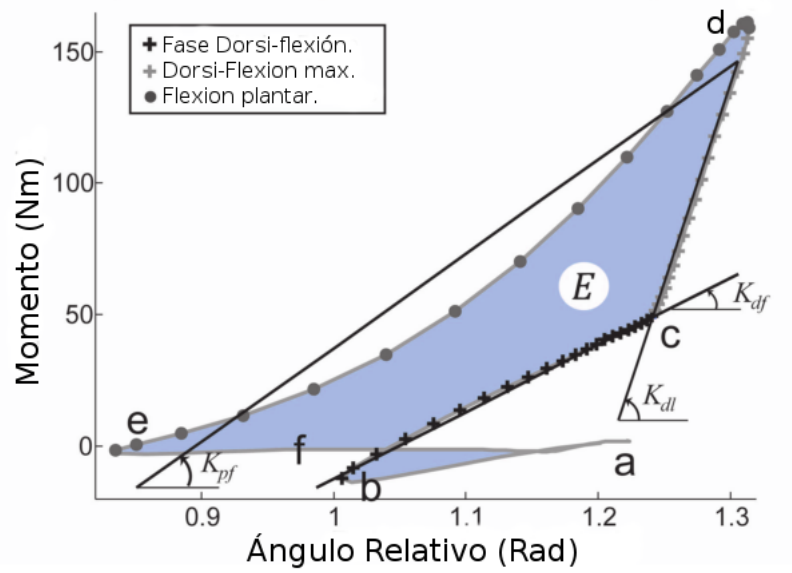


Figure 6: Cuasi-rigidez de la articulación de tobillo a velocidad constante de 1.75 m/s. Las letras a-f corresponden a las diferentes instancias de la fase de marcha como son: a) CI; b) Apoyo Medio; c y d representan la DC inicial y terminal respectivamente; e) Despegue de pie; f) fase de B. La cuasi-rigidez es calculada basándose en el mejor ajuste lineal de los puntos b-c para la DC inicial (K_{df}), c-d para la DC terminal (K_{dl}) y d-e para la descarga en la PP (K_{pf}). (E) representa el trabajo positivo realizado en la articulación. Adaptado de Shamaei *et al.* [22].

El mejor ajuste lineal de cada instancia mostrada en la Fig. 6 se determinó mediante una regresión de mínimos cuadrados por Shamaei *et al.* [22] de la siguiente manera:

$$K_{pf} \approx 11 + \frac{34.6WH - 3.81WHV - 741}{\theta_{df}} \quad (1)$$

$$K_{dl} \approx \frac{-1596 - (18.0V^2 - 88.8V + 118.9)WHV + 146.2W}{\theta_{dl}} \quad (2)$$

$$K_{pf} \approx 17 - \frac{(3.68V - 10.68)WHV^3 - 56.61W}{\theta_{pf}} \quad (3)$$

$$E = 15500 + (510.8 - 37.9W + 14.25VW)(\theta_{df} + \theta_{dl}) + ((39.6 - 24.4V + 3.47HV^3 - 0.84HV^4)W - 803.6)(\theta_{pf} - \theta_{dl}) \quad (4)$$

Dónde θ_{df} , θ_{dl} , θ_{pf} son los ángulos entre los puntos b - c, c - d y d - e respectivamente (Ver Fig. 6), W es el peso corporal, V es la velocidad preferida del usuario y H es la altura

corporal, E es el trabajo realizado. La calidad de la regresión se da por el R^2 , el cual fue de 75.4%, 75.3%, 81.3% y 80.5% para las ecuaciones 1, 2, 3 y 4 respectivamente.

De lo anterior se puede deducir que la cuasi-rigidez depende directamente de la antropometría y de su velocidad preferida, por tanto una prótesis para esta articulación podría ser más eficiente si se diseñara de acuerdo a sus características individuales.

Dinámica Multi-cuerpo Deformable [24]: Cuando la distancia entre dos partículas del cuerpo permanecen constantes, se dice que las fuerzas que interactúan provocan una aceleración lineal y angular uniformes a lo largo del cuerpo, a esto se le conoce como dinámica multi-cuerpo rígida. A diferencia de lo anterior, en la dinámica deformable, el movimiento del cuerpo depende de la deformación relativa de una partícula frente a sus partículas vecinas. La cinemática de los cuerpos de bajas deformaciones se puede describir mediante la matriz de gradientes de posición del vector, así:

$$J = \frac{\partial \xi}{\partial \mathbf{x}} = \frac{\partial \xi}{\partial \bar{\mathbf{x}}} \frac{\partial \bar{\mathbf{x}}}{\partial \mathbf{x}} = \frac{\partial \xi}{\partial \bar{\mathbf{x}}} A^T \quad (5)$$

En donde el Jacobiano J dependerá de la matriz de desplazamientos ξ del vector y de sus coordenadas generalizadas \mathbf{x} , que a su vez dependerán de la orientación del sistema $\bar{\mathbf{x}}$, la matriz A^T corresponde a la matriz de transformación ortogonal.

De la cinemática surgen los componentes de deformación que para el caso de bajas deformaciones se presenta la siguiente aproximación:

$$\varepsilon_m \approx \frac{1}{2} [\bar{J}^T + \bar{J}] \quad (6)$$

En la ecuación 6, los componentes de la deformación ε_m dependerán del jacobiano del sistema \bar{J} referente al sistema de coordenadas generalizado. Ahora bien, para expresar la dinámica de cada cuerpo del sistema, se utilizan las ecuaciones de Lagrange para derivar las ecuaciones diferenciales de movimiento, teniendo como resultado la siguiente expresión:

$$M^i \ddot{q}^i + K^i q^i + C_{q^i}^T \lambda = Q_e^i + Q_v^i, i = 1, 2, \dots, n_b \quad (7)$$

Donde M es la matriz de masa de cada cuerpo i , las coordenadas generalizadas de cada cuerpo q se derivan para encontrar su aceleración relativa al punto de origen, K representa la matriz de rigidez, $C_{q^i}^T$ representa las restricciones, λ es el vector de los multiplicadores de Lagrange. En el otro lado de la ecuación se tiene que Q_v^i es el vector de velocidad cuadrática resultado de la diferenciación de la energía cinética con respecto al tiempo y a las coordenadas del cuerpo, finalmente Q_e^i representa el vector de fuerzas generalizadas.

ESTADO DEL CONOCIMIENTO

Estado actual de la prótesis transtibial:

La justificación indica la tendencia mundial de continuar investigando las patologías de la amputación transtibial, debido a la complejidad de la articulación de tobillo y de la demanda energética por parte del usuario. Grandes avances en la prótesis de miembro inferior se han realizado para mejorar la naturalidad en la marcha, bien sea en prótesis pasivas con respuesta elástica (ESR), las cuales en el mercado se pueden encontrar un sinnúmero de productos con características diversas, o en prótesis activas (conocidas también como prótesis biónicas), las cuales han mostrado una mejoría con respecto a las pasivas en términos biomecánicos y fisiológicos. El estado actual de los dispositivos protésicos de pie pasivos se listan en el artículo de Versluys *et al.* [12] y la clasificación de prótesis hasta las activas se enuncian en la revisión de Cherelle *et al.* [13], las cuales se muestran en la Fig. 7.



Figure 7: Categorización según Cherelle *et al.*[13] de las prótesis comerciales. De izquierda a derecha: el pie SACH, el pie de eje sagital, pie OSSUR® flex foot, Echelon foot®, pie Proprio de OSSUR® y por último la BiOM® de iWalk Inc. Adaptado de [13].

A la fecha, de toda la literatura indagada se han encontrado las principales fortalezas y debilidades en las prótesis ESR (Ver Tabla. 2.). A su vez, éstas debilidades repercuten negativamente en la biomecánica de la marcha generando ciertas alteraciones, las cuales se enuncian en la Tabla 3.

Table 2: Fortalezas y debilidades en prótesis ESR.

Fortalezas prótesis pasivas	El precio de la prótesis es inferior en relación a las activas.
	Buena fuente de <i>trabajo positivo</i> al final de la fase de apoyo sin requerir baterías. [25]
Debilidades prótesis pasivas	Sólo reaccionan a la compresión en la etapa de dorsiflexión. [26].
	Existe una diferencia entre la potencia generada en la máxima flexión plantar del pie no afectado en comparación al pie protésico [20, 27].
	Se presenta baja absorción al choque en el pie afectado [28] y una mayor colisión en el pie no afectado [29].
	No pueden replicar el trabajo positivo necesario en la dorsiflexión máxima de la marcha [30, 31].
	La prótesis ESR crea resistencia a la rotación articular de tobillo, lo que ejerce un efecto de freno en la progresión del Centro de Masa (COM) corporal [32].

Table 3: Alteraciones biomecánicas en usuarios con prótesis ESR.

Alteraciones biomecánicas	Los usuarios de estas prótesis consumen entre un 20% a 30% mayor <i>costo metabólico</i> en comparación a personas sin patologías. [20, 33].
	Los usuarios reducen la velocidad de marcha entre un 30% a 40% a la misma distancia de una persona saludable. [20, 34, 35, 36, 37, 33].
	Presentan patrones asimétricos en la marcha [20, 38, 37].
	El miembro afectado en amputación transtibial presenta mayor tiempo de balanceo, mayor longitud de paso, menor tiempo de fase de apoyo y menor momento de inercia [39].
	Personas que presentan amputación unilateral transtibial aumentan el riesgo de generar susceptibilidad a la osteoartritis de rodilla[40].
	Se presenta mayor extensión de cadera, flexión de rodilla y dorsiflexión de tobillo en el lado inafectado. [41].
	Se presenta mayor flexión de cadera y rodilla en la fase de apoyo de la marcha en el lado afectado [41].
	Las alteraciones biomecánicas de la amputación pueden ser la causa primordial del dolor dorsolumbar [42].

Por su parte, las prótesis activas brindan mayores fortalezas en comparación a las prótesis ESR (Ver Tabla. 4) dada la implementación de actuadores activos y sistemas embebidos para su control. No obstante, éstas presentan algunas debilidades que no permiten su masiva implementación (Ver Tabla. 5) y reducidas alteraciones biomecánicas (Ver Tabla. 6).

Table 4: Fortalezas de las prótesis activas en comparación a las pasivas.

Fortalezas prótesis activas	El sistema reemplaza la pérdida muscular y tendinosa, por lo que pueden actuar y reaccionar[26].
	Es capaz de reconocer diferentes terrenos y velocidades [43].
	Es capaz de producir potencia positiva mecánica [30].
	Alcanza una reducción de la demanda metabólica hasta en un 16% [35, 31].
	Presenta una trayectoria más estable en comparación a las pasivas [37].
	Los usuarios han presentado un aumento en la velocidad preferida de marcha usando prótesis activas mejorando hasta en un 10% en comparación a las ESR [36].
	Reducciones en la tasa de carga por fuerza en el impacto inicial y en la presión pico en el contacto de talón en comparación a las prótesis ESR [37].
	Decrecimientos en la fuerza resultante pico y en los momentos aductores de rodilla del lado inafectado en la marcha natural con amputado transtibial unilateral [40].

Table 5: Debilidades prótesis activas actualmente.

Debilidades prótesis activas	Al tener artefactos eléctricos, estos causan altos niveles de ruido [44].
	La mayoría de las prótesis activas no cumplen con el concepto de antropomorficidad [45].
	Aún requieren una mimetización de la cuasi-rigidez más detallada [37].
	El precio de venta de la prótesis BiOM® se encuentra en U\$40.000 en promedio [44], la prótesis Proprio ® de Ossur cuesta alrededor de U\$25.000 [46], mientras que una prótesis pasiva de OttoBock® puede costar alrededor de COP \$3.000.000 [9].
	Todas las prótesis pasivas son más ligeras que las activas.
	Requieren un mayor mantenimiento que las pasivas.
	Los técnicos deberán sintonizar los parámetros de la prótesis (potencia, tiempos, torques, entre otros), mientras que en las pasivas no se realiza este procedimiento.
	Requieren de sistemas de actuación que se componen de: servo-motores, transmisiones y baterías para su funcionamiento [44], por lo que la autonomía en comparación a las pasivas es inferior.
	Se deben implementar técnicas de control específicas en prótesis (e.g., [47]), lo cual demanda hardware y consumo eléctrico. Lo anterior genera mayor costo en comparación a las ESR.

Dado que las prótesis ESR no son capaces de reducir significativamente el costo metabólico en la marcha, ni de mejorar el patrón de marcha a niveles normales, se han generado diferentes mecanismos de actuación en la fase de propulsión, los cuales realizan el trabajo necesario para poder suplir

Table 6: Alteraciones biomecánicas presentes en prótesis activas actualmente.

Alteraciones biomecánicas	Al ser la marcha más dinámica, la presión en el muñón es mucho mayor en comparación a las pasivas, por lo que el riesgo de generar úlceras, dermatitis y traumas en esta zona es mucho mayor. [48]
	No es aplicable a pacientes pediátricos debido a que están diseñadas para un rango de peso en específico (75kg-110kg)[45].

la energía mecánica faltante en la marcha. Dicha energía debe ser entregada en forma controlada para poder replicar el movimiento biológico de la articulación tibio-astragalina (Ver Fig. 5).

Por lo anterior, la literatura científica en prótesis de pie se ha enfocado al desarrollo del propulsor flexiplantar, y a la fecha se han desarrollado una serie limitada de actuadores que alcanzaron el modelado y otros que han llegado a su comercialización; según Vanderborght *et al.* [49], el desarrollo de mecanismos actuadores de impedancia variable siguen en continuo desarrollo para alcanzar una buena relación energía-eficiencia, seguridad y una gran movilidad dinámica. En el [Apéndice B: Estado actual actuadores protésicos](#), se puede apreciar el estado del arte en cuanto a los actuadores protésicos desarrollados y/o propuestos a la fecha.

Aunque por métodos del modelado computacional se han realizado algunas mejoras sobre la marcha con estos actuadores, como se aprecia en el Apéndice B no todos estos han sido llevados a la fabricación, dada la inviabilidad de realización del amortiguador y/o el actuador elástico en un espacio tan reducido. Si bien los actuadores del tipo SEA han mostrado que pueden suplir el trabajo positivo en la marcha, la potencia requerida por el actuador y el control siguen siendo altamente demandantes en términos de consumo energético externo dada la ineficiencia de los sistemas que lo componen.

Dos variables que se tienen en cuenta para determinar la eficiencia energética del actuador (aspecto importante para la autonomía² requerida en prótesis activas) en diferentes estudios (e.g. [50, 51, 52, 53]) son: i) la *Potencia Pico (PPI)* del motor, la cual es obtenida en cada dorsiflexión máxima durante el ciclo de marcha y ii) el *Requerimiento Energético (RE)* el cual se obtiene de la integral sobre la potencia positiva requerida en todo el ciclo de marcha. Hoy en día, teniendo varios actuadores protésicos propuestos en la literatura, se presenta la Fig. 8 que muestra los requerimientos necesarios para impulsar un amputado transtibial de 75kg de peso a una cadencia de 1 m/s.

²La autonomía se refiere a la cantidad de pasos por día que puede dar el usuario hasta la descarga de la prótesis activa. Generalmente los usuarios requieren entre 3000 y 5000 ciclos por día [40].

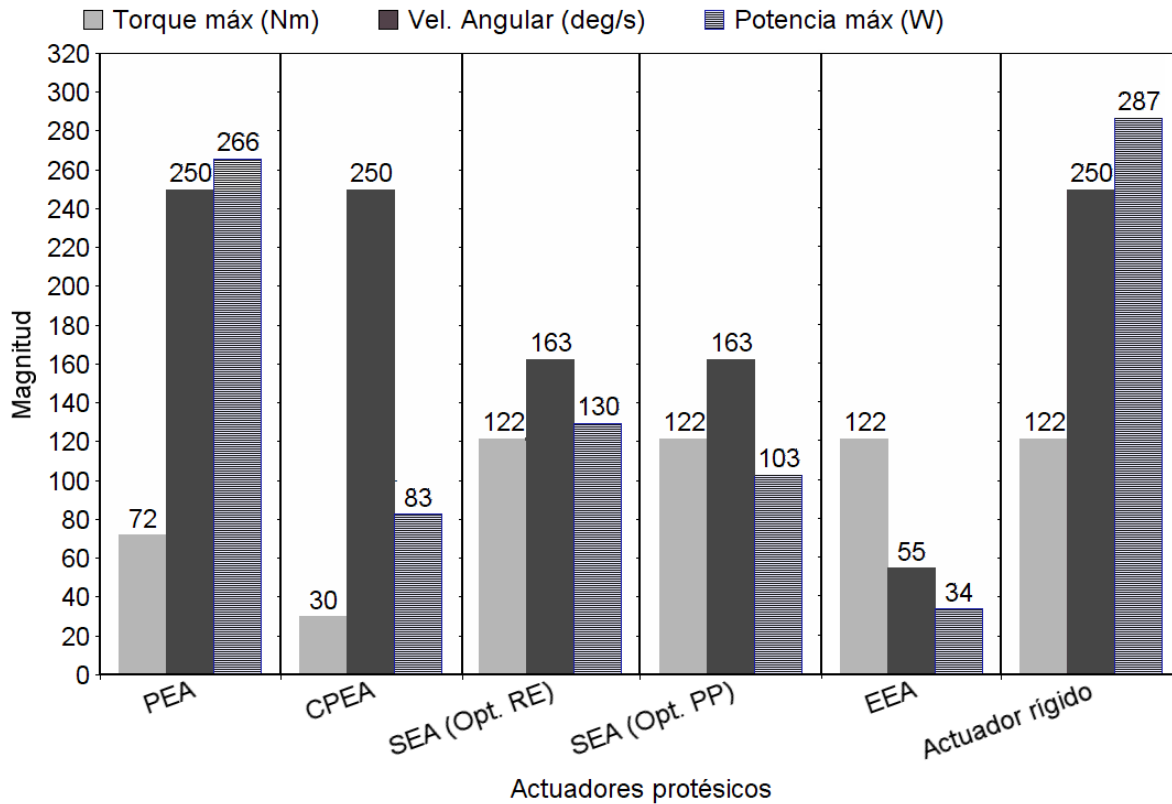


Figure 8: Variables mecánicas en actuadores protésicos para una persona de 75 kg de peso y cadencia a 1 paso/s [13]. Nomenclatura: PEA: Actuador Elástico en Paralelo, CPEA: PEA con embrague, SEA Opt RE: Actuador Elástico en Serie optimizando el mínimo Requerimiento Energético, SEA Opt PPi: SEA optimizando mínima Potencia Pico, EEA: Actuador Explosivo Elástico.

Un aspecto a tener en cuenta es que la potencia energética necesaria para realizar el empuje (*push-off*) no considera las pérdidas por la eficiencia del motor (50-60%) y tampoco se consideran las pérdidas energéticas por las transmisiones mecánicas de estos sistemas, por lo que para una potencia pura de 287 W, se requieren aproximadamente 600 W reales [13].

Por lo anterior, del estudio de la biomecánica de la marcha se ha encontrado que la mayoría de la disipación de la energía ocurre cuando el vector velocidad del COM corporal es redirigido en la transición paso a paso. Es decir que, en cada transición el miembro posterior en su fase de apoyo es la base para que el miembro anterior en su fase de balanceo se comporte como un péndulo invertido, el cual transportará el COM corporal en forma oscilante visto desde el plano sagital (Ver Fig. 9A), lo anterior produce una pérdida de energía en cada contacto inicial en la marcha en la colisión [54].

Por tanto, Collins y Kuo [54] reciclaron esta energía perdida a través de la compresión de un resorte metálico, para entregarla en la fase final de apoyo (Ver Fig. 9C), lo que permitió generar el

trabajo positivo interno en la propulsión. Sin embargo, no redujo la absorción al choque en ningún miembro, a su vez el sistema no aprovechó toda la energía perdida y el empuje fue entregado posterior a la fase terminal de apoyo.

A grandes rasgos las prótesis activas siguen un mismo procedimiento de diseño: utilizan un pie pasivo, implementan un actuador para la propulsión en la dorsiflexión máxima del pie, aplican una estrategia de control para la marcha y una fuente de energía abastecerá su funcionamiento. Por lo que surge la incógnita de incursionar en otras estrategias que puedan suplir la necesidad de los amputados de una manera más eficiente.

Si bien en el campo de la protésica y de la ingeniería se están realizando aproximaciones para mimetizar las funciones del triceps surae, algunas otras como la de [55] se enfocan en las contribuciones de la parte distal del pie, las cuales no se han replicado a la fecha a causa de su aporte en trabajo negativo.

En síntesis, las patologías presentadas en amputaciones de miembros inferiores se traducen en afectaciones energéticas al usuario (costo metabólico), dada la ausencia del 80% del trabajo neto generado por el triceps surae, y del porcentaje restante del trabajo generado por los músculos intrínsecos y tejidos del pie.

En consecuencia de lo anterior, se presentan alteraciones en los patrones de marcha a falta de trabajo positivo en la dorsiflexión y baja absorción al choque en prótesis pasivas. Por ende, las investigaciones en protésica se han enfocado al desarrollo de actuadores protésicos para poder subsanar las patologías presentes aún en prótesis ESR. Para una mejor ilustración de la problemática se presenta el [Apéndice A: Marco conceptual problemática](#).

Sin embargo, la baja eficiencia de los actuadores implementados a la fecha afectan la autonomía de las prótesis activas, sin descartar los demás inconvenientes mencionados anteriormente en esta clase de prótesis. Por tanto surge la necesidad de incursionar en el diseño de sistemas *dinámicos pasivos* [56] para la protésica de miembros inferiores que aprovechen la energía mecánica a disipar en la colisión del contacto inicial y devolverla en la dorsiflexión máxima (Ver Fig. 5), sin afectar el espacio antropométrico del miembro ausente. Lo anterior permitirá subsanar las alteraciones presentes con prótesis pasivas y brindará un trabajo positivo interno mayor al que generan éstas.

Manufactura aditiva en prótesis:

El desarrollo tecnológico en manufactura ha sido aprovechado en el campo de la medicina, desde la fabricación de dispositivos con fines de enseñanza hasta la reproducción de una célula, un tejido, un órgano y/o un implante [57]. Todo se debe a la revolución industrial del 3D printing o manufactura aditiva, la cual forma la pieza o conjunto capa por capa sin necesidad de remover material a partir de un modelo CAD.

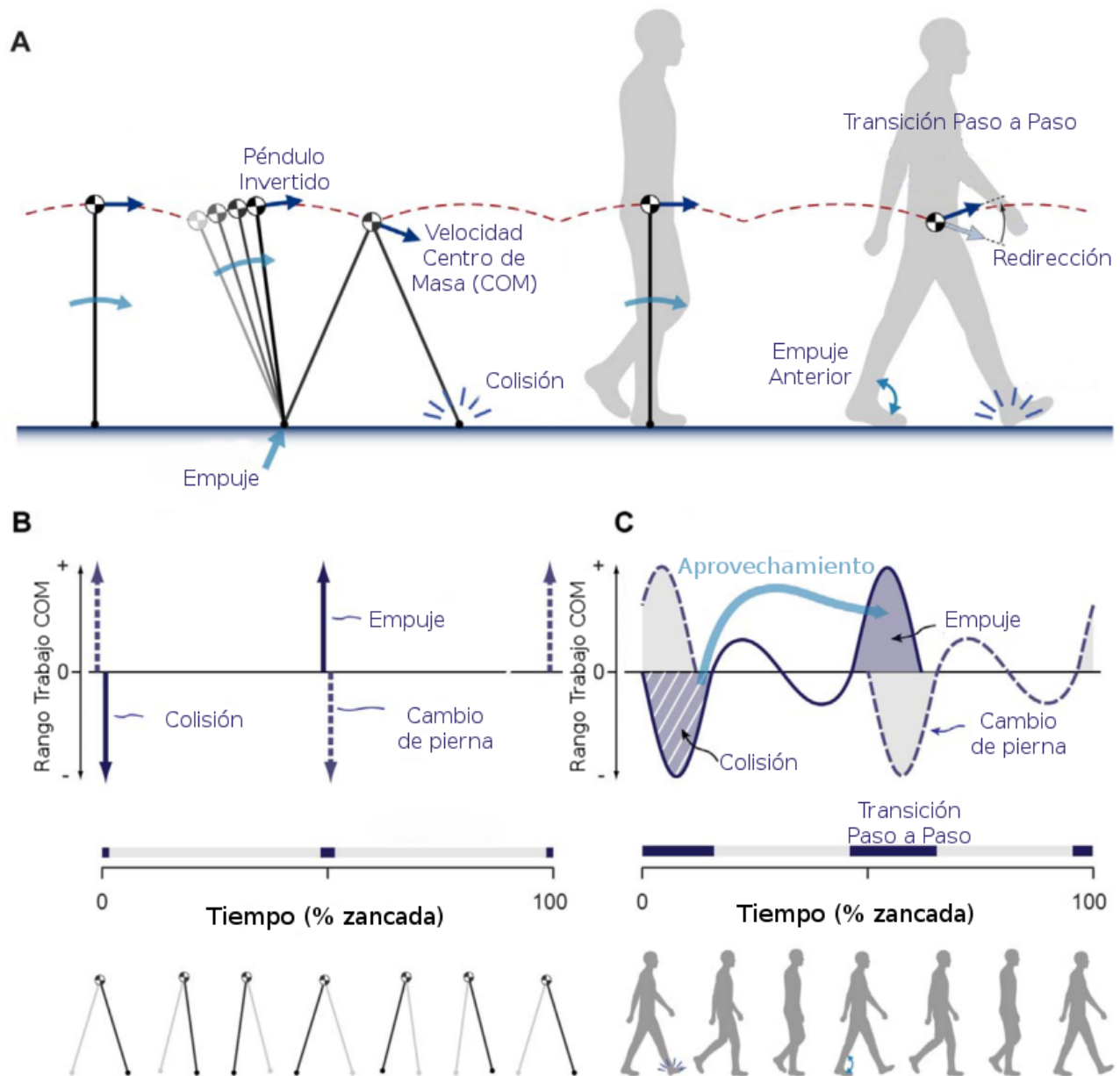


Figure 9: (A) Representación de la fase de apoyo en la marcha comportándose como un péndulo invertido, se aprecia el re-direccionamiento del vector velocidad del COM. (B) Tasa de trabajo de cada pierna durante la longitud de la zancada generada por el COM, la diferencia de distancia entre vectores indica la transición del trabajo en cada paso. (C) Representación teórica de la tasa de trabajo de cada miembro vs. la longitud de la zancada, el propósito es aprovechar el trabajo negativo perdido en el impacto de talón y retornarlo en la fase de propulsión [54].

La tecnología en *Manufactura Aditiva* (MA) o impresión 3D (3D printing) brinda muchas ventajas en comparación a los métodos de fabricación convencionales, las cuales se detallan en los estudios de Weller *et al.* [58] y Diegel *et al.* [59]. Estas bondades han sido aprovechadas por diversos investigadores en prótesis para fabricar sus modelos experimentales, tal es el caso de South *et al.*[60] que determinó el efecto de la rigidez de la prótesis de pie pasiva en los parámetros biomecánicos del usuario, usando el método de sinterizado por láser para la fabricación. Otro caso más reciente es el de Yap *et al.* [61], cuyo propósito era fabricar una prótesis con diferentes antropometrías para que los pacientes pediátricos se adapten a este dispositivo a medida que vayan creciendo. En miembros superiores el prototipo biomimético más destacado es el de Xu y Todorov [62], cuya geometría del modelo fue tomada de una mano esquelética real.

Ahora bien, la tecnología en MA y el concepto de auto-ensamblaje lograron fabricar dispositivos que cambian de forma con el tiempo, a esto se le conoce como impresión 4D. Estos modelos cambian de forma una vez se les somete a un cambio de ambiente pasivo (e.g., inmersión en agua [63, 64], cambios de temperatura [65]), a su vez se puede manipular la elasticidad del modelo gracias a la capacidad de imprimir en diferentes materiales las secciones deseadas.

Lo anterior es muestra de que los materiales para impresión 3D cuentan con la suficiente capacidad mecánica estructural para fabricar modelos de este tipo, a su vez esta tecnología brinda una mayor libertad en cuanto a la geometría de las piezas se refiere.

Si bien se han realizado dispositivos protésicos en impresión 3D para miembros inferiores, estos modelos manejan propiedades mecánicas del material uniformes, sabiendo que para obtener una aproximación real del tobillo se deben poder controlar las propiedades visco-elásticas (aunque en ciertas instancias la contribución viscosa en la marcha normal es nula [66]) y elásticas de las distintas zonas que conforman el mismo para obtener la *cuasi-rigidez* del sistema.

Dada la habilidad de la impresión 3D para adicionar material libremente, ésta puede tener gran impacto en cómo puede ser diseñado un objeto o conjunto dependiendo de las propiedades mecánicas deseadas. A su vez, teniendo en cuenta que la estrategia del diseño del prototipo de prótesis es proveer diferentes configuraciones elásticas en el modelo para almacenar la mayor cantidad de energía posible y posteriormente proveerla en un instante específico, surge la posibilidad de implementar materiales celulares en la configuración deseada.

Los materiales celulares pueden alcanzar alta rigidez y resistencia por unidad de masa, a su vez, pueden proveer buenas características de absorción de energía [67]. Los materiales celulares incluyen varias geometrías, tales como: espumas, panal de abejas y configuraciones enrejadas (*lattice*).

Su implementación con MA ha mostrado buenos resultados en cuanto a la fabricación de distintos tipos de sólido celular, bien sea en la obtención de un meta-material para el control de la rigidez a medida que el material se somete a una tensión [68], o para la obtención de la rigidez deseada en

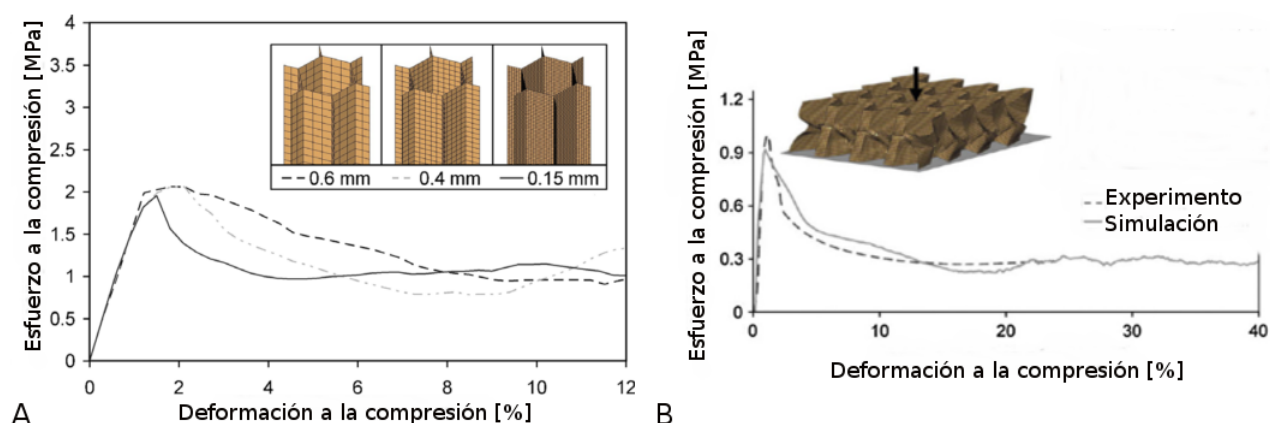


Figure 10: A) Resultados del esfuerzo a la compresión de una configuración estructural tipo *honeycomb* mediante una carga *Out-of-plane* con diferentes refinamientos en el mallado. B) Curva esfuerzo-deformación a la compresión de una estructura *Honeycomb* obtenida *In-silico*, comparada con los resultados experimentales. Editado de Heimbs [71]

diferentes secciones a través de la implementación de algoritmos de optimización [69].

Sin embargo, predecir el comportamiento de estos materiales desde la experimentación conlleva una alta relación costo-beneficio, a su vez ciertas variables (i.e. plasticidad cristalina, mecánica macro-molecular, distorsión de las células, entre otros.) no son fácilmente observables mediante la experimentación [70].

Para ello, distintas pruebas virtuales se han llevado a cabo con este tipo de materiales mediante la técnica FEM, las cuales han sido validadas mediante la experimentación. Tal es el caso de Heimbs [71], el cual determinó el comportamiento dinámico *In silico* de cuatro diferentes configuraciones de estructuras *honeycomb* a diferentes tipos de carga compresiva (i.e. *In-plane* y *Out-of-plane*). El estudio determinó cuáles son las principales variables influyentes para una buena correlación con los resultados experimentales (Ver Fig. 10A).

Otras técnicas similares que no se consideran sólidos celulares pero si conservan el mismo propósito son las micro-estructuras a pequeña escala, cuya obtención de las propiedades mecánicas, dependerán de su geometría y respectivas configuraciones internas, más no de las propiedades del material [72].

Modelos computacionales músculo-esqueléticos:

Algunos parámetros biomecánicos previamente mencionados no son fáciles de medir o estimar a simple vista, del mismo modo, algunos prototipos de prótesis (e.g., [73]) no fueron validados en paciente sin pasar por una verificación computacional que asegure el cumplimiento de los requerimientos de diseño.

Por tanto, una buena estrategia para dilucidar la relación entre la estructura fisiológica y el comportamiento biomecánico a estudiar es el método del modelado computacional. Aunque las simplificaciones biológicas, físicas y de ingeniería no aseguran un comportamiento completamente certero, estas brindan ciertas ventajas al momento de realizar experimentaciones en el modelo, como son: i) La habilidad para predecir un efecto o respuesta; ii) Habilidad para estimar parámetros que son imposibles o difíciles de medir a simple vista; iii) Libertad desde el punto de vista de las restricciones éticas en experimentaciones con seres vivos, entre otros [74].

La evolución de los modelos de marcha bípeda los describe Cifuentes *et al.* [75], donde se encontró que el modelo de marcha humana más aproximado a los requerimientos del presente trabajo es Opensim®[76, 77, 78]. Este software permite realizar simulaciones dinámicas del movimiento corporal a través de la integración de los siguientes desarrollos previos:

- **SIMM: (*Software for Interactive Musculoskeletal Modeling*)** Ésta herramienta facilita el modelado, la visualización y el análisis del sistema músculo-esquelético visto en 3D. Algunos modelos (e.g.,[79]) cuentan con una caracterización antropomórfica robusta del sistema músculo-tendinoso y esquelético para poder ser usados en casos específicos una vez realizada la escalización de cada uno.
- **Simbody [80]: API (*Application Programming Interface*)** para realizar simulaciones de modelos coordinados de sistemas multicuerpo. La librería de programación le permite realizar análisis dinámicos para aplicaciones biomédicas a diferentes escalas.

Al desear subsanar las alteraciones biomecánicas presentes en un usuario de prótesis pasiva en la marcha humana es necesario cuantificar los parámetros cinemáticos y cinéticos del estudio de caso, para poder calcular posteriormente el ciclo de trabajo tanto interno (a través de la cinemática inversa) como externo (a través de la plataforma de fuerzas) de la prótesis de referencia, como del nuevo concepto a plasmar. La viabilidad para su realización es alta debido a la experiencia del candidato y del grupo de investigación GIBM-UNCB en la temática, éste bagaje puede apreciarse en el [Apéndice C: Antecedentes del autor y del grupo de investigación en temas afines](#).

IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

- Las prótesis pasivas actuales utilizadas en pacientes con amputación transtibial, provocan alteraciones en los parámetros dinámicos de la marcha, debido a la ausencia de trabajo positivo del miembro faltante.

Pregunta de investigación:

¿Qué configuración de prótesis transtibial pasiva, generará el trabajo positivo necesario en la fase de apoyo final, a través del aprovechamiento de la energía perdida del Contacto Inicial de la marcha?

Hipótesis:

Una prótesis transtibial, configurada para aprovechar la energía perdida del Contacto Inicial, permitirá generar el trabajo positivo necesario en la fase de apoyo final a través de un sistema dinámico pasivo.

OBJETIVO GENERAL Y ESPECÍFICOS

Objetivo General: Proponer una configuración de prótesis transtibial, que genere a través de un sistema dinámico pasivo, el trabajo positivo necesario en la dorsiflexión máxima, aprovechando la energía perdida en el contacto inicial de la marcha.

Objetivos Específicos:

1. Identificar los parámetros biomecánicos y el diagrama del ciclo de trabajo a usuarios de prótesis pasivas con amputación unilateral transtibial para determinar sus requerimientos energéticos.
2. Obtener el modelo preliminar de la prótesis transtibial que aproveche la energía, durante el contacto inicial y el apoyo medio, para entregarla en la fase de apoyo final de la marcha mediante un sistema dinámico pasivo.
3. Determinar la configuración detallada del modelo preliminar de prótesis transtibial mediante la aplicación de sólidos celulares.
4. Validar el modelo dinámico de la prótesis transtibial configurada, en comparación a un modelo protésico pasivo.

METODOLOGÍA Y ACTIVIDADES:

El procedimiento metodológico general se llevará a cabo mediante una parte experimental (adquisición de datos dinámicos en la marcha y validación del modelo) y otra parte *In-Silico*, donde se llevará el proceso de diseño y verificación del funcionamiento de la prótesis. La metodología computacional se concentrará en un marco construido en lenguaje Python, tal como lo muestra la Fig.

11. A su vez, todo el proceso computacional pasará por el proceso de validación propuesto por Hicks *et al.* [81], el cual se muestra en la Fig. 12.

Ahora, para cada objetivo se presenta una metodología particular, sin obviar la organización anteriormente mencionada, por tanto se presenta la siguiente metodología y actividades particulares, así:

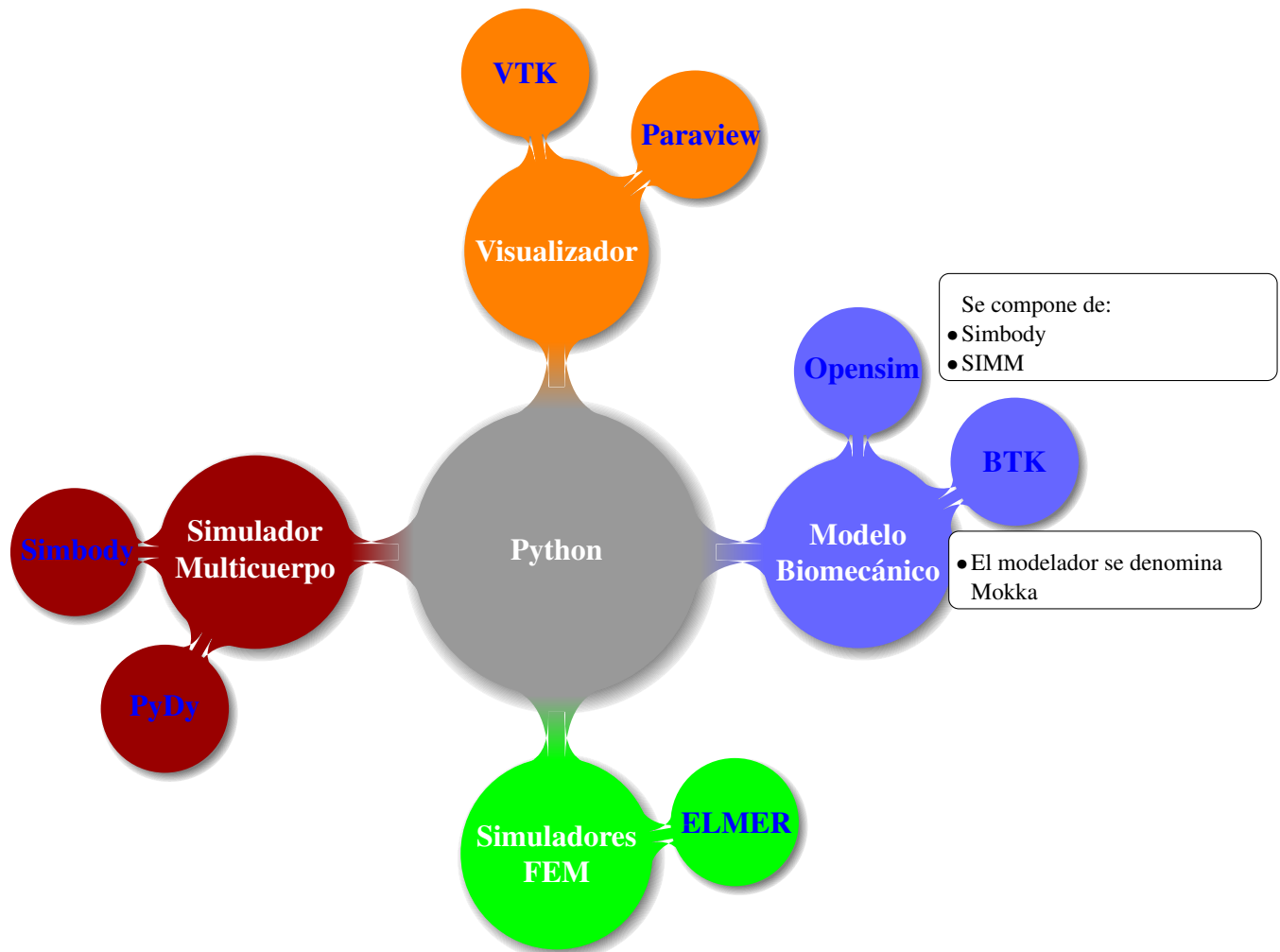


Figure 11: Marco computacional de la metodología. Los hiper-vínculos direccionan a la página principal de cada programa tentativo *Open-source* a implementar en el proyecto.

Objetivo 1: Identificar los parámetros biomecánicos y el diagrama del ciclo de trabajo a usuarios de prótesis pasivas con amputación unilateral transtibial para determinar sus requerimientos energéticos.

Metodología: Adquirir los principales parámetros biomecánicos (Ver Tabla. 7) de la marcha normal para obtener el modelo biomecánico de un usuario de prótesis ESR con amputación transtibial unilateral y otro sujeto sin patologías (de antropometría similar) como referencia.

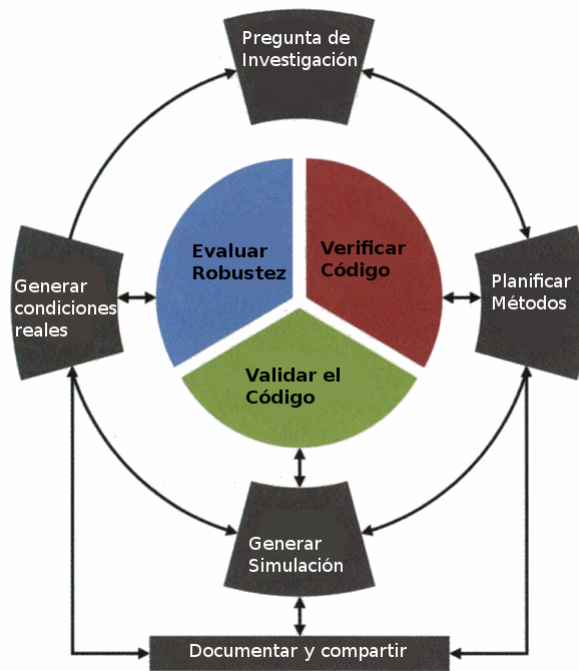


Figure 12: Proceso validación y verificación modelos biomecánicos de Hicks *et al.* [81]

Table 7: Principales parámetros según Sagawa *et al.* [82], utilizados para el análisis de la marcha en amputados de miembro inferior.

Parámetros Espacio-temporales	Velocidad (m/s)
	Cadencia (pasos/min)
	Tiempo del ciclo completo (s)
	Tiempo fase de apoyo (s)
	Tiempo fase de balanceo (s)
	Tiempo en el apoyo simple (s)
	Tiempo en el apoyo doble (s)
	Longitud del paso (m)
	Localización del COM respecto al piso
Ángulos articulares	Ángulos de cadera (rad)
	Ángulos de rodilla (rad)
	Ángulos de tobillo (rad)
Momentos articulares	Cadera (Nm/kg)
	Rodilla (Nm/kg)
	Tobillo (Nm/kg)
Potencia Articular	Cadera (W/kg)
	Rodilla (W/kg)
	Tobillo (W/kg)
Plataforma	Fuerza de Reacción anteroposterior
	Fuerza de reacción vertical
	Impulso de reacción anteroposterior
	Centro de Presiones (COP)

Actividades:

1. Solicitar la respectiva autorización al comité de ética para dar aval al estudio en laboratorio de marcha a los sujetos con y sin alteraciones dinámicas.
2. Realizar el procedimiento para adquirir los parámetros biomecánicos (Ver Tabla. 7) en laboratorio de marcha a un usuario con prótesis ESR amputado unilateral y a un usuario sin patologías a marcha normal para tomarlo como referencia.
3. Obtener el modelo biomecánico computacional de los sujetos objeto del estudio, con el propósito de adquirir los parámetros no cuantificables directamente en laboratorio a través de la dinámica inversa y posteriormente la dinámica directa, mediante una herramienta *Open-source* biomecánica (e.g. Opensim®).
4. Obtener la magnitud de energía perdida en la colisión y la cuasi-rigidez de la articulación de tobillo en los casos de estudio a través de los datos obtenidos en la plataforma de fuerzas y dinámica inversa respectivamente.
5. Realizar el proceso de verificación de la dinámica del modelo biomecánico computacional mediante la comparación de estudios similares publicados en la literatura.

Objetivo 2: Obtener el modelo preliminar de la configuración de prótesis transtibial que aproveche la energía, durante el contacto inicial y el apoyo medio, para entregarla en la fase de apoyo final de la marcha mediante un sistema dinámico pasivo.

Metodología: A través de herramientas para simulación dinámica multi-cuerpo deformable combinada con FEM, proponer la configuración del sistema global de la prótesis mediante el fraccionamiento del espacio antropométrico, con el fin de acumular la energía mediante deformación elástica en determinados sub-dominios y a su vez brindar estabilidad estructural al sistema.

Actividades:

1. Separar el modelo dinámico de cuerpos rígidos (obtenido del Objetivo 1), de acuerdo a las sub-fases mostradas en la cuasi-rigidez (Ver Fig. 6) para cada estudio de caso (Opensim®).
2. Definir la geometría o dominio global de acuerdo a una aproximación antropomórfica de la zona transtibial del modelo amputado (Inventor®).
3. Definir la configuración elástica necesaria para el almacenamiento energético en las sub-fases de Contacto Inicial y Dorsiflexión máxima (Simbody®).

4. Definir la configuración de los sub-dominios rígidos para dar estabilidad estructural en el CI y despegue de pie (Simbody®).
5. Fraccionar el dominio total y proponer la ecuación constitutiva para cada sub-dominio de acuerdo a los requerimientos elásticos obtenidos en el anterior modelo. (PyDy®/Simbody® y ELMER®).
6. Diseñar el sistema que encapsule la energía del Contacto Inicial y la entregue en la fase de apoyo terminal. (Simbody®).
7. Realizar la simulación dinámica multicuerpo deformable combinada con FEM del modelo. (ELMER®).
8. Verificar que el modelo almacene la energía durante la fase de apoyo y el sistema dinámico la libere (Opensim® y ELMER®).

Objetivo 3: Determinar la configuración detallada del modelo preliminar de prótesis transtibial mediante la aplicación de sólidos celulares.

Metodología: De la configuración obtenida del modelo multi-cuerpo para cada subdominio, se debe implementar un material equivalente tal que cumpla con las propiedades elásticas del modelo anterior, para ello la propuesta es implementar sólidos celulares y la forma de verificar su comportamiento se realizará a través de simulaciones FEM y/o DES.

Actividades:

1. Configurar el sólido celular de acuerdo a las propiedades elásticas específicas de cada subdominio obtenido en el modelo obtenido en el objetivo 2.
2. Verificar el comportamiento del sólido celular en cada sub-dominio, de acuerdo a su respuesta constitutiva (e.g curva esfuerzo-deformación) mediante cargas cuasi-estáticas ó dinámicas, determinadas en las condiciones de frontera. (ELMER®).
3. Verificar la resistencia estructural estática del modelo entero, de acuerdo a las sub-fases de mayor carga, estas son Contacto Inicial y Dorsiflexión máxima mediante técnicas de simulación FEM o FEM/DES. (ELMER®).
4. Obtener el ciclo de trabajo de la nueva configuración mediante la dinámica directa del modelo biomecánico anterior. (Opensim® y ELMER®)

Objetivo 4: Validar el modelo dinámico de la prótesis transtibial configurada, en comparación a un modelo protésico pasivo.

Metodología: Realizar la impresión 3D del modelo obtenido y validar el trabajo positivo generado del nuevo concepto mediante pruebas de marcha, comparándolos a su vez con un usuario sin patologías.

Actividades:

1. Adaptar al usuario objeto del estudio, al manejo y utilización de la prótesis una vez su adaptación se haya completado.
2. Adquirir los parámetros biomecánicos del usuario con el nuevo prototipo y con su prótesis cotidiana pasiva.
3. Realizar la comparación del trabajo positivo generado durante la transición paso a paso de los tres casos de referencia (patológico con ESR, patológico con el nuevo concepto y no patológico)
4. Determinar la energía almacenada por el prototipo de acuerdo a la deformación del modelo, mediante un sistema de medición óptico (e.g. [GOM](#)).
5. Evaluar las diferencias significativas en cada instancia de la fase de apoyo en la marcha y emitir conclusiones.

IMPLICACIONES Y RESULTADOS ESPERADOS:

Implicaciones e impacto en la investigación:

El impacto en la investigación radica en el planteamiento de un nuevo concepto de prótesis transtibial capaz de almacenar la energía en la colisión y en la dorsiflexión para retornarla de una manera controlada en la fase terminal de apoyo, aumentando la contribución energética en comparación a las prótesis pasivas ya existentes.

Por otro lado, la cuasi-rigidez de la articulación de tobillo depende directamente del peso y de la longitud del paso, lo cual genera una necesidad de personalización en una prótesis transtibial, a su vez las propiedades mecánicas uniformes de las prótesis pasivas actualmente existentes no permiten una mimetización detallada de la articulación, lo cual genera demanda metabólica mucho mayor a la de una persona sin ésta patología. Por otro lado, las prótesis activas generan el trabajo positivo requerido pero con una ineficiencia alta, lo cual genera problemas de autonomía con la prótesis, a su vez su arquitectura electrónica hace de estos dispositivos prácticamente inalcanzables a los usuarios de países del tercer mundo por su alto costo.

A su vez, con los métodos de fabricación planteados, se puede generar una metodología para personalizar la configuración protésica de acuerdo a los parámetros biomecánicos de la persona, la cual tendrá una configuración interna mediante sólidos celulares o micro-estructuras para alcanzar propiedades específicas de elasticidad en su prótesis.

Resultados esperados:

Table 8: Resultados esperados de la investigación

Entregable	Resultado esperado	Probabilidad
Artículo publicable en revista indexada: <i>Computers in Biology and Medicine</i> , <i>Journal of biomechanical engineering</i> o <i>SAGE</i> .	Un modelo dinámico multi-cuerpo que emule y verifique la generación del trabajo positivo necesario para un amputado unilateral transtibial con el sistema protésico transtibial planteado.	Alta
Artículo publicable en revista indexada: <i>Rapid Prototyping Journal</i> , <i>Journal of Mechanical Design</i> o <i>Journal of the mechanical behaviour of biomedical materials</i> .	Resultado experimental de la comparación de los parámetros dinámicos en la marcha con el prototipo de prótesis transtibial personalizada vs. prótesis ESR vs. usuario sin patologías. aditiva.	Alta
	Metodología de personalización para amputados de miembro inferior.	Media
Solicitud de patente o modelo de utilidad ante la SIC.	Que sea fabricable mediante técnicas de manufactura aditiva para habilitar la posibilidad de escalar el sistema para varias antropometrías con mayor facilidad.	Media
Prototipo de prótesis transtibial personalizada.	Un modelo basado en estructuras celulares ayudará a subsanar las anormalidades en los parámetros biomecánicos del usuario objeto del estudio.	Alta

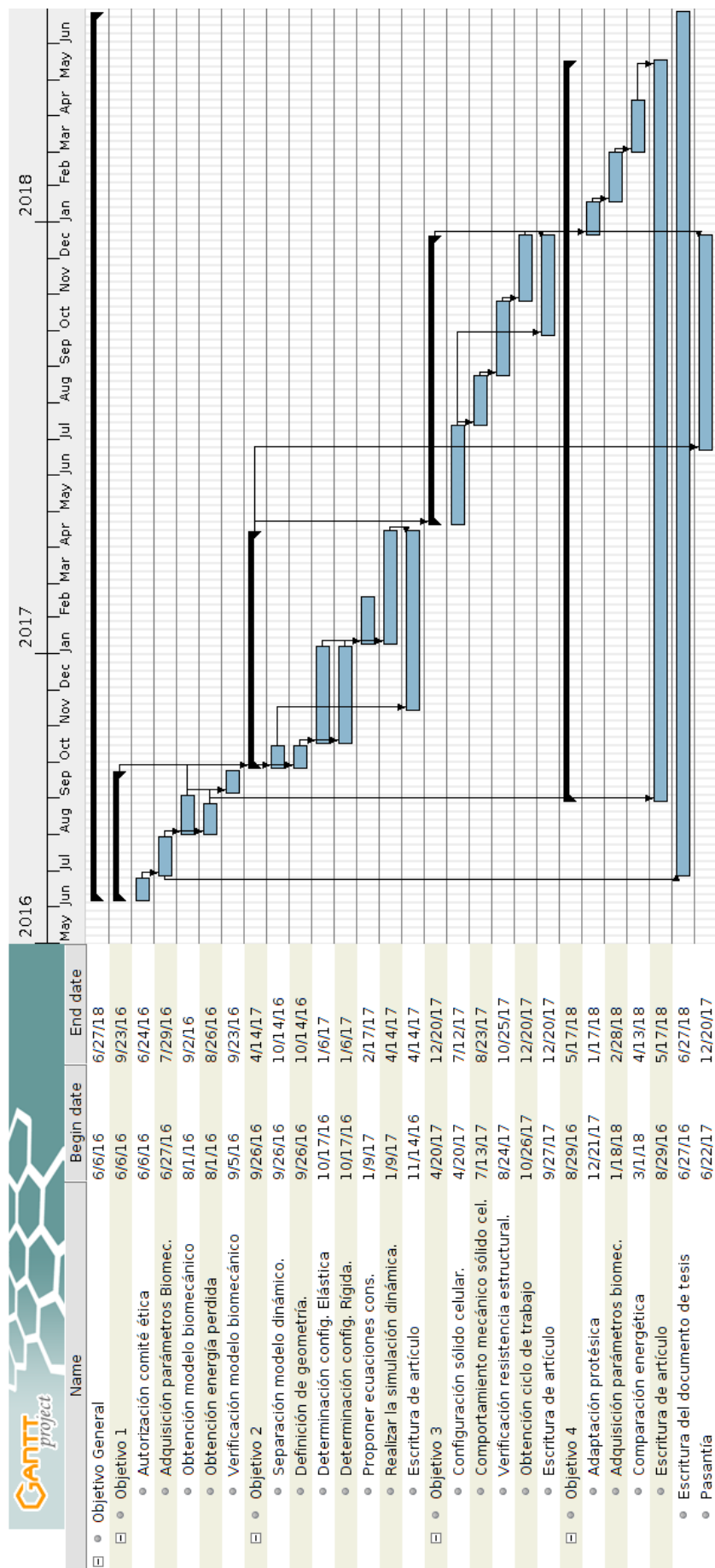


Figure 13: Cronograma de actividades

BIBLIOGRAPHY

- [1] K. Ziegler-graham, E. J. MacKenzie, P. L. Ephraim, T. G. Travison, R. Brookmeyer, A. Z.-g. K, and M. Ej, “Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050,” *Arch Phys Med Rehabil* 2008, vol. 89, no. March, pp. 422–430, 2008.
- [2] IDF, “Annual Report 2015,” tech. rep., International Diabetes Federation, 2017.
- [3] Kroger Knut, “Major and minor amputation rates: What do they tell us?,” vol. 15, no. 1, pp. 2014–2016, 2015.
- [4] L. E. Ramírez, “Guía de Práctica Clínica para el diagnóstico y tratamiento preoperatorio, intraoperatorio y postoperatorio de la persona amputada, la prescripción de la prótesis y la rehabilitación integral,” tech. rep., Medellín, Antioquia, 2014.
- [5] A. E. Pinilla, A. Sanchez, A. Mejia, and M. D. P. Barrera, “Actividades de prevención del pie diabético en pacientes de consulta externa de primer nivel,” *Revista De Salud Pública*, vol. 13, no. 2, pp. 262–273, 2011.
- [6] J. Z. Laferrier and R. Gailey, “Advances in lower-limb prosthetic technology,” *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, vol. 21, pp. 87–110, Feb. 2010.
- [7] J. Fergason, J. J. Keeling, and E. M. Bluman, “Recent Advances in Lower Extremity Amputations and Prosthetics for the Combat Injured Patient,” *Foot and Ankle Clinics*, vol. 15, pp. 151–174, Mar. 2010.
- [8] DAICMA, “Dirección para la Acción Integral contra Minas Antipersonal,” October 2015.
- [9] E. Prieto, E. Serna, E. Dueñas, M. Lozada, and M. Galvis, “Informe Estudio de Factibilidad y de mercado prótesis,” tech. rep., Industria Militar de Colombia, Bogotá, 2014.
- [10] A. Eshraghi, N. A. A. Osman, H. Gholizadeh, S. Ali, and B. Shadgan, “100 Top-Cited Scientific Papers in Limb Prosthetics,” *Biomedical engineering online*, vol. 12, no. 1, p. 119, 2013.
- [11] R. LeMoyné, *Advances for Prosthetic Technology*. Tokyo: Springer Japan, 2016.
- [12] R. Verschuys, P. Beyl, M. Van Damme, A. Desomer, R. Van Ham, and D. Lefeber, “Prosthetic feet: state-of-the-art review and the importance of mimicking human ankle-foot biomechanics,” *Disability and rehabilitation. Assistive technology*, vol. 4, no. 2, pp. 65–75, 2009.

- [13] P. Cherelle, G. Mathijssen, Q. Wang, B. Vanderborght, and D. Lefeber, “Advances in Propulsive Bionic Feet and Their Actuation Principles,” *Advances in Mechanical Engineering*, vol. 2014, pp. 1–21, 2014.
- [14] I. A. J. JOHN D. ALTRINGHAM, “Scaling Effects on Muscle Function: Power Output of Isolated Fish Muscle Fibres Performing Oscillatory Work,” *Journal of Experimental Biology*, vol. 151, pp. 451–467, 1990.
- [15] W. Foundation, “Work loop,” November 2015.
- [16] J. M. Donelan, R. Kram, and A. D. Kuo, “Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking,” *Journal of Biomechanics*, vol. 35, no. 1, pp. 117–124, 2002.
- [17] O. S. Mian, J. M. Thom, L. P. Ardig, M. V. Narici, and A. E. Minetti, “Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men,” *Acta Physiologica*, vol. 186, no. 2, pp. 127–139, 2006.
- [18] J. M. Donelan, R. Kram, and a. D. Kuo, “Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking,” *J. Exp. Biol.*, vol. 205, no. 23, pp. 3717–3727, 2002.
- [19] M. W. Whittle, *Gait Analysis an Introduction*. Elsevier, 4th ed., 2007.
- [20] S. K. Au, J. Weber, and H. Herr, “Powered Ankle Foot Prosthesis Improves Walking Metabolic Economy,” vol. 25, no. 1, pp. 51–66, 2009.
- [21] M. Wisse, J. V. Frankenhuyzen, and J. van Frankenhuyzen, “Design and Construction of MIKE; a 2D autonomous biped based on passive dynamic walking,” *Adaptive Motion of Animals and Machines*, no. Figure 2, pp. 143–154, 2006.
- [22] K. Shamaei, G. S. Sawicki, and A. M. Dollar, “Estimation of Quasi-Stiffness and Propulsive Work of the Human Ankle in the Stance Phase of Walking,” *PLoS ONE*, vol. 8, no. 3, 2013.
- [23] E. J. Rouse, R. D. Gregg, L. J. Hargrove, and J. W. Sensinger, “The difference between stiffness and quasi-stiffness in the context of biomechanical modeling,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 2, pp. 562–568, 2013.
- [24] A. A. Shabana, *Dynamics of multibody systems*, vol. 53. Cambridge: Cambridge University Press, 2013.

- [25] K. E. Zelik, T.-W. P. Huang, P. G. Adamczyk, and A. D. Kuo, "The role of series ankle elasticity in bipedal walking.," *Journal of theoretical biology*, vol. 346, pp. 75–85, Apr. 2014.
- [26] H. A. Varol, F. Sup, and M. Goldfarb, "Multiclass real-time intent recognition of a powered lower limb prosthesis," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, no. 3, pp. 542–551, 2010.
- [27] H. Herr, J. Weber, K. Au, B. Deffenbaugh, L. Magnusson, A. Hofmann, and B. Aisen, "Powered ankle-foot prosthesis," Mar. 27 2014.
- [28] S. Au, M. Berniker, and H. Herr, "Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits," *Neural Networks*, vol. 21, pp. 654–666, May 2008.
- [29] D. C. Morgenroth, A. D. Segal, K. E. Zelik, J. M. Czerniecki, G. K. Klute, P. G. Adamczyk, M. S. Orendurff, M. E. Hahn, S. H. Collins, and A. D. Kuo, "The effect of prosthetic foot push-off on mechanical loading associated with knee osteoarthritis in lower extremity amputees," *Gait & Posture*, vol. 34, pp. 502–507, oct 2011.
- [30] E. C. Martinez-Villalpando and H. Herr, "Agonist-antagonist active knee prosthesis: a preliminary study in level-ground walking.," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 46, no. 3, pp. 361–373, 2009.
- [31] E. R. Esposito, J. M. a. Whitehead, and J. M. Wilken, "Step-to-step transition work during level and inclined walking using passive and powered ankle-foot prostheses," *Prosthetics and Orthotics International*, 2015.
- [32] A. R. De Asha, R. Munjal, J. Kulkarni, and J. G. Buckley, "Impact on the biomechanics of overground gait of using an 'Echelon' hydraulic ankle-foot device in unilateral trans-tibial and trans-femoral amputees.," *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 29, pp. 728–34, Aug. 2014.
- [33] T. Schmalz, S. Blumentritt, and R. Jarasch, "Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components," *Gait and Posture*, vol. 16, no. 3, pp. 255–263, 2002.
- [34] J. G. Buckley, W. D. Spence, and S. E. Solomonidis, "Energy cost of walking: Comparison of 'intelligent prosthesis' with conventional mechanism," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 78, no. 3, pp. 330–333, 1997.
- [35] H. M. Herr and A. M. Grabowski, "Powered ankle-foot improves metabolic demand of unilateral transtibial amputees during walking," *Meeting of the American Society of Biomechanics*, 2010.

- [36] D. H. Gates, J. M. Aldridge, and J. M. Wilken, “Kinematic comparison of walking on uneven ground using powered and unpowered prostheses,” *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 28, pp. 467–72, Apr. 2013.
- [37] D. Hill and H. Herr, “Effects of a powered ankle-foot prosthesis on kinetic loading of the contralateral limb: A case series,” *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2013.
- [38] E. C. Martinez-Villalpando, L. Mooney, G. Elliott, and H. Herr, “Antagonistic active knee prosthesis. A metabolic cost of walking comparison with a variable-damping prosthetic knee,” *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, pp. 8519–8522, 2011.
- [39] S. J. Mattes, P. E. Martin, and T. D. Royer, “Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: Matching prosthetic and intact limb inertial properties,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 81, pp. 561–568, May 2000.
- [40] A. M. Grabowski and S. D. Andrea, “Effects of a powered ankle-foot prosthesis on kinetic loading of the unaffected leg during level-ground walking,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2013.
- [41] H. Bateni and S. J. Olney, “Kinematic and Kinetic Variations of Below-Knee Amputee Gait,” *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 14, no. 1, pp. 2–10, 2002.
- [42] H. Devan, P. Hendrick, D. C. Ribeiro, L. A. Hale, and A. Carman, “Asymmetrical movements of the lumbopelvic region: Is this a potential mechanism for low back pain in people with lower limb amputation?,” *Medical Hypotheses*, vol. 82, no. 1, pp. 77–85, 2014.
- [43] B. E. Lawson, H. A. Varol, and M. Goldfarb, “Ground adaptive standing controller for a powered transfemoral prosthesis,” *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2011.
- [44] BostonNews, “A Brand-New Kick: The New BiOM Ankle Prosthetic by MIT’s Hugh Herr,” March 2015.
- [45] ASME, “Making Strides with Bionic Ankle,” March 2015.
- [46] R. Jena, “Ossur: Design that walks the line,” July 2007.
- [47] L. P. Reis and C. P. Santos, “Robot 2015: Second Iberian Robotics Conference,” vol. 418, pp. 209–220, 2016.

- [48] S. I. Wolf, M. Alimusaj, L. Fradet, J. Siegel, and F. Braatz, "Pressure characteristics at the stump/socket interface in transtibial amputees using an adaptive prosthetic foot.," *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 24, pp. 860–5, Dec. 2009.
- [49] B. Vanderborght, A. Albu-Schaeffer, A. Bicchi, E. Burdet, D. Caldwell, R. Carloni, M. Catalano, O. Eiberger, W. Friedl, G. Ganesh, M. Garabini, M. Grebenstein, G. Grioli, S. Haddadin, H. Hoppner, A. Jafari, M. Laffranchi, D. Lefeber, F. Petit, S. Stramigioli, N. Tsagarakis, M. Van Damme, R. Van Ham, L. Visser, and S. Wolf, "Variable impedance actuators: A review," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 61, pp. 1601–1614, Dec. 2013.
- [50] M. Grimmer, M. Eslamy, S. Gliech, and A. Seyfarth, "A comparison of parallel- and series elastic elements in an actuator for mimicking human ankle joint in walking and running," *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2463–2470, 2012.
- [51] M. Grimmer, M. Eslamy, and A. Seyfarth, "Energetic and Peak Power Advantages of Series Elastic Actuators in an Actuated Prosthetic Leg for Walking and Running," *Actuators*, vol. 3, no. 1, pp. 1–19, 2014.
- [52] M. Eslamy, M. Grimmer, S. Rinderknecht, and A. Seyfarth, "Does it pay to have a damper in a powered ankle prosthesis? A power-energy perspective.," *IEEE ... International Conference on Rehabilitation Robotics : [proceedings]*, vol. 2013, p. 6650362, June 2013.
- [53] M. Eslamy, M. Grimmer, and A. Seyfarth, "Adding passive biarticular spring to active mono-articular foot prosthesis: Effects on power and energy requirement," in *2014 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 677–684, Nov 2014.
- [54] S. H. Collins and A. D. Kuo, "Recycling energy to restore impaired ankle function during human walking," *PLoS ONE*, vol. 5, no. 2, 2010.
- [55] K. Z. Takahashi and S. J. Stanhope, "Mechanical energy profiles of the combined ankle-foot system in normal gait: insights for prosthetic designs.," *Gait & posture*, vol. 38, pp. 818–23, sep 2013.
- [56] T. McGeer, "Passive dynamic walking," *The international journal of robotics research*, vol. 9, no. 2, pp. 62–82, 1990.
- [57] M. H. Michalski and J. S. Ross, "The Shape of Things to Come," *JAMA*, vol. 312, p. 2213, dec 2014.

- [58] C. Weller, R. Kleer, and F. T. Piller, “Economic Implications of 3D printing: Market structure Models in light of additive manufacturing Revisited,” *International Journal of Production Economics*, Mar. 2015.
- [59] O. Diegel, *Additive Manufacturing: An Overview*, vol. 10. Elsevier, 2014.
- [60] B. J. South, N. P. Fey, G. Bosker, and R. R. Neptune, “Manufacture of energy storage and return prosthetic feet using selective laser sintering.,” *Journal of biomechanical engineering*, vol. 132, no. 1, p. 015001, 2010.
- [61] J. Yap and G. Renda, “Low-cost 3D-printable Prosthetic Foot,” in *European Conference Design4Health*, (Sheffield), pp. 1–10, Design4Health, 2015.
- [62] Z. Xu and E. Todorov, “Design of a Highly Biomimetic Anthropomorphic Robotic Hand towards Artificial Limb Regeneration,” 2016.
- [63] S. Tibbits, “4D printing: Multi-material shape change,” *Architectural Design*, vol. 84, pp. 116–121, 2014.
- [64] D. Raviv, W. Zhao, C. McKnelly, A. Papadopoulou, A. Kadambi, B. Shi, S. Hirsch, D. Dikovsky, M. Zyracki, C. Olguin, R. Raskar, and S. Tibbits, “Active Printed Materials for Complex Self-Evolving Deformations,” *Scientific Reports*, vol. 4, p. 7422, 2014.
- [65] K. Yu, A. Ritchie, Y. Mao, M. L. Dunn, and H. J. Qi, “Controlled Sequential Shape Changing Components by 3D Printing of Shape Memory Polymer Multimaterials,” *Procedia IUTAM*, vol. 12, pp. 193–203, 2015.
- [66] A. H. Hansen, D. S. Childress, S. C. Miff, S. a. Gard, and K. P. Mesplay, “The human ankle during walking: Implications for design of biomimetic ankle prostheses,” *Journal of Biomechanics*, vol. 37, pp. 1467–1474, 2004.
- [67] L. J. Gibson and M. F. Ashby, *Cellular solids. Structure and properties*. Cambridge University Press, 1997.
- [68] K. Wang, Y. Zhao, Y. H. Chang, Z. Qian, C. Zhang, B. Wang, M. A. Vannan, and M. J. Wang, “Controlling the mechanical behavior of dual-material 3D printed meta-materials for patient-specific tissue-mimicking phantoms,” *Materials and Design*, vol. 90, pp. 704–712, 2016.
- [69] J. Chu, S. Engelbrecht, G. Graf, and D. W. Rosen, “A Comparison of Synthesis Methods for Cellular Structures with Application to Additive Manufacturing,” *Rapid Prototyping Journal*, vol. 16, no. 4, pp. 459–472, 2010.

- [70] M. I. Okereke, A. I. Akpoyomare, and M. S. Bingley, "Virtual testing of advanced composites, cellular materials and biomaterials: A review," *Composites Part B: Engineering*, vol. 60, pp. 637–662, 2014.
- [71] S. Heimbs, "Virtual testing of sandwich core structures using dynamic finite element simulations," *Computational Materials Science*, vol. 45, pp. 205–216, apr 2009.
- [72] C. Schumacher, B. Bickel, J. Rys, S. Marschner, C. Daraio, and M. Gross, "Microstructures to control elasticity in 3D printing," *ACM Transactions on Graphics*, vol. 34, no. 4, pp. 136:1–136:13, 2015.
- [73] a.K. Laprè, B. R. Umberger, and F. Sup, "Simulation of a Powered Ankle Prosthesis with Dynamic Joint Alignment," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference*, p. accepted, 2014.
- [74] M. Talaty, "Computer Simulation in Gait Analysis A Modeling and Simulation Perspective." 2014.
- [75] C. Cifuentes, F. Martínez, and E. Romero, "ANÁLISIS TEÓRICO Y COMPUTACIONAL DE LA MARCHA NORMAL Y PATOLÓGICA : UNA REVISIÓN," *Revista med*, vol. 18, no. 2, pp. 182–196, 2010.
- [76] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman, and D. G. Thelen, "OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 11, pp. 1940–1950, 2007.
- [77] J. a. Reinbolt, A. Seth, and S. L. Delp, "Simulation of human movement: Applications using OpenSim," *Procedia IUTAM*, vol. 2, pp. 186–198, 2011.
- [78] A. Seth, M. Sherman, J. a. Reinbolt, and S. L. Delp, "OpenSim: A musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange," *Procedia IUTAM*, vol. 2, pp. 212–232, 2011.
- [79] E. M. Arnold, S. R. Ward, R. L. Lieber, and S. L. Delp, "A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 2, pp. 269–279, 2010.
- [80] M. A. Sherman, A. Seth, and S. L. Delp, "Simbody: Multibody dynamics for biomedical research," *Procedia IUTAM*, vol. 2, pp. 241–261, 2011.

- [81] J. L. Hicks, T. K. Uchida, A. Seth, A. Rajagopal, and S. Delp, "Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of human movement.," *Journal of biomechanical engineering*, vol. 137, no. 2, p. 020905, 2014.
- [82] Y. Sagawa, K. Turcot, S. Armand, A. Thevenon, N. Vuillerme, and E. Watelain, "Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review.," *Gait & posture*, vol. 33, pp. 511–26, Apr. 2011.
- [83] Ossur Corp., "PROPRIO FOOT OSSUR," 2014.
- [84] D. Paluska and H. Herr, "Series elasticity and actuator power output," *Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006.*, no. May, pp. 1830–1833, 2006.
- [85] M. a. Holgate, J. K. Hitt, R. D. Bellman, T. G. Sugar, and K. W. Hollander, "The SPARKy (spring ankle with regenerative kinetics) project: Choosing a DC motor based actuation method," *Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, BioRob 2008*, pp. 163–168, 2008.
- [86] R. D. Bellman, M. a. Holgate, and T. G. Sugar, "SPARKy 3: Design of an active robotic ankle prosthesis with two actuated degrees of freedom using regenerative kinetics," *Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, BioRob 2008*, pp. 511–516, 2008.
- [87] F. Sup, H. A. Varol, J. Mitchell, T. Withrow, and M. Goldfarb, "Design and Control of an Active Electrical Knee and Ankle Prosthesis.," *Proceedings of the ... IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, vol. 2008, pp. 523–528, Oct. 2008.
- [88] F. Sup, H. A. Varol, J. Mitchell, T. J. Withrow, and M. Goldfarb, "Preliminary evaluations of a self-contained anthropomorphic transfemoral prosthesis," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 14, no. 6, pp. 667–676, 2009.
- [89] K. H. Ha, H. A. Varol, and M. Goldfarb, "Volitional control of a prosthetic knee using surface electromyography," *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 58, pp. 144–51, Jan. 2011.
- [90] E. J. Rouse, L. M. Mooney, and H. M. Herr, "Clutchable series-elastic actuator: Implications for prosthetic knee design," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 33, no. 13, pp. 1611–1625, 2014.

- [91] E. J. Rouse, L. M. Mooney, E. C. Martinez-Villalpando, and H. M. Herr, "Clutchable series-elastic actuator: Design of a robotic knee prosthesis for minimum energy consumption," *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, no. 1122374, 2013.
- [92] L. Mooney and H. Herr, "Continuously-variable series-elastic actuator.," *IEEE ... International Conference on Rehabilitation Robotics : [proceedings]*, vol. 2013, p. 6650402, June 2013.
- [93] H. Herr, R. Casler, Z. Han, C. Barnhart, G. Girzon, and D. Garlow, "Controlling torque in a prosthesis or orthosis based on a deflection of series elastic element," Dec. 1 2011.
- [94] Z. Han, C. Barnhart, D. Garlow, A. Bolger, H. Herr, G. Girzon, R. Casler, and J. McCarthy, "Controlling powered human augmentation devices," Oct. 11 2012.
- [95] Z. Han, C. Barnhart, D. Garlow, A. Bolger, H. Herr, G. Girzon, J. McCarthy, and R. Casler, "Controlling powered human augmentation devices," Mar. 27 2014.
- [96] T. Wahl and K. Berns, *Modeling, Simulation and Optimization of Bipedal Walking*, vol. 18. 2013.
- [97] P. Cherelle, K. Junius, V. Grosu, H. Cuypers, B. Vanderborght, and D. Lefeber, "The AMP-Foot 2.1 : actuator design, control and experiments with an amputee.," *Robotica*, no. September 2014, pp. 1–15, 2014.
- [98] P. Cherelle, V. Grosu, A. Matthys, B. Vanderborght, and D. Lefeber, "Design and validation of the ankle mimicking prosthetic (AMP) Foot 2.0," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 22, no. 1, pp. 138–148, 2014.
- [99] J. Geeroms, L. Flynn, R. Jimenez-Fabian, B. Vanderborght, and D. Lefeber, "Ankle-Knee prosthesis with powered ankle and energy transfer for CYBERLEGS α -prototype," *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2013.

RECURSOS FÍSICOS:(Especificar la disponibilidad y adjuntar carta de compromiso de la dependencia o empresa cuando sea necesario).

COSTOS DEL TRABAJO Y FUENTES DE FINANCIACIÓN:

Table 9: Presupuesto global de la propuesta de investigación.

Rubro	Fuente		Subtotal
	Interna	Externa	
Personal	\$26.319.000.00*	\$144.000.000.00▷	\$170.319.000.00
Equipo	\$ 9.500.000.00*		\$ 9.500.000.00
Materiales		\$10.000.000.00**	\$10.000.000.00
Salidas de campo		\$ 5.000.000.00**	\$ 5.000.000.00
Capacitación		\$ 41.600.000.00▷	\$ 41.600.000.00
Publicaciones y patentes		\$5.000.000.00**	\$5.000.000.00
Servicios Técnicos		\$10.000.000.00**	\$ 10.000.000.00
Viajes		\$4.000.000.00▷	\$4.000.000.00
Total	\$ 35.819.000.00	\$ 219.600.000.00	\$ 255.419.000.00

Nota: Los rubros marcados con (*) se determinaron de acuerdo al cálculo del sistema Hermes y estarían cubiertos como contrapartida interna en especie. Los rubros marcados con (**) son presupuestos no aprobados por el momento, los cuales se solicitarán a través de un proyecto COLCIENCIAS, convocatoria interna y/o convocatorias Banco de la República. Los presupuestos marcados con (▷) están cubiertos por la convocatoria para conformar bancos de elegibles para formación de alto nivel para la ciencia, la tecnología y la innovación de COLCIENCIAS.

Table 10: Descripción de gastos de personal

Nombre del Investigador	Vinculación con la UNAL	No. meses	Horas / Semana	Recursos	
				Internos	Externos
Dr. Ing. Carlos Julio Cortés R.	Tiempo Completo	48	3	\$ 14.661.000.00	
Ing. Edwin Nikolay Prieto P.	Becario COL-CIENCIAS	48	48		\$144.000.000.00
MD. Octavio Silva Caicedo	Tiempo Completo	36	1	\$11.658.000.00	
Subtotal				\$ 26.319.000.00	\$144.000.000.00

Table 11: Descripción de los equipos estimados a adquirir.

Equipo	Justificación	Recursos	
		Interno	Externo
Computador de Escritorio	Elemento necesario para realizar el modelado y análisis computacional.	\$ 7.000.000.00	
Computador portátil	Necesario para procesamiento de datos e informes.	\$ 2.500.000.00	
Subtotal		\$ 9.500.000.00	

Table 12: Descripción de materiales estimados a adquirir.

Material	Justificación	Cantidad	Recursos	
			Interno	Externo
Material para Manufactura Aditiva	Para realizar modelos a la medida del diseño.	3 kg.		\$ 10.000.000.00
Subtotal				\$10.000.000.00

Table 13: Capacitaciones y viajes.

Capacitación	Recurso externo
Matricula semestral Doctorado en ingeniería durante 8 semestres	\$ 41.600.000.00
Pasajes pasantía doctoral cubierta por COLCIENCIAS	\$ 4.000.000.00

Table 14: Servicios técnicos.

Servicio Técnico	Justificación	Cantidad	Recurso	
			Interno	Externo
Servicios Manufactura Aditiva	Se requiere determinar con precisión las capacidades y las propiedades de los materiales en la impresión	N.S.		\$5.000.000.00
Servicios en laboratorio de marcha	Servicios por la toma de datos cinemáticos y cinéticos de la marcha	4 pruebas		\$ 5.000.000.00
Subtotal				\$10.000.000.00

COMENTARIO CON VISTO BUENO DEL DIRECTOR: (calificar los siguientes aspectos: organización, pertinencia, relevancia y originalidad).

Considero que la revisión del estado del conocimiento que se llevó a cabo está muy enfocada y precisa, lo que permitió identificar de una manera clara el nicho de trabajo de investigación que se desea realizar. De otro lado la formulación del problema se origina de la observación de necesidades y requerimientos cuya solución requiere la generación de conocimiento que se plantea desarrollar con la realización de la tesis doctoral. La definición de las preguntas de investigación permiten inferir que la temática es pertinente y original, dado que estos tópicos se encuentran aún en etapa de investigación y las propuestas realizadas a la fecha no colman completamente los vacíos de conocimiento científico y tecnológico. La temática es altamente relevante dado el impacto que soluciones tecnológicas en esta área tienen a nivel social y de mejoramiento de calidad de vida de los usuarios de prótesis trans-tibiales, cuyo número es alto a nivel local e internacional, igualmente estos constituyen la mayoría de los amputados de miembro inferior según mostró la revisión de literatura y las cifras reportadas y documentadas en esta propuesta. Por tanto avalo la presentación de la presente propuesta de tesis doctoral.

FIRMA DEL PROPONENTE:

FIRMA DEL DIRECTOR:

Ing. Edwin Nikolay Prieto Parrado M.Sc.

Dr.-Ing. Carlos Julio Cortés Rodríguez

Apéndice A: Marco conceptual problemática

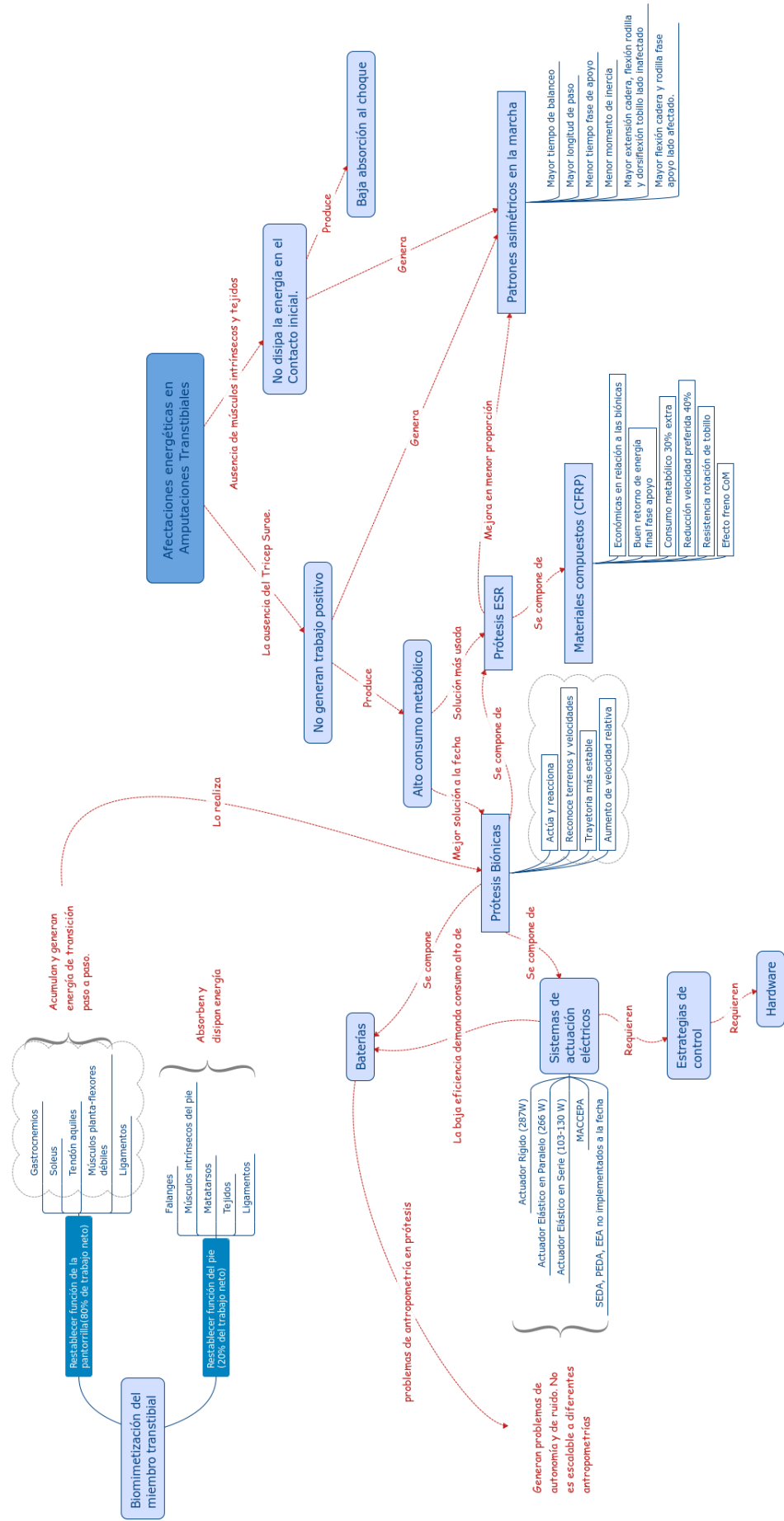
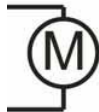
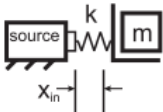
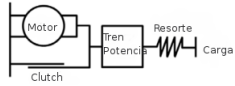
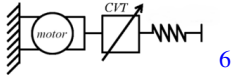
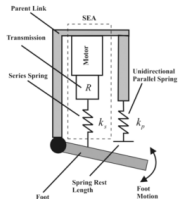


Figure 14: Mapa conceptual del problema de investigación

Apéndice B: Estado actual actuadores protésicos

Tipo	Representación gráfica	Ventaja	Desventaja	Implementado en
<i>Direct Drive</i> (Actuación rígida)		Incrementa la potencia en la fase de balanceo, produciendo mayor estabilidad y reduciendo el riesgo de caídas en el usuario[83].	El mecanismo no es capaz de proveer trabajo positivo al amputado[27].	Proprio Ossur [®]
SEA ³		Capaz de amplificar la potencia del actuador sobre una apropiada longitud de zancada [84].	Soportan limitada salida de masa, poseen comportamientos elásticos no lineales, limitaciones en la relación fuerza-velocidad, limitaciones en la eficiencia del motor. Por otro lado, biológicamente los músculos tienen alta eficiencia a bajas velocidades, mientras que los motores eléctricos poseen alta eficiencia a altas velocidades[84].	-SPARKy (<i>Spring Ankle with Regenerative Kinetics</i>)[85, 86]. -Prototipo transfemoral de la U. Vanderbilt [87, 88, 26, 89].

³SEA: Series Elastic Actuator /Actuador Elástico en serie.

Tipo	Representación gráfica	Ventaja	Desventaja	Implementado en
CSEA ⁴		<p>Durante la fase de apoyo, el clutch es usado para almacenar energía en la elasticidad del actuador.</p> <p>El primer prototipo requirió de 1.8 J de energía eléctrica durante cada paso[90]. A su vez, se comprobó una reducción energética externa del 70 % en comparación a los actuadores SEA[91].</p>	<p>Este actuador tiene las mismas desventajas del SEA, la rigidez invariable no permite entregar la máxima impedancia del actuador[90].</p>	<p>Prototipo de rodilla de iWalk®.</p>
CV-SEA ⁵		<p>La transmisión de este actuador reduce el torque enviado por el motor y permite su operación a altos niveles de eficiencia.</p> <p>El CV-SEA optimiza el perfil de velocidad requerido durante la marcha, reduciendo así las pérdidas[92].</p>	<p>No se ha logrado implementar en prótesis de miembro inferior.</p>	
SEAPS ⁷		<p>Tiene el potencial de variar el torque y la velocidad al mismo tiempo [13].</p>	<p>Las mencionadas anteriormente</p>	<p>Prótesis BiOM de iWalk®.[93, 27, 94, 95]</p>

⁴CSEA: Cluthable Series Elastic Actuator / Actuador Elástico en Serie con clutch

⁵CVSEA: Continuously Variable Series Elastic Actuator

⁶CVT: Continuously Variable Transmission / Transmisión Continua Variable.

⁷SEAPS: Series Elastic Actuator with Parallel Spring / SEA con Elasticidad en Paralelo.

Tipo	Representación gráfica	Ventaja	Desventaja	Implementado en
SEDA ⁸		Requiere el menor pico de potencia en la intención de descenso de escalones[52].	Para otras intenciones de marcha no se ha encontrado el beneficio.[52]	No implementado a la fecha.
PEDA ⁹		Se encontró que el motor requiere menos fuerza en comparación al SEA en el inicio de la fase de apoyo.[52]	Incrementan los requerimientos energéticos al final de la misma fase.[52]	No implementado a la fecha.
EEA ¹⁰		Utiliza el principio de la distribución óptima de potencia [96]. Genera hasta 3.3 W/kg de potencia pico con un requerimiento de 60 W eléctricos. Actúa durante toda la fase de apoyo [97].	Existen variaciones cinemáticas en el tobillo. No es antropométrica [98].	AMP-foot 2.0 [98] y 2.1 [97].
VSA ¹¹		Mecanismo robótico capaz de cambiar la rigidez de la articulación a través del tensionamiento de un resorte. Puede proveer hasta el 100 % de la potencia en la propulsión. [13]	Requiere de dos motores para controlar la variable elástica, por lo que requiere mayor energía que los SEA.[99] Es un sistema más pesado, y es mucho más complejo que el SEA. [13]	CYBERLEG project (Prototipo)

⁸SEDA: Series Elastic Damper Actuator / Actuador Elástico con Amortiguador en serie.

⁹PEDA: Parallel Elastic Damper Actuator / Actuador Elástico con Amortiguador en paralelo.

¹⁰EEA: Explosive Elastic Actuator / Actuador Explosivo Elástico

¹¹VSA: Variable Stiffness Actuator / Actuador de Elasticidad Variable.

Apéndice C: Antecedentes del autor y del grupo de investigación en temas afines.

Trabajos de grado y publicaciones:

- Prieto-Parrado, E. (2014). “*Diseño, simulación y obtención de un prototipo de pie de alto impacto para amputados de miembro inferior*” (Tesis de maestría meritoria). Universidad Militar Nueva Granada, Bogotá.

En este trabajo se tomaron los parámetros antropométricos de una determinada población colombiana para adaptarlos al diseño de una prótesis de alto rendimiento para amputados de miembro inferior. Se realizaron pruebas experimentales con diferentes composiciones de hojas laminadas de fibra de carbono para hallar la mejor relación esfuerzo-rigidez del material y posteriormente se verificó el diseño con la técnica de simulación en elementos finitos (FEA) para finalmente llevarlo a su construcción.

- Prieto-Parrado, E. y Cortés-Rodríguez, C. (2016). “*Estado actual y problemática en prótesis de miembro inferior: revisión*”. En revisión por parte de la revista Ingeniería Biomédica ISSN No.1909-9991.

Eventos

- Ponente en el Solidworks world 2013 en Orlando, Florida - Walt Disney World Swan and Dolphin Resort. Proyecto expuesto: Prótesis de miembro inferior (Rodilla).

Experiencia en Investigación y desarrollo:

Coordinador de proyectos en I+D para la Industria Militar de Colombia (2009-2014): Dirección, coordinación, seguimiento, valoración tecnológica, propiedad industrial, gestión administrativa y técnica de proyectos en investigación y desarrollo tecnológico enfocados al sector defensa, entre los proyectos más destacados relacionados a la temática de la propuesta se encuentran:

1. Reingeniería a prótesis de rodilla hidráulica policéntrica. Asociados: Universidad Militar Nueva Granada (UMNG) - Grupo DAVINCI y Hospital Militar Central (HMC). Entregables:
 - Documento preclínico para inicio de ensayos en paciente con la prótesis desarrollada.
 - Validación del prototipo mediante máquina de ensayos protésicos de acuerdo a ISO 10328.
 - Prototipo de rodilla hidráulica policéntrica.

2. Reingeniería a prótesis de pie. Asociados: UMNG-DAVINCI y Hospital Militar Central (HMC). Entregables:

- Documento preclínico para inicio de ensayos en paciente con la prótesis desarrollada.
- Validación según norma ISO 22675 del prototipo mediante máquina de ensayos.
- Prototipo de pie protésico de bajo perfil.

Antecedentes (en la temática) del Grupo de investigación GIBM-UNCB

- Rosas-Rosas, X. (2015). Análisis biomecánico para prescripción ortésica en postoperatorio de cirugía multinivel para diplegia espástica. Estudio de caso, *Tesis de maestría*. Universidad Nacional de Colombia, Bogotá.
- Silva-Castellanos, C. (2015). Modelamiento De La Marcha Humana Con Prótesis De Miembro Inferior Mediante Herramientas De Simulación Dinámica (“ Una Aplicación en Open-sim”). *Tesis de maestría*. Universidad Nacional de Colombia, Bogotá.
- Rodríguez-Montaña, O.L. (2015). Modelación de órtesis personalizadas para alivio de presiones plantares en pie diabético. *Tesis de maestría*. Universidad Nacional de Colombia, Bogotá.
- Rodríguez-Montaña O.L., Cortés-Rodríguez C.J., and Silva-Caicedo O. Finite element model of the foot to estimate center of pressure trajectory. Proceedings of the 14th international Symposium on Computer Simulation in Biomechanics. 01-03 August 2013. Pontanegra, Natal, Brazil.
- C. J. Cortes-Rodriguez, O. L. Rodríguez-Montaña, O. Silva-Caicedo. Mathematisches Modell auf Grundlage von dynamischer Pedobarographie und FEM für Erzeugung der Oberflächentopographie in der Fuß-Schuh-Schnittstelle für Entlastung des plantaren Drucks. 9. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB). 6.-8. Mai 2015. Bonn. Germany.
- Oscar Libardo Rodríguez-Montaña, Carlos Julio Cortés-Rodríguez, Octavio Silva-Caicedo. Modeling and computational comparison of foot orthosis for plantar pressure relief. XXV Congress of the International Society of Biomechanics. July 12th 16th 2015, Glasgow, UK.
- David L. Maldonado Guzman, Carlos Julio Cortes Rodriguez. Approximation to the mathematical modeling of articular contact by applying the differential geometry /kinematic (dg/k) method. XXV Congress of the International Society of Biomechanics. July 12th 16th 2015, Glasgow, UK.