



4^{to} Congreso Argentino de Ingeniería Aeronáutica



DESARROLLO DE PROTESIS ORTOPEDICA EN MATERIALES COMPUESTOS PARA USO COMPETITIVO

L. Sznajderman^a, J. I. Villar^a, M. Fontana^a, S. Antokoletz^a

^aDpto. Aeronáutica, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de La Plata, Calle 116 e/ 47 y 48 - (1900), Provincia de Buenos Aires, Argentina

Email: lucas.sznajderman@ing.unlp.edu.ar
juanignacio.villar@ing.unlp.edu.ar
marco.fontana@ing.unlp.edu.ar
sebastian.antokoletz@ing.unlp.edu.ar
<http://www.aero.ing.unlp.edu.ar>

Palabras claves: prótesis, materiales compuestos, 'ground reaction force', 'flex-foot'

Resumen

El presente trabajo expone el diseño y desarrollo de una prótesis transtibial tipo 'flexfoot' en materiales compuestos para uso competitivo.

A través de la evaluación de parámetros biomecánicos de diversos de atletas, se busca establecer las características mecánicas que debe presentar la prótesis de modo que supla las carencias propias de una amputación, brindando similares características a las presentadas por el miembro sin afección y estableciendo una primera aproximación con un análisis de similaridad. El desarrollo consta de una etapa de evaluación biomecánica a través del estudio cinemático y dinámico de la carrera incluyendo las 'Ground reaction forces' (GRF) involucradas y otra vinculada al diseño y construcción, utilizando el método de elementos finitos para diseñar la pieza que mejor represente los parámetros relevados. Posteriormente se efectúa la fabricación de la prótesis resultante del estudio de similaridad, culminando con la validación de los valores previstos y la comparación con modelos comerciales existentes.

La prótesis en cuestión debe presentar ciertas características específicas. Algunas de ellas son la personalización a un determinado sujeto, ser capaz de soportar la carga dinámica y fatiga proporcionada por el corredor, trabajar en rango elástico y cuyo amortiguamiento interno pueda extinguir la vibración entre el punto de despegue y la nueva toma de contacto con el suelo y poseer una frecuencia natural alejada de la frecuencia de pasos del atleta. El diseño de este prototipo busca validar los modelos propuestos comparándolos con los experimentales.

1. INTRODUCCIÓN

El trabajo describe el diseño, construcción y posterior validación de una prótesis transtibial de uso competitivo destinada a carreras de velocidad. La misma es concebida en materiales compuestos y las bases del diseño contemplan la medición de parámetros biomecánicos del usuario para un posterior análisis de similaridad.

Las principales características que se pretende lograr de una prótesis tipo 'Flex-Foot' son la respuesta elástica lineal, tamaño y proporción apropiada, frecuencia natural alejada de la frecuencia de pasos del atleta, y que deba soportar la carga dinámica y fatiga proporcionada por el corredor.

La respuesta proporcional responde a un modelo de "resorte lineal simplificado" al cual se ajusta el comportamiento de la pieza, en donde las capas de fibra de carbono garantizan que el desvío de la parte anterior del pie, desde la estancia intermedia al extremo del dedo, sea proporcional al peso del usuario y al nivel de impacto. La ventaja es la reducción del cansancio mediante una marcha energéticamente eficiente y fluida.

La progresión tibial activa es otra característica que debe presentar la prótesis y es inherente a la forma de la misma. Dicha característica hace que, al mismo tiempo que el trabajo producido por las fuerzas verticales aplicadas durante la toma de contacto y consecuente compresión que se almacena como energía potencial elástica de deformación de la pieza para luego traducirlas en energía cinética de corredor, también ocurrirá una precarga de la pieza que actúa como resorte torsional debido a su particular forma y responderá análogamente al tobillo de un pierna sana favoreciendo el avance de la tibia rotando alrededor del punto de apoyo. El movimiento lineal descrito como progresión tibial activa desde que el pie está apoyado por completo hasta el momento de su despegue del suelo produce el avance de la pieza rotando alrededor del punto de contacto, cual si se tratase de una articulación reduciendo la necesidad de empujar el cuerpo hacia delante respondiendo como un resorte torsional que mediante el pie contralateral provoca un momento restitutivo en el punto de contacto con el efecto descrito.

El diseño y tecnología únicos de la prótesis debe ser capaz de producir todos los movimientos complejos que resuelven el conjunto de pierna y pie durante la carrera puesto que no existen articulaciones mecánicas. El resultado es la marcha normal mediante movilidad natural.

La longitud de 'quilla' de carbono completa indeformada debe coincidir con la longitud del pie sano en condición de elongación máxima de carrera, lo que aporta una marcha más suave y natural, da soporte al amputado y previene que la longitud de los pasos sea desigual o que se cargue excesivamente el talón del miembro sano en el contacto con el suelo, generando estabilidad y seguridad en la fase de apoyo.

Los Componentes de las prótesis de pie Flex-Foot comerciales, están diseñados particularmente para atletismo y es recomendada en carreras de velocidad de amputados tibiales. El peso máximo que soporta es de 147 kg y se encuentra disponible en un solo tamaño de pie para adultos. Consta de cuatro componentes esenciales, el modulo del pie, el conector para laminación, conector para el tubo y las piezas de fijación para el modulo del pie:

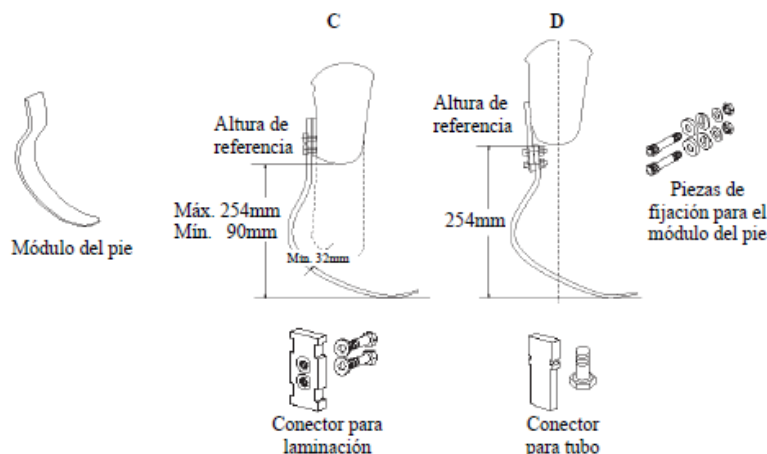


Figura1 Partes de una prótesis Flex-Foot *Cheetah*[®]

En cuanto a la alineación, se deberá tomar en cuenta como punto de partida la alineación estática mientras que la alineación definitiva se obtiene únicamente tras haber concluido la comprobación dinámica. La alineación estática corresponde al plano lateral, como se puede observar en la Figura1 Partes de una prótesis Flex-Foot *Cheetah*[®]. La flexión adecuada del encaje se determina según las necesidades del usuario. En el plano frontal se coloca el encaje en la posición adecuada de abducción utilizando un alineador y se debe dar de 5° a 7° de rotación externa adicional.

Se establece la altura adecuada de la prótesis con el zapato puesto, aumentado esta en 0.25m con respecto a la del lado sano, para compensar la compresión vertical y la flexión plantar.

Existen varias configuraciones posibles una prótesis del tipo flex foot (perfil C, perfil J, perfil C modificado, perfil L), y se define una forma a emplear dado que en sí, la forma de la pieza y la orientación y cantidad de laminas a utilizar definen un problema abierto con infinitas combinaciones posibles que se deben acotar, dependiendo del objetivo de la carrera que se busque. En este caso se ha optado un perfil J ya que es la más eficiente en carreras de 100m y 200m. Una vez elegida la forma se precisa el material y cantidad de láminas a utilizar junto con su orientación para, con ayuda del software de elementos finitos, dejar definido el laminado.

2. CONSIDERACIONES GENERALES

2.1. Metodología

El procedimiento elaborado para poder determinar la forma de prótesis a construir se centra en un análisis de similaridad biomecánica del atleta comparando el miembro sano con el afectado a través de una batería de ensayos y análisis de somatotipo y antropometría, cuyos datos puedan alimentar el modelo de elementos finitos de una pieza desarrollada para resistir las exigencias de competencia, que trabaje en régimen lineal y sea capaz de restituir en movimiento, a través de un incremento en la energía cinética del trabajo de deformación aplicado a la misma durante la toma de contacto y carga. Posteriormente se construye y evalúa la pieza resultante de modo que corrobore los modelos implementados y satisfaga los requerimientos impuestos.

2.2. Evaluación biomecánica

Entre los participantes de la evaluación, se proponen una batería de saltos a realizar siempre y cuando el protagonista pueda ejecutarlos dependiendo su afección física, caso contrario la evaluación sería la de un atleta convencional de somatotipo equivalente.

Mediante el empleo de una plataforma de fuerzas que censa con una frecuencia de 1000 muestras por segundo y mide en los tres ejes espaciales las magnitudes de desplazamiento, fuerzas y momentos, se registra la actividad del usuario en cada uno de los saltos. De esta manera se busca la fuerza máxima que es capaz de ejercer.



Figura 2 Salto en plataforma del atleta

Dado que el estudio en la plataforma de fuerza no emula el paso de la carrera propiamente dicho, se valida el mismo realizando un estudio cinemático de la carrera en el programa de software libre "Kinovea" para analizar distintos puntos de contacto y fuerzas puestas en juego tanto en articulaciones como en reacciones al piso.

2.3. Análisis de mediciones

Obtenidos los resultados del laboratorio de biomecánica, se procedea efectuar un análisis de las fuerzas involucradas en cada salto, para luego realizar lashipótesis necesarias con el fin de resumir todos los valores en una sola carga que servirá de "input" al modelo en el programa de elementos finitos.

Se debe mencionar que existen dos fuerzas principales: la fuerza vertical (denominada F_z) y la de avance (denominada F_y), no teniendo en cuenta así la fuerza en el sentido perpendicular (transversal al movimiento) a los dos pies (en los resultados esta fuerza se manifiesta sobre el eje "x").

Bajo esta hipótesis verificada luego en los resultados, se procede a relacionar cada salto con la fuerza que ejerce el usuario en la carrera. Este es un paso meramente estimativo pues idealmente las fuerzas medidas deberían ser tomadas en la carrera del usuario para luego efectuar el análisis de datos, sin embargo, para ello se debe realizar otro testen el cual se debería reubicar la plataforma de fuerzas a la pista siendo este un instrumento sensible y de dificultad para el traslado.

Otra hipótesis a tener en cuenta, es que se consideran los valores de fuerzas con calzado y de la pierna derecha (pierna sana en este caso) como los valores más altos a los que el atleta puede llegar a la fecha, esperando en un futuro que la prótesis fabricada asemeje y soporte esos valores que el pie sano es capaz de otorgar. Dichos valores se obtienen de los saltos denominados "Avalakov" y "longitudinal con impulso de brazos".

En este caso en particular, en donde hay tres saltos, dos con calzado y otro sin calzado, se tomará el segundo valor de la fuerza vertical con calzado dada su similitud a la de sin calzado. Éste es un patrón, donde las fuerzas de con y sin calzado son parecidas en todos los saltos.

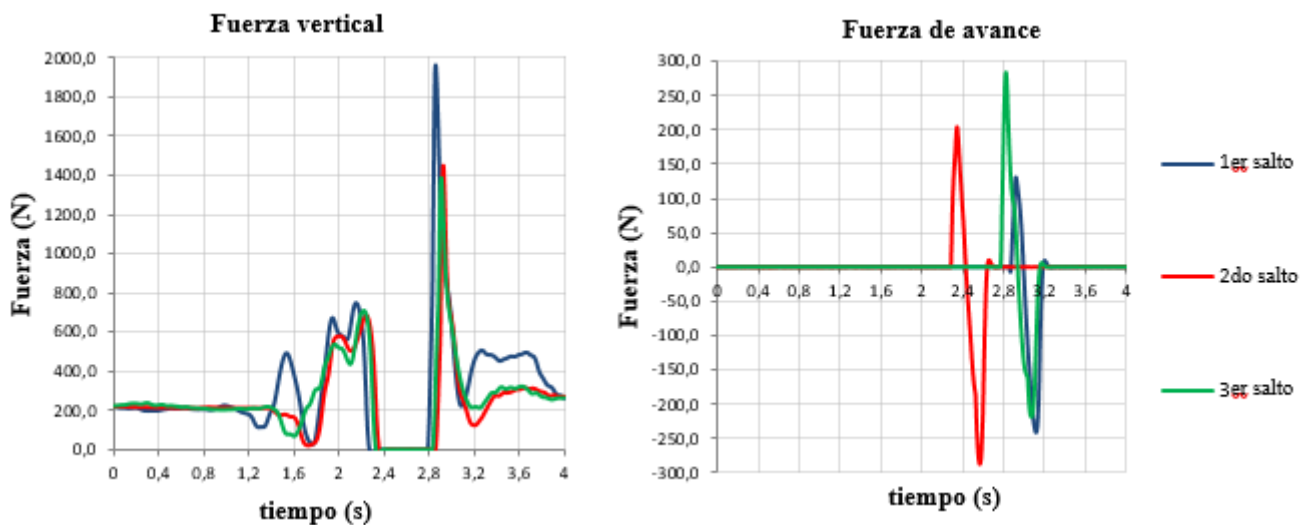


Figura 3 Izq: Fuerza vertical (F_z) vs tiempo. Der: Fuerza de avance (F_y) vs tiempo

De la Figura 3 Izq: Fuerza vertical (F_z) vs tiempo. Der: Fuerza de avance (F_y) vs tiempo, se observa que el segundo y tercer salto repiten un patrón que no se manifiesta en el primer salto. De esta manera queda determinada la fuerza F_z máxima como el pico alcanzado en el segundo salto. En cuanto a la fuerza de avance, fue tomado el valor más representativo de la fuerza puesta en juego durante la batería de saltos. Aquí también se tomaron 3 mediciones, los tres saltos repiten un mismo patrón por lo cual se selecciona el mayor valor alcanzado que se produce en el tercer salto.

A continuación se presentan generalizados los valores combinados de estas dos fuerzas, es decir, el módulo de ambas y el ángulo con la horizontal, que resulta ser el ángulo estimativo de inclinación del anclaje de la prótesis respecto al cono.

F_{max}	
F_z	1450 N
F_y	300 N
F_{max} (módulo)	1480 N
θ	78°

Tabla 1 Fuerzas definitivas

Además, para la posterior validación del modelo en forma dinámica, en base a los resultados de los saltos se construyó la siguiente curva que tiene en cuenta la fuerza vertical y representa cómo varía la carga en función del tiempo mientras el usuario se afirma al suelo y luego deja de pisar. La curva esta parametrizada en función a la carga máxima antes obtenida.

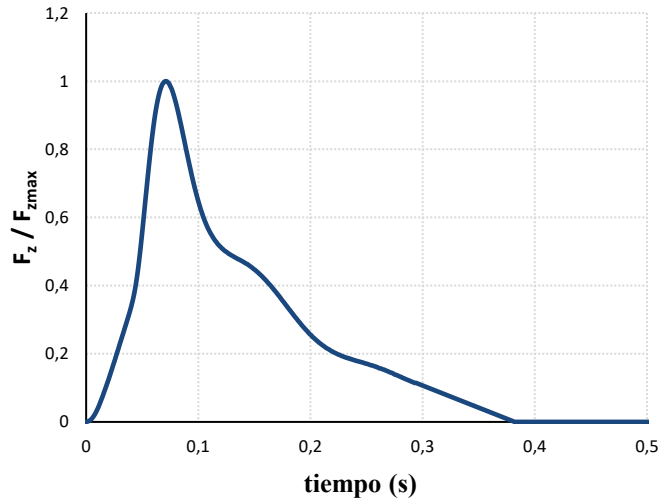


Figura 4 Variación del módulo de la fuerza en dirección vertical vs tiempo de aplicación

De la figura 4 se puede ver que la fuerza estudiada tiene un tiempo de aplicación de 0.383 segundos. Para ver claramente el comportamiento se colocó un tiempo de cálculo del doble (0.766 segundos) con un valor de fuerza, en ese intervalo final, igual a cero. De manera se verá cómo oscila la prótesis en ese tiempo.

Estas fuerzas no solo permiten determinar las *Ground Reaction Forces* (GRF) o fuerzas transmitidas al piso, sino que además, al tener su variación temporal, se pueden hallar las aceleraciones y velocidades de los puntos de toma de contacto determinando así tanto la potencia puesta en juego como la energía acumulada en la deformación.

2.4. Características del modelo en Elementos Finitos

Halladas las fuerzas puestas en juego, definida la respuesta esperada, los desplazamientos máximos permitidos, longitud, peso, GRF y energía acumulada, queda pendiente la definición del laminado y la forma en que se conectan el punto de anclaje de la prótesis y el piso.

Para un primer análisis de resistencia se utilizó un factor de carga de 1,5 y se determinó el índice de falla en el laminado en condiciones cuasi estáticas mediante el criterio de tensión máxima, con un “step” estático y procedimiento general.

Las propiedades de los materiales utilizados en el modelo se resumen en la siguiente tabla.

Propiedad	Unidades	Fibra de carbono unidireccional	Tejido “plain” de carbono	Núcleo de espuma de poliuretano
Densidad	kg/m3	1600	1600	65
E ₁	Gpa	98.26	46.1	
E ₂	Gpa	6.97	47.2	
ν ₁₂		0.3	0.06	
G ₁₂	Gpa	3.65	3.35	
F _{1T}	MPa	1198.79	615.2	
F _{2T}	MPa	48.73	556.7	
F _{1C}	MPa	601.29	441.8	
F _{2C}	MPa	153.86	491.5	
F ₆	MPa	67.51	133.4	
E	MPa			44.5
ν				0.3

Tabla 2 Propiedades de los materiales utilizados en el modelo

2.5. Análisis estático

Mediante el empleo de un software de elementos finitos, se evaluaron distintos modelos siendo la limitación del máximo desplazamiento obtenido en el extremo de la pieza, el criterio utilizado para definir el laminado a fin de evitar posibles contactos con el cono debida la condición de amputación de uno de los usuarios.

La geometría de la prótesis se define en base a la posición natural del pie apoyado en punta, es decir, en forma de pie equino. Para el análisis estático se tiene en cuenta una situación de carga en forma vertical y de compresión, correspondiente a los resultados de la evaluación biomecánica, la cual es aplicada a la altura de las falanges, emulando a la fase de despegue, como fase de mayor fuerza de reacción presente en la carrera.

Se realizaron varias configuraciones de laminados variando la cantidad de láminas y el espesor del núcleo (incluso variable por zonas). Así fue que se obtuvo un laminado simétrico conformado por láminas de carbono bidireccional y unidireccional, con un índice de falla de 0.2 y un desplazamiento máximo de 5,88cm en el extremo. El laminado resultante cuenta con 26 láminas y un núcleo de espesor variable apilados de la siguiente forma: $[0_2^{BD}, 0_{11}^{UD}, N]_s$.

Las imágenes a continuación muestran los resultados obtenidos por el modelo.

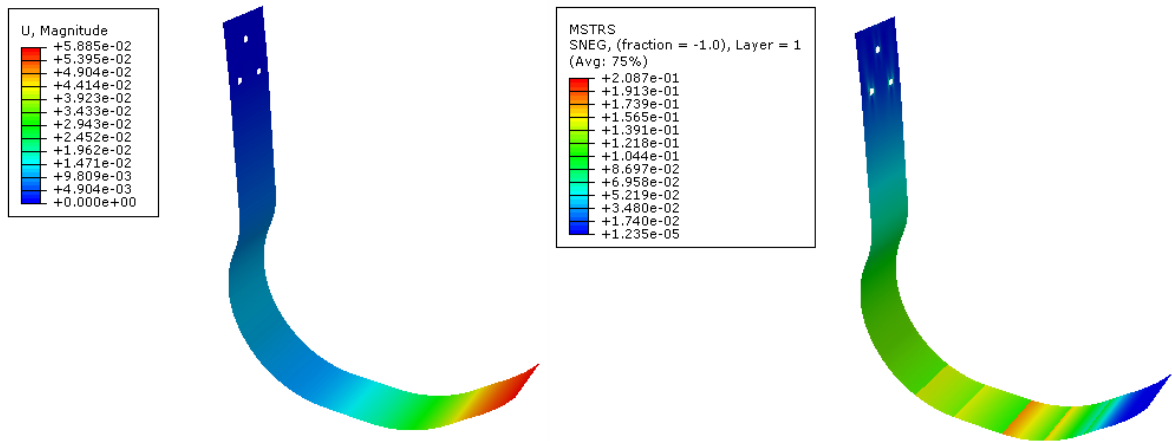


Figura 5 Desplazamiento e índice de falla del modelo final

También se estimó la energía elástica involucrada para ese desplazamiento calculando la integral de la fuerza por su desplazamiento. De esta forma, si para una fuerza de 1450N se produce un desplazamiento de 5.88cm, la energía puesta en juego durante la carga resulta de 88J.

Tras el cálculo estático, se procede a calcular las frecuencias naturales de la pieza obviando el primer modo dado que se trata de un modo torsional de baja frecuencia. Se obtuvieron los siguientes resultados:

Frecuencias naturales	
1° modo	53.9 Hz
2° modo	97 Hz
3° modo	130

Tabla 3 Valores de los primeros modos

2.6. Fabricación de la prótesis

2.6.1. Molde

En una primera instancia se llevó a cabo un prototipo de la prótesis en chapa para confirmar que la geometría propuesta se ajustara al usuario como de la manera estipulada. Para ello se imprimieron los planos de la pieza estudiada en escala 1 en 1 y se copió su forma con la chapa. En conjunto con el atleta se determinó que la geometría

propuesta es aceptable, que el punto de toma de contacto con el suelo se encuentra dentro de las dimensiones supuestas, que la longitud de la pieza es la adecuada para otorgar un agarre correcto y se comprobaron los ángulos de alineación para los anclajes, tema que se abordará posteriormente.



Figura 6 Prototipo de comprobación de la geometría

Definida la pieza que responde a las características relevadas se procede a la fabricación de la prótesis. Dado que la geometría fue impuesta por los modelos más habituales para carreras de velocidad, se procedió a cortar costillas con la forma del perfil de la prótesis para conformar el molde.

Para la construcción del mismo, se alinearon las costillas ubicando entre ellas un material de relleno (telgopor) para darle el espesor necesario al molde, se cortan los excedentes del material de relleno utilizando los bordes de la costilla como guía. Para generar una superficie de laminación adecuada se cubre el conjunto con una chapa de aluminio permitiendo así trabajar sobre una superficie lisa y sin porosidad para obtener una buena terminación y un correcto sellado de la bolsa de vacío.

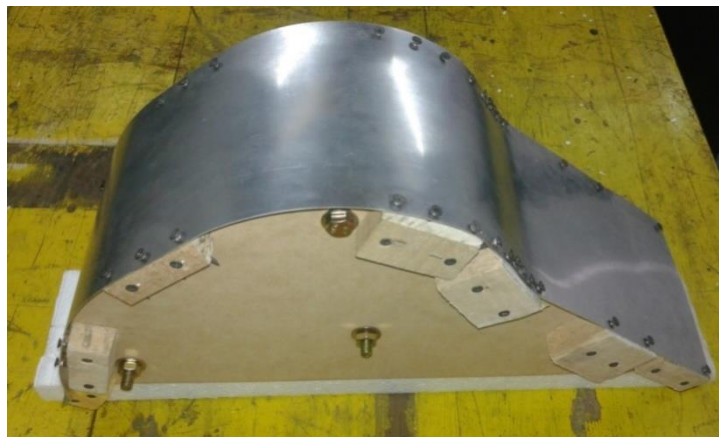


Figura 7 Molde terminado con chapa de aluminio

2.6.2. Materiales y proceso de fabricación

Se construye la pieza con los materiales mencionados en la conformación del modelo de elementos finitos, los cuales son típicamente utilizados en el alto rendimiento deportivo. Se busca comparar los resultados obtenidos con los modelos comerciales y las performances alcanzadas por sus usuarios.

El proceso de fabricación elegido fue una laminación manual con vacío en el cual se apilaron las telas sobre el molde (según la secuencia de laminación definida) y se impregnaron con la resina epoxy. Cuando se completa la secuencia de laminación se coloca sobre la preforma un film perforado, un “bleeder” (material absorbente) y una bolsa de vacío que sella contra el molde con el objetivo de extraer todos los excesos de resina que puedan quedar, permitiendo alcanzar mayores fracciones volumétricas de fibras que repercutan en un material más eficiente.



Figura 8 Impregnado y laminación sobre el molde

Cabe destacar que el núcleo presenta una variación de espesor a lo largo de la pieza, por lo cual fue necesario desbastarlo progresivamente hasta lograr, en cada zona de la pieza, el espesor de núcleo adecuado y definido por el modelo.

2.6.3. Conformado

Definido el laminado y el espesor (variable) del núcleo, se procede a la fabricación propia de la pieza, en fibra de carbono con matriz epoxi mediante un pegado por vacío.

Previo al pegado, se procede a pasar 4 veces desmoldante por el molde y por el vidrio, lugar donde se prepararon los laminados para luego colocar en el molde.

El pegado entre laminados se hace de manera manual, siguiendo el orden definido: 2 láminas de tejido y 11 unidireccional de cada lado del núcleo. Se preparan así los dos laminados fuera del molde, y una vez listos, se colocan progresivamente un laminado, el núcleo y el otro laminado. Luego de presentarlos en el molde y alinearlos, se coloca por encima un film perforado, guata para absorber el exceso de resina colocada previamente al hacer vacío sobre la pieza, una manguera para succionar el aire y por encima la bolsa de vacío.



Figura 9 Colocación del “bleeder”, bolsa de vacío y conformado.

El vacío se realiza durante 5 horas aproximadamente, dejando luego la prótesis con la bolsa durante 3 días para la obtención de la pieza final luego de desmoldarla.

3. Validación

La validación consiste en realizar diversas ratificaciones experimentales que demuestren una correlación entre los cálculos previos realizados a partir de un modelo y las hipótesis realizadas que cumpliera los requerimientos necesarios para suplir la falta de prótesis en el atleta, contrastándola con lo que realmente soporta o las características reales que la misma presenta.

3.1. Ensayo de compresión

Se verifica la fuerza aplicada versus desplazamiento, utilizando la Máquina Universal de Ensayo INSTRON® del laboratorio perteneciente al Grupo de Ensayos Mecánicos Aplicados (GEMA)¹, para comparar con lo calculado en el programa de elementos finitos.

Se realizan dos ensayos iguales de carga y otro de descarga buscando reducir los errores y garantizar repetitividad en el ensayo.

Las medidas de desplazamiento se toman con un comparador "Mitutoyo", de un rango de 0 a 10mm, y con una resolución de 0,01mm. Vale decir, que si bien es un instrumento de extrema precisión, limita el máximo desplazamiento a 10mm, lo cual debería encontrarse dentro del rango esperado. Se toman medidas por cada vuelta del comparador, de manera que cada una representa un desplazamiento de 1mm.

En cuanto a la medición de la carga aplicada, se utiliza una celda de carga de 500 Kgf, cuya señal es recibida por un tester "Agilent" U12423 conectado a un acondicionador de señal "Micro- Measurement" modelo "Vishay".

El punto de aplicación de la carga se define a 1,5cm de la punta de pala, lugar que se estima como punto de toma de contacto con el piso durante la carrera y se realiza la primera carrera con control manual a la mínima velocidad posible (0.5cm/min). Posteriormente se realiza la segunda carrera con carga de modo automático a una velocidad de 5cm/min. Vale decir, que en ambos casos no hubo una diferencia sustancial en la respuesta obtenida, es decir, se obtuvieron comportamientos lineales en ambos casos.

Se realizan dos corridas de cargas y una de descarga y los resultados se muestran en las siguientes gráficas.

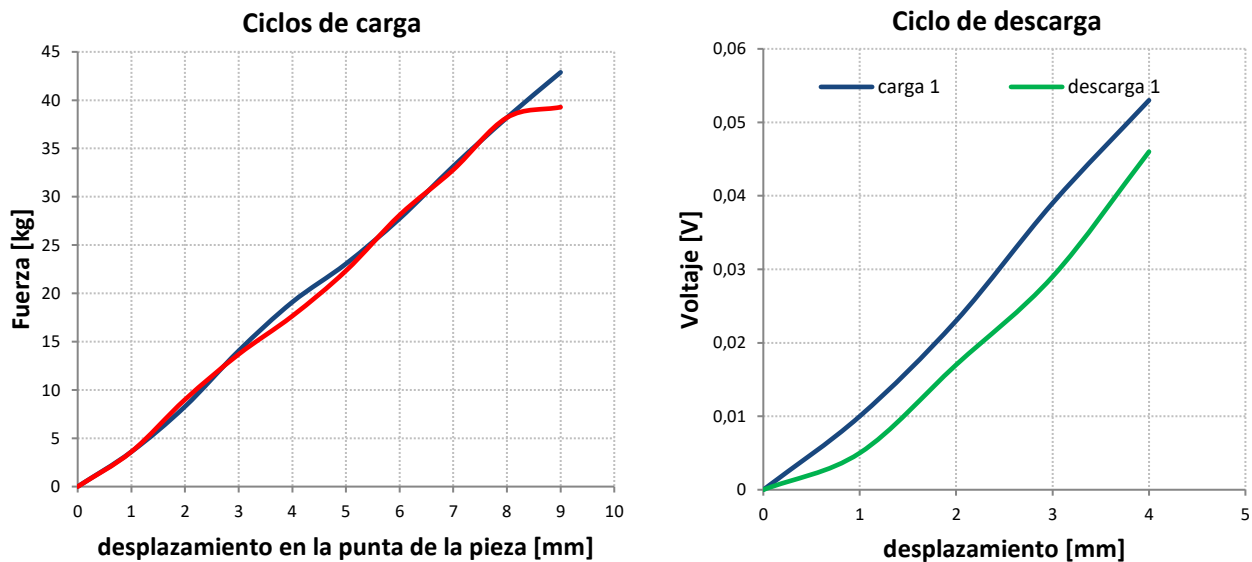


Figura 10 Resultados del ensayo mecánico

Como se observa el comportamiento en el ensayo es bien lineal lo cual permite calcular la rigidez del conjunto y así contar con un parámetro de diseño posterior.

Otro parámetro de importancia es la energía absorbida por la pieza, (E) que se obtiene mediante el cálculo del área bajo la curva. De esta manera, siendo U energía elástica almacenada macroscópica, F_n = Fuerza aplicada, y δ = desplazamiento nos queda:

$$E = \int F_n * d \delta = \frac{1}{2} K_n \delta^2 \quad (1)$$

$$K_n = \frac{F_n}{\delta} \quad (2)$$

Donde K_n resulta ser la constante elástica en dirección de aplicación de la carga para la pieza.

Esta energía tiene una correlación con el trabajo realizado por las fuerzas de contacto en dirección del desplazamiento F_n en punto de aplicación de la carga y que debe corresponderse con la energía de deformación

¹Departamento de Aeronáutica, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de La Plata.

elástica acumulada en la pieza que podremos relevar mediante el modelo FEM, en el cual la energía interna acumulada por el mismo efecto deberá estar dada por la relación:

$$U = \frac{1}{2} \boldsymbol{\varepsilon} \cdot \mathbf{C} \boldsymbol{\varepsilon} \approx \frac{1}{2} \mathbf{K}_n \delta^2 \quad (3)$$

Donde, U representa la energía de deformación elástica acumulada, mientras que $\boldsymbol{\varepsilon}$ resulta ser la deformación elástica macroscópica del material y \mathbf{C} el tensor elasticidad macroscópico resultante para la pieza y con el laminado considerado.

Si decimos que tiene un comportamiento prácticamente lineal, la integral se reduce a calcular el área de un triángulo, donde se extrapola la curva del ensayo realizado para permitir una comparación con el modelo de elementos finitos. Esto da como resultado que para una carga de 150Kg se corresponde un desplazamiento de 34.37mm, lo cual se traduce en una energía elástica de 50J.

Vale destacar la mayor rigidez que presenta (suponiendo este comportamiento lineal) el modelo fabricado en comparación con el calculado mediante elementos finitos, donde se obtuvo un desplazamiento de 58.8mm para una carga de 150Kg.

3.2. Frecuencias naturales

Para verificar los modos de la frecuencia natural de la pieza se utilizó un martillo modal modelo “Modal Hammer 2302-100”. Además del martillo, se utilizaron una placa LMS “test lab” como amplificador de señal y un acelerómetro ubicado en el punto de apoyo de la prótesis en la carrera.

El ensayo consistió en percutir la pieza 5 veces en cada tramo, para lo cual se dividió la longitud de la pieza en 10 estaciones de manera de realizar los golpes secuencialmente y asegurando distintos muestreos. De esos 5 golpes, la computadora toma el promedio, de manera que en las curvas se repitan los 10 golpes, más un repetido.

A continuación, se presentan los resultados de las amplitudes vs frecuencia, de manera que se pueden observar los valores para ambos en cada modo.

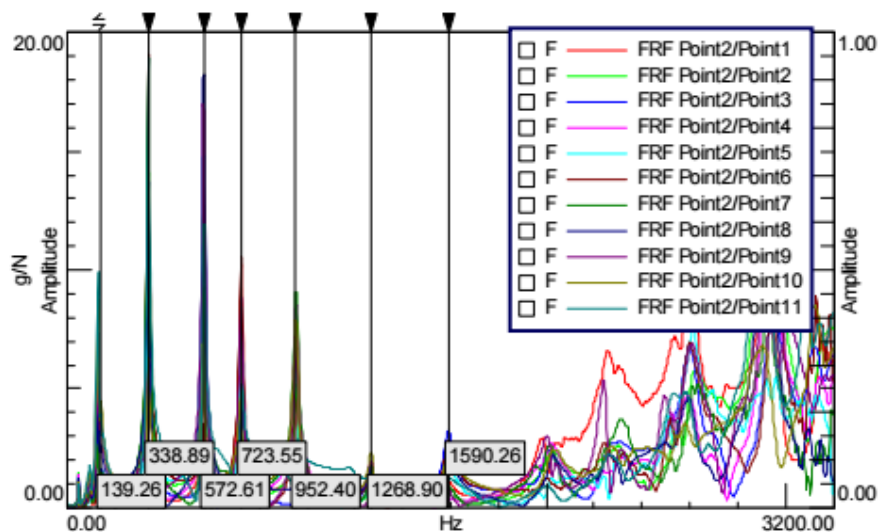


Figura 11 Gráfico amplitud vs. frecuencia

En la gráfica anterior se pueden apreciar claramente los 7 primeros modos, no obstante, nos quedamos con los primeros 3 para poder comparar así con los resultados obtenidos mediante modelo y verificar la lejanía de éstos valores con la frecuencia de pasos del usuario.

Para concluir el análisis de frecuencias, se presenta la siguiente tabla, en donde se comparan las frecuencias mencionadas previamente.

		Frecuencia [Hz]		
Usuario	Pasos/seg	modos	FEM	Ensayo
Aceleración	0,53	1°	53	139,26
Máx.vel.	0,4	2°	97	338,89
		3°	130	572,61

Tabla 4 Comparación valores de frecuencias naturales

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. Realimentación del modelo

A la luz de los resultados obtenidos y de las diferencias encontradas, sobre todo entre las frecuencias naturales del modelo y el ensayo, se modificaron los espesores de las láminas definidos en el modelo. El espesor utilizado en los modelos anteriores se definió en 0.18mm para cada lámina. Si cada “facing” del laminado está conformado por 13 láminas, el espesor total del mismo debería alcanzar los 2.3mm. Dicho espesor no coincide con el obtenido mediante el proceso de fabricación adoptado el cual alcanza los 2.8mm en promedio, un valor aproximadamente 20% mayor, lo que se traduce en un espesor de lámina de unos 0.21mm cada una. Además se reajustaron los espesores del núcleo y sus zonas de incumbencia por el mismo motivo.

Se mantuvieron entonces la carga y las condiciones de borde y los resultados obtenidos se muestran a continuación.

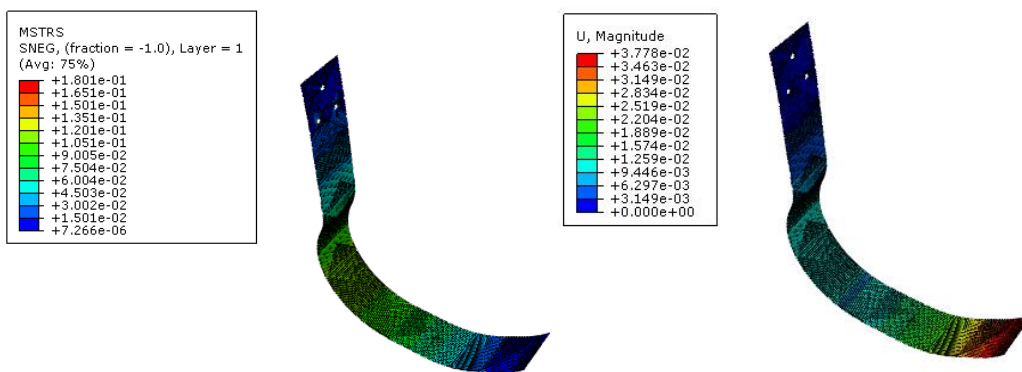


Figura 12 Resultados de índice de falla (izq.) y desplazamiento (der.)

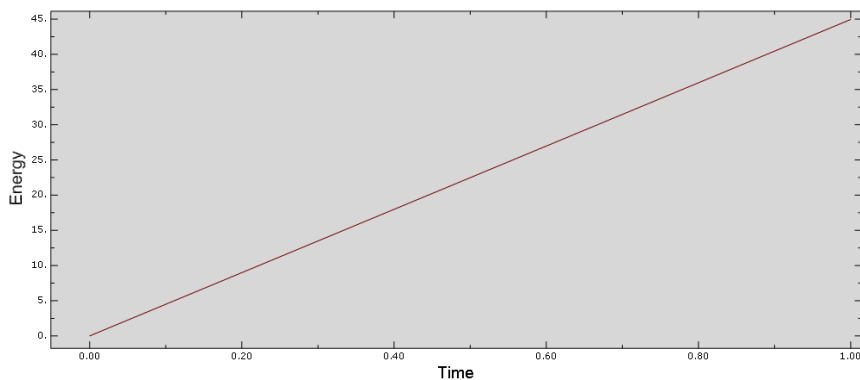


Figura 13 Energía vs tiempo durante la carga cuasi estática.

Parámetro	Magnitud
Desplazamiento máximo	3,77 cm
Máximo índice de falla	0.18
Energía de deformación acumulada	45 joules
Rigidez lineal	39787 N/m

Tabla 5 Valores obtenidos del nuevo modelo

4.2. Comparación modelos y ensayo

Tras haber realizado el rediseño, se procedió a comparar los resultados mencionados en la sección anterior. A continuación, se presenta la siguiente tabla, en donde se pueden comparar sintéticamente los resultados.

		Modelo 1	Modelo 2	Real	Real vs modelo1 [%]	Real vs modelo2 [%]
Desplazamiento	[cm]	5,88	3,77	3,43	42	9
Rigidez	[n/m]	24500	39800	43600	44	9
Energía	J	53	47	50	6	6
Frecuencia	1° modo	53	52,87	139,26		
	2° modo	97	101,00	338,89		
	3° modo	129	132,00	572,61		

Tabla 6 Comparación de resultados característicos en el rediseño

Puede observarse de la tabla, que el 2° modelo se acerca a los valores reales en el desplazamiento, y rigidez, estimándose un error menor al 10%, mientras que la energía se mantiene razonablemente similar a los valores reales en ambos modelos. Los valores de los primeros modos de frecuencia calculados en el software se encuentran alejados de los obtenidos en el ensayo lo cual forzó a adelantar el estudio de la respuesta dinámica. Los valores de rigidez macroscópica en dirección de aplicación de la carga son similares a los relevados por Bruggemann [1] y se encuentran dentro de los valores de la piezas comerciales.

5. ACOPLA DE PIEZAS TRANSMISORAS DE CARGA

A fin de poder evaluar en uso la pieza fabricada se estudió la problemática de la interfaz que vincula la prótesis propiamente dicha con el cono de fijación o bota a través de un 'Fixing Bracket'.

El mismo no solo tiene que ser una vinculación práctica entre la bota y la prótesis sino que también deberá resistir la carga aplicada por el usuario. La forma del mismo tiene que darle la correcta alineación a la prótesis de manera que sea cómoda y confortable posible para el usuario al mismo tiempo que garantice un punto de contacto con el suelo similar al estimado en los modelos y el ensayo. Asimismo, esta pieza define también la alineación entre el muñón y la punta de la pala, punto muy importante a la hora de la evolución del usuario durante la carrera.

La pieza final fue pensada para ser construida en aluminio y se verificó mediante un modelo de elementos finitos que las tensiones máximas para la carga impuesta no superen la tensión admisible del material. Por cuestiones prácticas y de velocidad de fabricación las primeras pruebas geométricas fueron realizadas mediante impresión 3D y se evalúa la posibilidad de reemplazar la pieza de aluminio por la impresión 3D definitivamente dependiendo de que la misma no afecte la performance ni ponga en riesgo la salud del usuario.

A partir de las fuerzas calculadas en el estudio biomecánico, se pudo observar que el ángulo óptimo entre la bota y la pala es de 15°, aproximadamente. Este cálculo del ángulo "óptimo" se realizó mediante la composición de las dos fuerzas puestas en juego durante la carrera, como se manifestó anteriormente.

Para su diseño geométrico se definió que el ancho del acople coincida con el de la pala y se determinaron 3 agujeros de fijación. Esto responde a la necesidad de generar un plano regulable que permita corregir pequeñas desalineaciones mediante el suplemento de los distintos tornillos de fijación. De esta manera, se modela una carga que se distribuye entre los tres agujeros uniformemente como una presión en la mitad superior del agujero. Se

supone además que los dos agujeros inferiores toman 40% de la carga cada uno y el superior solo un 20%. Con estas consideraciones, se realizó su estudio mediante software FEM arrojando los siguientes resultados:

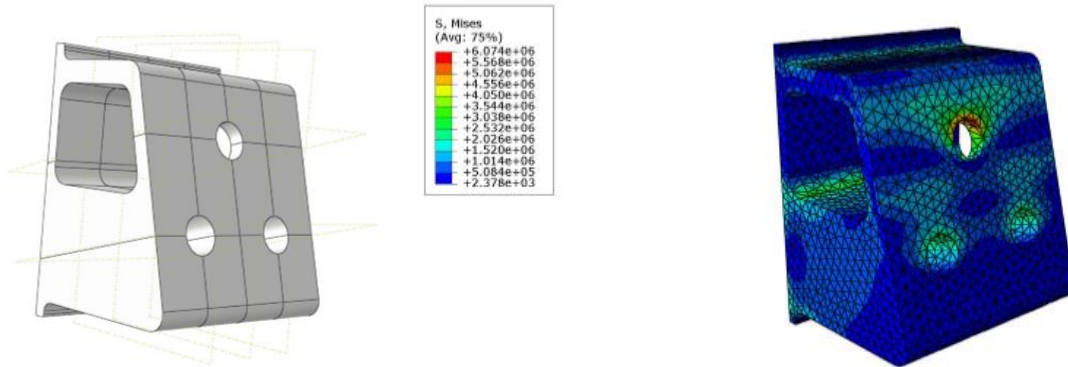


Figura 14 Prototipo inicial del acople y tensiones arrojadas por el modelo

Como puede verse en la figura, se registran zonas de la pieza que no están solicitadas, de manera que se puede prescindir de dichas partes sin comprometer el funcionamiento de la misma y de esa manera optimizarla. Además, se puede ver que la zona de mayor carga se encuentra en la parte del agujero superior. Este efecto resulta por tener menos área de contacto para repartir la carga. A pesar de tener la carga más alta de la estructura se ve que las tensiones de Von Mises no superan la tensión de fluencia del material, tomada como admisible. Cabe aclarar que el modelo se supuso en aluminio para las primeras consideraciones. Se puede observar que el resto de la estructura presenta amplios márgenes de seguridad en cuanto a tensiones se refiere, por lo cual se procede a aplicar las consideraciones al modelo.

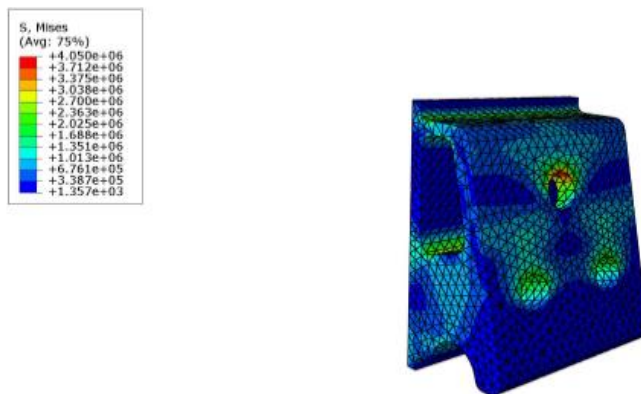


Figura 15 Modelo optimizado

Removiendo material se redujo el peso considerablemente, punto importante ya que la prótesis no debe pesar más que el miembro faltante del atleta, lo cual llevaría a un desbalanceo en la carrera. Como se destacó anteriormente se llevó a cabo una impresión 3D del anclaje con el fin de evaluar su posicionamiento en el cono y la posición relativa de la prótesis. En conjunto con el atleta se definen las posibles correcciones a realizar.



Figura 16 Impresión 3D del modelo optimizado y prueba de ángulo con el atleta (2).

En este proceso se detectaron dos aspectos a destacar: en primer lugar, el ángulo entre la bota y la pala no fue lo suficientemente grande. Se suplementó la prótesis hasta que el usuario se sintiera a gusto. El ángulo de sujeción con la vertical pasó de 15° a 27° . Esto modifica la distancia entre el muñón y la punta de la pala ya que se busca que el muñón apunte a la punta de la pala.

En segunda instancia, se pensó que posteriormente a la pieza se la iba a laminar para asegurarla correctamente a la bota, se ve que algunos radios de acuerdo son muy pronunciados de manera que dicho proceso iba a ser muy dificultoso y la calidad del producto final no iba a ser la adecuada.

La pieza quedó descartada y se volvió sobre el modelo para hacerle los ajustes mencionados anteriormente para obtener el modelo final. Mediante otro modelo puede observarse que la pieza no supera las tensiones máximas admisibles. Nuevamente la parte del agujero superior es la más solicitada.

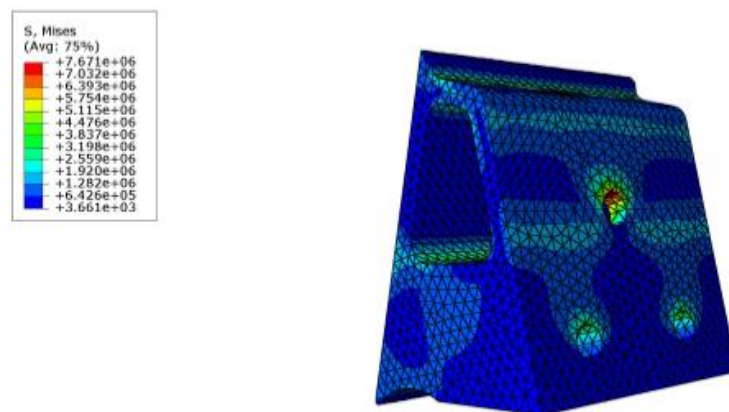


Figura 17 Distribución de tensiones en el modelo final

6. ENSAMBLADO FINAL Y PRUEBA DE CAMPO

Con las modificaciones propuestas en el modelo se confeccionó la nueva pieza en impresora 3D para poder realizar una nueva prueba con el usuario.

Se pegaron las tuercas dentro de los agujeros para luego afirmar la prótesis y luego se adhirió el anclaje a la bota con pegamento Spabond 340. Se dejó curar el conjunto los tiempos establecidos por el fabricante para poder realizar la prueba de campo con el atleta.



Figura 18 Pegado del anclaje y conjunto terminado

La prueba con el usuario se llevó a cabo en el Centro Nacional de Alto Rendimiento Deportivo (CeNARD). La misma consistió en varios ensayos para poder medir la resistencia del prototipo. De esta manera se le solicitó al usuario que fuera incrementando la carga hasta la máxima que pudiera aplicar para verificar la resistencia de todas las partes involucradas. Realizada la prueba mediante una inspección visual se observó que el núcleo en la parte interior de la prótesis, se despegó del laminado de carbono. De esta manera, las láminas trabajando a compresión en la parte interna de la prótesis dejaron de trabajar conjuntamente con el núcleo, el conjunto dejó de comportarse como un laminado sándwich perdiendo el “facing” su estabilidad. De esta manera se observa un pandeo local de las fibras que produce una falla catastrófica del material. Se atribuye éste mal comportamiento del laminado al proceso de fabricación de la prótesis en el cual no se logró una adherencia correcta entre el núcleo y el laminado pudiendo esto deberse a una limpieza incorrecta o poca presión de compactación del conjunto.

7. CONCLUSIONES

A lo largo del presente trabajo se mostraron los distintos estadios en el desarrollo de una prótesis destinada a uso competitivo. Se llevaron a cabo los ensayos mecánicos pertinentes en el prototipo fabricado, con el objetivo de realimentar los modelos computacionales y así poder lograr un entendimiento en la materia que genere mayor confianza y conocimiento para diseños ulteriores.

Se observa que luego de la realimentación, el modelo se acerca a los valores reales de desplazamiento obtenidos en el ensayo. Esto supone una similitud entre las rigideces, estimándose un error menor al 10%.

También se observa que la energía acumulada por la pieza se emparenta a los valores reales en ambos modelos, mientras que los valores de los primeros modos de frecuencia calculados en el software se encuentran alejados de los obtenidos en el ensayo. En este sentido se puede mencionar que las propiedades de los materiales utilizadas fueron obtenidas de probetas fabricadas mediante la técnica de infusión de resina, con lo cual se puede suponer que las fracciones volumétricas alcanzadas son diferentes, lo cual repercute tanto en las propiedades mecánicas del material como en su densidad. Factores a mejorar serían o bien fabricar la pieza mediante infusión o caracterizar el material obtenido mediante el proceso utilizado para este prototipo.

Cabe destacar que si bien la verificación del diseño luego de la fabricación se ajusta a los valores del ensayo en la parte cuasi estática, aún se desarrollan análisis dinámicos considerando efectos de segundo orden que replantean al tipo de laminado para evitar fallas catastróficas.

Respecto de los ensayos biomecánicos se puede observar que las fuerzas medidas en plataforma son algo distintas a las de carrera y es deseable alimentar el modelo con mejores “inputs” evaluando la carrera con la plataforma de fuerzas colocada en pista. No obstante, los valores de energía y rigidez macroscópica en la dirección de aplicación de carga de la pieza se encuentran en concordancia con lo publicado por Bruggemann[1].

En cuanto a la geometría se puede concluir que se ajusta a lo diseñado y a la pierna del atleta probando ser confortable para la práctica deportiva y un dato no menor es el costo de fabricación de la pieza presentada que es del orden del 8% del valor de mercado del producto, lo que hace a este producto interesante para la iniciación deportiva.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Bruggemann, Arampatzis et al., 2008. '*Biomechanics of double transtibial amputee sprinting using dedicated sprinting prostheses*'.
- [2] Grabowski, McGowan, McDermott, Beale, 2009 '*Running- specific prostheses limit ground-force during sprinting*'.
- [3] Weyand, Bundle, McGowan, Grabowski, 2009. '*The fastest runner on artificial legs: different limbs, similar function?*'.
- [4] Mushin Jweeg, Shaker Hassan, 2015. '*Impact testing of new Athletic Prosthetic Foot*'.
- [5] Dyer BT1 '*An Investigation Into the Measurement and Prediction of Mechanical Stiffness of Lower Limb Prostheses Used for Running*', Sewell P, Noroozi S, 2014.
- [6] Hobara H1, Potthast W, Müller R, Kobayashi Y, Helder TA, Mochimaru M 2015. '*Normative Spatiotemporal Parameters During 100-m Sprints in Amputee Sprinters Using Running-Specific Prostheses*'.
- [7] Dyer B1 '*Sprint prostheses used at the Paralympics: a proposal for an assessment method to maintain fairness*', Sewell P, Noroozi S, Redwood S, Broomfield S, Callaway A 2012.
- [8] Dyer B1 '*Sprinting with an amputation: Some race-based lower-limb step observations*', Noroozi S2, Sewell P2, 2015.
- [9] McGowan CP1, Grabowski AM, McDermott WJ, Herr HM, Kram R, 2012. '*Leg stiffness of sprinters using running-specific prostheses*'.
- [10] Shuichi Tominaga, PO,1,2,*Keisyoku Sakuraba, MD, PhD,1 and Fumio Usui, PO3, 2015. '*The effects of changes in the sagittal plane alignment of running-specific transtibial prostheses on ground reaction forces*'.