

Simulación mediante elementos finitos de un pie para correr

Itziar Tolosa 1 | Miren Canellada 2 | Garoa Eizaguirre 3 | Iker Uriarte 4

1. UGLE (Urola Garaiko Lanbide Eskola). Departamento I+D+i. Ingeniería Internacional y Europea en Soldadura (IWE, EWE) por CESOL (Asociación Española de Soldadura y Tecnologías de Unión)
2. TKNIKA (Centro de Investigación e Innovación aplicada de la FP del País Vasco). Dinamizadora proyectos Materiales Composites. Doctorado en Polímeros por la Universidad de Pau et des Pays de l'Adour (France)
3. Proyecto I+D+i de Grado de Ingeniería en Mecánica UPV-EHU (Universidad del País Vasco)
4. Ortopedia ORTOKA. BSc Prosthetics & Orthotics por la Universidad de Salford (Manchester)

Resumen | Abstract

Investigación sobre la modelización mediante elementos finitos (MEF) aplicado a obtener capacidad de predicción (desplazamiento, deformación y tensión) del diseño, proceso de fabricación y la efectividad de los resultados de pies de carbono. Permite modelizar un sistema y realizar modificaciones sobre el mismo sin riesgo y optimizando costos.

Se analiza el comportamiento de una prótesis de fibra de carbono para un amputado transfemoral largo activo que desea correr. Actualmente, el paciente lleva una prótesis que consta de encaje Isny (encaje hiperbárico con termoplástico flexible interior y estructura de fibra de carbono con ventanas en el exterior), liner de silicona Iceross Seal-In X5-TF de Ossür, rodilla hidráulica 3R80 de Otto Bock y pie de fibra de carbono TRITON HD Otto Bock que se desea sustituir por un Flex Run de Ossür.

Empleando el MEF y basándose en datos reales aportados por Ossür se simula partiendo de ciertas hipótesis el comportamiento del pie Flex Run. El pie está formado por un apilado de láminas de fibra de carbono y resina epoxy (que se desconocen); composite de CFRP (Carbon Fiber Reinforced Polymer). El tipo de refuerzo, su configuración y orientación en la pieza, van a influir en las propiedades finales del pie. Se estudia la influencia del refuerzo para optar por un apilado óptimo que cumpla con las condiciones de deflexión para la categoría correspondiente. Se ha utilizado el método de la ingeniería inversa (escaneado 3D) y la fabricación aditiva FDM para fabricar un encaje de polycarbonato (PC) donde se montará el pie de carbono Flex-run, y se comprobará el uso en el paciente.

Research on finite element modeling (FEM) applied to obtaining prediction capacity (displacement, deformation and tension) of the design, manufacturing and the effectiveness of carbon feet results. It allows to model a system and to make modifications on it without risk and optimizing costs.

It is analyzed the behaviour of a carbon fiber prosthesis for an active long transfemoral amputee who wants to run. Currently the patient is wearing a prosthesis consisting of Isny socket (hyperbaric socket with flexible inner thermoplastic and carbon fiber structure with windows), Iceross Seal-In X5-TF silicone liner by Ossür, 3R80 hydraulic knee by Otto Bock and TRITON HD Otto Bock foot Carbon fiber that is aimed to be replaced with a Flex Run by Ossür for running.

Using FEM and based on real data contributed by Ossür and on certain hypotheses, the behavior of the Flex Run foot is simulated. The foot is formed by a stack of carbon-fiber sheets and epoxy resin (which are unknown); CFRP composite (Carbon Fiber Reinforced Polymer). The type of reinforcement, its configuration and orientation in the piece, will influence the final properties of the foot. By means of the simulation the influence of the reinforcement can be studied and opt for an optimal stacking that meets the conditions of deflection for the appropriate category. The reverse engineering method (3D scanning) and FDM additive manufacturing were used to make a polycarbonate (PC) socket where the Flex-run carbon foot will be assembled, and its use in the patient will be checked.

Palabras clave | Key words

Simulación, estructural, elementos finitos, materiales compuestos, fibra de carbono, prótesis.

Simulation, structural, finite elements, composites, carbon fiber, prosthesis.

Introducción

El paciente es un varón de mediana edad con una amputación femoral larga debido a un accidente escalando hace 16 años.



Pesa 65 kg y tiene una altura de 1,70 m. Actualmente, él lleva una prótesis que consta de encaje Isny (encaje hiperbárico con termoplástico flexible interior y estructura de fibra de carbono con ventanas en el exterior), liner de silicona Iceross Seal-In X5-TF de Ossür, rodilla hidráulica 3R80 de Otto Bock y pie de fibra de carbono TRITON HD Otto Bock que se desea sustituir por un Flex Run de Ossür.

La simulación permite modelizar un sistema y realizar modificaciones sobre el mismo sin riesgo y con coste casi nulo. En el presente trabajo se quiere analizar el comportamiento mecánico de una prótesis de correr, basándose en el modelo Flex-run de Ossür (7-15km/h). El pie está formado por un apilado de láminas de fibra de carbono y resina epoxy; composite de CFRP (Carbon Fiber Reinforced Polymer) que se desconocen. El tipo de refuerzo, su configuración y orientación en la pieza, van a influir en las propiedades mecánicas finales del pie. Mediante la simulación se estudia la influencia del refuerzo y permitirá definir un apilado óptimo. Para poder realizar un buen análisis por MEF en un composite y poder sacar conclusiones adecuadas es necesario:

- definir correctamente el modelo de la pieza: esta etapa es crítica, ya que los resultados y conclusiones que se pueden extraer dependen de la correcta construcción de dicho modelo, el mallado.
- caracterizar el material: se determinan las propiedades del material mediante ensayos de tracción y de flexión, teniendo en cuenta la anisotropía del material (orientación de las fibras en el tejido de base).
- conocer el comportamiento en uso del pie para poder definir correctamente las cargas y restricciones de la misma (aunque siempre se opta por simplificar).

En la segunda etapa del trabajo se diseña un encaje de policarbonato (PC) mediante escaneado 3D/CAD que luego se fabrica por tecnología aditiva 3D tipo FDM (Fused Deposition Modelling). Para poder satisfacer las necesidades del paciente son clave: el diseño del encaje, el nivel de actividad del paciente y los parámetros de fabricación empleados en la impresión 3D.

En el artículo se explica la metodología empleada para el MEF, incidiendo en las particularidades de los materiales compuestos. Se estudian diferentes casos para obtener los resultados que facilita Ossür para el Flex Run. Asimismo, se explica el proceso seguido para el diseño y fabricación del encaje en policarbonato (PC), y el montaje y alineación del pie de Flex Run. Para el diseño del pie se utiliza el software industrial CAD (Computer Aided Design) SolidWorks. El MEF del pie se realiza con FEMAP NX NASTRAN. Además, se ha utilizado el software de malla poligonal MeshMixer en la limpieza y diseño del escaneado del muñón. Por último, el encaje ha sido fabricado en una impresora industrial de FDM Stratasys Fortus 450 mc en material policarbonato (PC).

Metodología

1. ¿Qué es el Método de Elementos Finitos (MEF)?

El MEF permite resolver casos que hasta hace poco tiempo eran

prácticamente imposibles de resolver por métodos matemáticos tradicionales. Esta circunstancia obligaba a realizar prototipos, ensayarlos e ir realizando mejoras de forma iterativa, lo que traía consigo un elevado coste tanto económico como en tiempo de desarrollo. El MEF permite realizar un modelo matemático de cálculo del sistema real, más fácil y económico de modificar que un prototipo. Sin embargo, no deja de ser un método aproximado de cálculo debido a las hipótesis básicas del método. Los prototipos, por lo tanto, siguen siendo necesarios, pero en menor número, ya que el primero puede acercarse bastante más al diseño óptimo.

Gracias a los avances informáticos actualmente se dispone de softwares más precisos que permiten realizar cálculos más precisos. Pero no hay que llevarse a engaño, el manejo correcto de este tipo de softwares exige un profundo conocimiento no solo del material con el que se trabaja, sino también de los principios del MEF.

2. Conceptos generales

La idea general MEF es la división de un sólido CAD en un conjunto de pequeños elementos interconectados por una serie de puntos llamados nodos (Figura 1). Las ecuaciones que rigen el comportamiento del sólido regirán también el del elemento. Este proceso es conocido como discretización del modelo.



Figura 1.- Modelo discreto con elementos y nodos.

De esta forma se consigue pasar de un sistema continuo (infinitos grados de libertad), a un sistema con un número de grados de libertad finito cuyo comportamiento se modela por un sistema de ecuaciones, lineales o no. En cualquier sistema a analizar podemos distinguir entre: dominio (espacio geométrico), condiciones de contorno (variables conocidas y que condicionan el cambio del sistema) e incógnitas (variables del sistema que deseamos conocer después de que las condiciones de contorno han actuado).

Sobre estos nodos se materializan las incógnitas fundamentales de la simulación. En el caso de elementos estructurales estas incógnitas son los desplazamientos nodales, ya que a partir de estos podemos calcular el resto de incógnitas que nos interesen: desplazamientos, tensiones, deformaciones...

A mayor número de elementos, mayor número de nodos y precisión del modelo, pero mayor tiempo de cálculo. En las zonas con cargas concentradas o donde se prevea concentración de tensiones se discretiza en un mayor número de elementos.

2.1. Delimitación del método

- **Estática versus dinámica.** Dentro del sistema continuo las simulaciones pueden ser subdivididas si sus efectos inerciales son considerados o no. En dinámica, la dependencia del

tiempo actual debe ser considerada explícitamente, porque el cálculo de fuerzas inerciales requiere tomar derivadas con respecto al tiempo actual. Los problemas en estática también pueden depender del tiempo actual pero ignoran o desprecian las fuerzas inerciales.

· **Lineal versus no lineal.** El análisis estático lineal involucra problemas estáticos en los cuales la respuesta es lineal en el sentido causa y efecto. Por ejemplo, si las fuerzas aplicadas se duplican, los desplazamientos y esfuerzos internos también se duplican. Los problemas que caen fuera de este dominio son clasificados como no lineales.

· **Tipos de elementos.** Existen diferentes tipos de elementos para discretizar el modelo: unidimensionales (1D), bidimensionales (2D) y tridimensionales (3D). Los nodos no tienen por qué estar solamente en los vértices. Puede haber en los lados y en el interior del elemento, implicando mayor complejidad en el estudio del elemento.

· **Tipo de propiedad del elemento.** Existen diferentes tipos de propiedades de elementos (los más empleados para la ortopedia técnica): lineales (1D), planos (2D), volumen (3D) y otros.

· **Tipo de material.** De la misma manera, existen diferentes tipos de materiales: isotrópicos (mismas propiedades en los diferentes ejes), ortotrópicos (mismas propiedades en dos ejes), anisotrópicos (diferentes propiedades en los tres ejes), hiperelásticos, fluidos y otros.

· **Condiciones de contorno.** Son las restricciones simplificadas que tiene el sistema discretizado en la realidad. Estas restricciones pueden ser fuerzas (T_x , T_y , T_z) o momentos (R_x , R_y , R_z) aplicados en diferentes nodos puntuales, en curva o superficie.

2.2. Proceso de simulación/modelización mediante elementos finitos (MEF)

Para llevar a cabo un cálculo mediante MEF el proceso se divide en:

- Preproceso: consiste en la partición de la geometría, generación de la malla (discretización), asignación de propiedades a los materiales y la definición de las condiciones de contorno. Se realizan operaciones de regularización de la malla con el fin de garantizar una mejor aproximación del cálculo.
- Cálculo: es el resultado del preproceso.
- Postproceso: el cálculo proporciona valores de cierto conjunto de funciones en los nodos de la malla que define la discretización, en el postproceso se calculan magnitudes derivadas de los valores obtenidos para los nodos (desplazamiento, deformación, tensión...), y en ocasiones se aplican operaciones de suavizado, interpolación e incluso determinación de errores de aproximación.

2.3. Aplicación del MEF al diseño del pie FLEX RUN

Pie FLEX RUN.

El FLEX RUN (Figura 2 y 3) es un pie para actividades deportivas recreativas y carreras en distancias largas (7-15 km/h) con una altura del pie 261 mm (con suela de Nike de 277 mm) y un tornillo central de M10. El peso máximo admisible del paciente son 130 kg con una devolución de energía del casi 100%. En este caso, se emplea un pie de nivel de impacto alto categoría 4 (60-68 kg). En el plano sagital el pie es montado con el punto de contacto con el suelo del módulo del pie a 25-40 mm, alineado con la línea de carga. En el plano coronal se dejan 5° de rotación

externa. El montaje del pie se realiza con una altura superior, aproximadamente 25-50 mm más alta que el lago seguro con el calzado para compensar la compresión vertical (alineación en estática como punto de comienzo). La alineación definitiva se logra durante la evaluación dinámica con una deflexión de 25-30 mm en el plano vertical y una vida útil de 2 millones de ciclos a fatiga. La capacidad física y la longitud del miembro residual influyen en la alineación. Los mejores resultados se obtendrán con la mejor simetría de marcha que pueda lograrse. La alineación óptima es crítica para reducir el gasto energético y eliminar una tensión excesiva sobre el músculo y los ligamentos durante la carrera. Es un dispositivo resistente al agua, es apto para su uso en ambientes mojados y/o húmedos y permite la inmersión temporal (>30 minutos) de hasta 1 m en agua dulce.



Figura 2 y 3.- Pie FLEX RUN de Ossür y diseño del pie en SolidWorks.

MEF. Tal y como se viene diciendo, en el proceso de MEF se realizan unas hipótesis básicas de simplificación de la realidad para poder obtener valores orientativos del comportamiento del sistema (desplazamiento, deformación y tensión).

Se desconoce la fabricación, número de capas y orientación de las fibras del pie, por lo que se plantean tres diferentes opciones de estudio empleando el software FEMAP NX NASTRAN. En los tres casos, en el preproceso se sigue el procedimiento que se describe a continuación (donde la diferencia se encuentra en el apilado y orientación de la fibra de carbono empleada en la fabricación del pie).

En primer lugar, se calcula la ubicación del "midsurface" (fibra neutra del pie) del diseño a estudiar. Se realiza una división de la geometría en el "midsurface" con el fin de discretizar con un tamaño óptimo de elementos/nodos el diseño. Para ello, se definen 7 zonas (empleando las herramientas básicas "pad", "point to edge", "edge to edge" y "trim with curve" - Figura 4), donde en las áreas redondeadas se utiliza un mallado "mapped" y en las zonas rectangulares un mallado "free". Para la verificación de la calidad del mallado se utiliza el método Jacobiano, método más restrictivo existente, donde la malla debe de estar por debajo de 0,6. De esta manera, se definen los puntos críticos en el mallado. En este mallado, se consigue una malla de buena calidad con un valor de 0.585, superando la restricción Jacobiana (Figura 5).

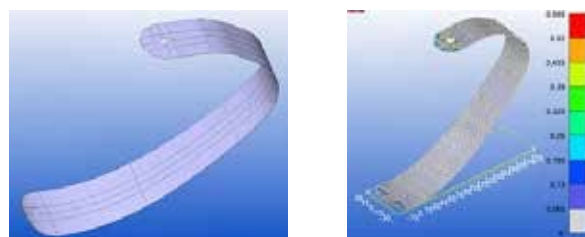


Figura 4 y 5.- Zonas de división de geometría del mallado. Mallado cumpliendo el método Jacobiano.

Posteriormente, se definen los elementos bidimensional (2D)/"plate elements" de propiedad tipo "laminar" para el "midsurface". Los materiales empleados para la fabricación son materiales compuestos laminados/composites formados por láminas con fibras orientadas en diferentes direcciones (CFRP, plásticos reforzados de fibra de carbono) con unas muy buenas propiedades elásticas y de resistencia mecánica en relación con su bajo peso. Se ha realizado el estudio con dos tipos de materiales (no son las empleadas en el Flex Run): Prepreg Epoxy Carbon Fiber Unidireccional y Prepreg Epoxy Carbon Fiber Woven (Figura 6 y 7). Las propiedades necesarias para definir el material (tensiones, resistencia...) se han determinado mediante ensayos de tracción y ensayos de flexión en tres puntos, facilitados por el proveedor de material (Tabla 1 y 2). El pie se fabrica apilando diferentes capas de estos dos tipos de prepreg, y cambiando la orientación principal de las fibras.

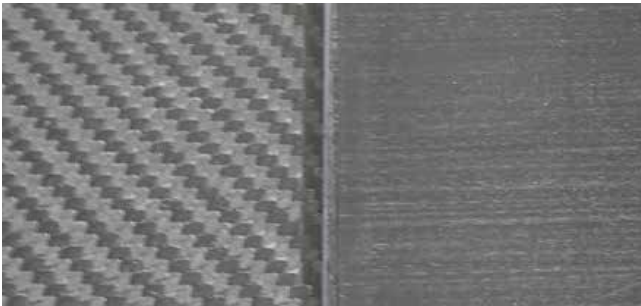


Figura 6 y 7.- Macrografía de prepreg Woven y UD.

Epoxy Carbon UD prepreg	value	unit
Density	1.49 E-09	Tn/mm ³
Young's modulus X direction	1.21E+5	MPa
Young's modulus Y direction	8600	MPa
Young's modulus Z direction	8600	MPa
Poisson's Ratio XY	0.27	
Poisson's Ratio YZ	0.4	
Poisson's Ratio XZ	0.27	
Shear Modulus XY	4700	MPa
Shear Modulus YZ	3100	MPa
Shear Modulus XZ	4700	MPa
Tensile stress limit X direction	2231	MPa
Tensile stress limit Y direction	29	MPa
Tensile stress limit Z direction	29	MPa
Compressive stress limit X direction	-1082	MPa
Compressive stress limit Y direction	-100	MPa
Compressive stress limit Z direction	-100	MPa
Shear stress limit XY	60	MPa
Shear stress limit YZ	32	MPa
Shear stress limit XZ	60	MPa

Tabla 1.- Epoxy Carbon UD prepreg

Epoxy Carbon Woven prepreg	value	unit
Density	1.42 E-09	Tn/mm ³
Young's modulus X direction	61340	MPa
Young's modulus Y direction	61340	MPa
Young's modulus Z direction	6900	MPa
Poisson's Ratio XY	0.04	
Poisson's Ratio YZ	0.3	
Poisson's Ratio XZ	0.3	
Shear Modulus XY	19500	MPa
Shear Modulus YZ	2700	MPa
Shear Modulus XZ	2700	MPa
Tensile stress limit X direction	805	MPa
Tensile stress limit Y direction	805	MPa
Tensile stress limit Z direction	50	MPa
Compressive stress limit X direction	-509	MPa
Compressive stress limit Y direction	-509	MPa
Compressive stress limit Z direction	-170	MPa
Shear stress limit XY	125	MPa
Shear stress limit YZ	65	MPa
Shear stress limit XZ	65	MPa

Tabla 2.- Epoxy Carbon Woven prepreg

Los distintos materiales de base se alimentan en FEMAP, donde se introducen sus constantes de rigidez y las tensiones admisibles. Al ser el material del refuerzo un tejido unidireccional o biaxial se considera como un material ortotrópico 2D.

El mallado del "midsurface" junto con el material y sus propiedades asignadas son trasladados a los elementos/nodos del sólido (teniendo en cuenta el espesor variable del pie de 12.59 a 5.1 mm) (Figura 8).

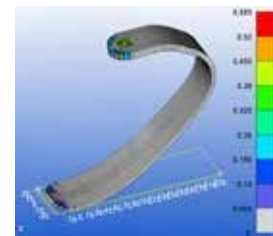


Figura 8.- Sólido discretizado con material y propiedades asignadas.

Las condiciones de contorno que se definen son una carga distribuida de 65 kg/650N (peso paciente) simplificando mediante un elemento rígido RBE3 en el área de contacto del pie con el suelo (6 cm distales del pie) y un elemento rígido RBE2 (unión tipo spider con nodo independiente en el interior y dependientes en el exterior) alrededor del tornillo de M10 con restricciones de fuerzas ($T_x=T_y=T_z=0$) y momentos ($R_x=R_y=R_z=0$) simulando un empotramiento (debido a que el pie está atornillado al adaptador del tubo de la prótesis) (Figura 9 y 10).

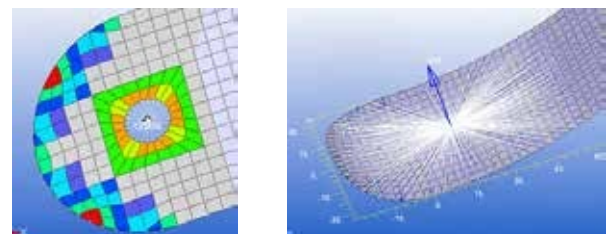


Figura 9 y 10.- Carga distribuida en área de contacto con el suelo mediante RBE3 y RBE2 (empotramiento) en el agujero del tornillo de M10.

Las posibilidades de jugar con diferentes materiales compuestos (tipos de fibras, orientación de fibras, espesores de capa, tipos de resinas...) son ilimitadas, y siendo la caracterización mediante ensayos mecánicos muy costosa y difícil, es necesario el uso de herramientas que ayuden a predecir el comportamiento estructural. El análisis "layup" con MEF permite realizar el diseño y optimización de la pieza, facilitando, abaratando y acortando los plazos en la etapa de diseño. Para modelar el apilado de láminas se definen el número de capas del apilado, el tipo de material (unidireccional y woven), el espesor y la orientación del refuerzo de cada lámina respecto al eje principal del pie (Figura 11). Esta combinación afectará a la rigidez, amortiguación (deflexión) y devolución de energía. Siguiendo las instrucciones de Ossür, se debe de obtener una deflexión de entre 25-30 mm. Para la validación del modelo laminado mediante materiales compuestos se sigue el criterio de fallo de Hoffman. Valores para dicho criterio entre 0-1, siendo 1 el valor máximo de fallo permitido.

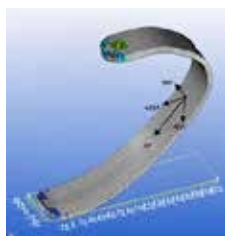


Figura 11.- Orientación de las fibras en los diferentes apilados del laminado.

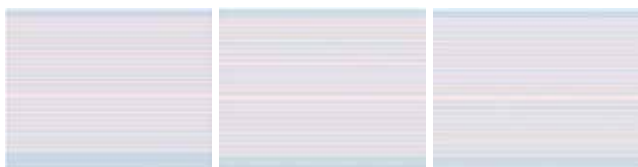
En los diferentes casos estudiados las fibras de carbono unidireccionales se colocarán alineadas con el eje principal de la prótesis proporcionando rigidez y resistencia en la flexión, mientras que las del woven, se colocarán orientadas a +/-45° respecto al eje principal y proporcionarán una mayor resistencia a la torsión por su orientación.

Los apilados que se estudian son tres (se han definido 7 zonas en función del espesor del pie y según se reduce el espesor, se eliminan las capas de fibra de carbono de la parte superior):

Caso 1: apilado de capas de fibra de carbono (Figura 12) unidireccional a 0/90° (en color rojo) y woven a +/-45° de 0.2 mm intercaladas con extremos en woven (en color azul). Se reduce el espesor de 12 mm a 5 mm eliminando capas por la parte superior.

Caso 2: apilado de capas de fibra de carbono (Figura 13) unidireccional a 0/90° (en color rojo) y woven a +/-45° de 0.2 mm intercaladas con extremos en woven (en color azul). Se reduce el espesor de 11,8 mm a 4,8 mm eliminando capas por la parte superior.

Caso 3: apilado de capas de fibra de carbono (Figura 14) unidireccional a 0/90° (en color rojo) y woven a +/-45° de 0.2 mm intercaladas con extremos en woven (en color azul). Se reduce el espesor de 11,6 mm a 4,6 mm eliminando capas por la parte superior.



Figuras 12, 13 y 14.- Apilado de capas de la zona 1 (12mm, 11,8mm y 11,6mm respectivamente).

El encaje se diseña a partir del escaneado con Structure Sensor, realizando una reducción del contorno del muñón de 5 mm utilizando el software libre de malla poligonal Meshmixer y SolidWorks (Figura 15, 16 y 17).

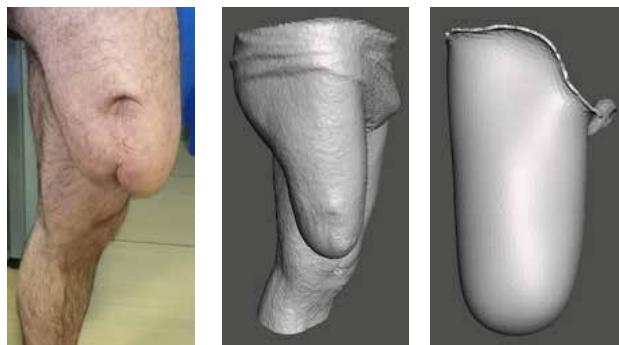


Figura 15, 16 y 17.- Escaneado amputación femoral y diseño de encaje.

La fabricación del encaje se realiza en policarbonato (PC), material de ingeniería familiar y duradero. Su alta resistencia a la tracción y flexión (Tabla 3) hace que sea ideal para exigentes necesidades de prototipado y uso final.

Propiedades mecánicas	Eje XZ	Eje ZX
Límite elástico	40MPa	30MPa
Resistencia máxima a la tracción	57MPa	42MPa
Módulo de tracción	1,944MPa	1,958MPa
Alargamiento a rotura	4,8%	2,5%
Alargamiento límite elástico	2,2%	2%
Tensión a flexión	89MPa	68MPa
Módulo a flexión	2,006MPa	1,800MPa
Flexión a rotura	No rompe	4%
Impacto IZOD,	73J/cm	28J/cm
Impacto IZOD,	877J/m	187J/m
Resistencia a compresión	69MPa	64MPa
Resistencia máxima a compresión	193MPa	65MPa
Módulo a compresión	7,564MPa	1,565MPa

Tabla 3.- Propiedades mecánicas facilitadas por Stratasys para PC

El encaje de PC tiene un espesor de 6 mm y se fabrica en una impresora industrial de alta gama (boquilla T16) tecnología FDM de Stratasys Fortus 450mc (Figura 18 y 19) con un espesor de capa de 0,254 mm. Los soportes de fabricación se realizan con material SR-100 (boquilla 12SR100) y son eliminados manualmente. Posteriormente, los bordes son lijados en fresadora manual.



Figura 18 y 19.- Encaje fabricado en FDM con soportes y encaje limpio.

Por último, se realiza el montaje y alineación de la prótesis (Figura 20 y 21). En este caso, se elimina la rodilla 3R80 de Otto Bock debido a que el pie FLEX RUN es 2 cm más alto que el adaptador de la rodilla del paciente y se sustituye el encaje convencional por el impreso en 3D. El montaje del pie se realiza con una altura superior, aproximadamente 30 mm más alta que el lago seguro con el calzado para compensar la compresión vertical (alineación en estática como punto de comienzo). Se emplean vendas de fibra de vidrio para asegurar la fijación del encaje y se colocan correas para la seguridad del paciente al correr. El paciente mantiene el liner inicial con sistema de vacío.



Figura 20 y 21.- Prótesis actual y prótesis de correr.

Resultados

A continuación, se muestran los resultados del cálculo realizados para los tres casos de estudio con 65 kg de peso del paciente. Para el planteamiento y validación del cálculo se ha utilizado la información facilitada por parte de Ossúr.

Se estudian el cálculo modal y el cálculo estático no lineal del pie para el paciente.

El objetivo del cálculo modal en la mecánica estructural es determinar las frecuencias naturales y modos de vibración de un objeto o estructura durante vibración libre. En este caso, se analizan los 10 primeros casos más críticos del modo de vibración libre de cada laminado analizado (primer caso flexión). Con el criterio de que las estructuras se consideran lo suficientemente rígidas a partir de los 33Hz. En el Caso 1 se obtiene una vibración de 71,75Hz, Caso 2 de 71,38Hz y Caso 3 de 71,05Hz. Por lo que no existe peligro alguno.

En el cálculo estático no lineal (explicado anteriormente) se obtienen los siguientes resultados (Tabla 4):

Estudios	Deflexión vertical	Criterio de fallo de material compuesto
Caso 1	25.81 mm	0.432
Caso 2	27.33 mm	0.492
Caso 3	28.93 mm	0.472

Tabla 4.- Resultados para 65 kg.

Se muestra un ejemplo del resultado en el caso 2 (Figura 22 y 23):

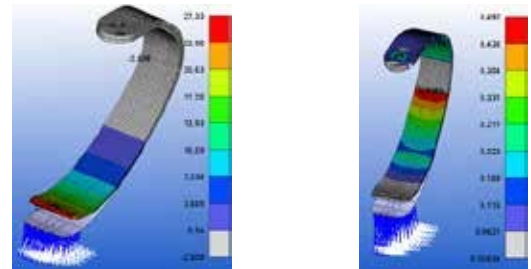


Figura 22 y 23.- Deflexión vertical de 27,33mm. Criterio de fallo de material compuesto 0,492.

Para la verificación de la categoría 4 (60-68 kg), se realizan los mismos cálculos para el peso máximo y mínimo admisibles de paciente en esta categoría (Tabla 5):

Estudios	Deflexión vertical 60kg	Criterio de fallo de material compuesto 60kg	Deflexión vertical 68kg	Criterio de fallo de material compuesto 68kg
Caso 1	23.61 mm	0.373	27.15 mm	0.469
Caso 2	24.99 mm	0.391	28.75 mm	0.492
Caso 3	26.44 mm	0.408	30.44 mm	0.514

Tabla 5.- Resultados para categoría 4 (60-68kg)

Se muestra un ejemplo del resultado en el caso 2 (Figura 24 y 25):

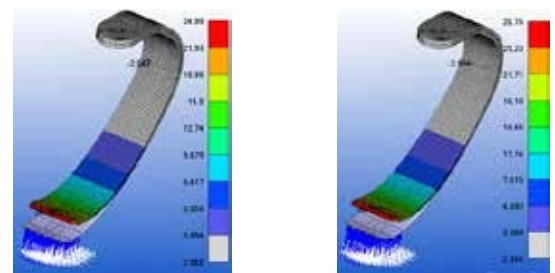


Figura 24 y 25.- 60 y 68kg, deflexión vertical de 24,99 y 28,75mm. Criterio de fallo de material compuesto 0,391 0,492 respectivamente.

Tras la prueba del paciente en dinámica, se observa que la duración de carga de la prótesis es mayor que en el lado contrario y que la prótesis es demasiado larga para la rigidez del pie, por lo que se realiza un ajuste en altura dejando una altura de tubo de 26 mm. El movimiento del pie en posición A-P influye en la flexión de la cadera, la longitud de la zancada y el movimiento del tronco (Figura 26).



Figura 26.- Pruebas de paciente corriendo.

Conclusiones

En este estudio se demuestra que el MEF es una herramienta muy útil que permite la validación de diseños y fabricaciones de productos ortopédicos, ya que se obtienen resultados de desplazamientos, deformaciones y tensiones en zonas críticas, así como resultados de correcciones en paciente.

Los tres casos de apilado de capas de fibras de carbono demuestran que las tres configuraciones corresponden a una deflexión de entre 25-30 mm para un paciente activo de 65 kg en estática no lineal. En la verificación para la categoría 4 (60-68 kg) se observa que el Caso 1 no cumple con la deflexión mínima de 25 mm, siendo su valor de 23,61 mm. En los otros dos casos, los valores de deflexión se encuentran muy cerca de los indicados por el fabricante (Caso 2: 24,99 mm respecto a 25 mm y Caso 3: 30,44 mm respecto a 30 mm).

No se realiza análisis dinámico, ni a fatiga debido a que no se tienen los datos del comportamiento del pie en dinámica, siendo aun así casi imposible simular todas las posibles situaciones dinámicas. No se pueden extrapolar los datos estáticos no lineales para la utilización dinámica. El factor de seguridad de rotura laminar es de 2/1 aproximadamente, por lo que se considera un pie seguro. Se concluye indicando que el pie Flex Run es adecuado para el paciente en cuestión.

Agradecimientos

Este estudio se desarrolla por una parte dentro del proyecto "Análisis de los parámetros de diseño, proceso y post-procesado que afectan en la impresión 3D mediante FDM". Subvencionado en la convocatoria de "Proyectos de Centro de Innovación y Emprendizaje" del Departamento de Educación, Política Lingüística y Cultura de la Viceconsejería de Formación Profesional, Dirección de Formación y Aprendizaje del Gobierno Vasco.

Y por otra parte, como proyecto de fin de grado de ingeniería en Mecánica UPV (Universidad del País Vasco), que se lleva a cabo dentro del área de especialización de Materiales compuestos de TKNKA.

Especial mención y agradecimiento a Rafa Ruiz de la Cuesta de Ossür Iberia, por su colaboración y ayuda incondicional a UGLE. Blas Molero de Iberisa S.L., por la formación y apoyo en MEF. Jon Artola, paciente voluntario, ya que sin su colaboración este estudio no sería posible.

Gorka Baqueriza, dinamizador de Fabricación Aditiva. TKNKA.

Bibliografía

Jaime Andrés Vélez Zea; Relación entre la longitud del miembro residual y la distribución de esfuerzos sobre el muñón para amputados transfemorales; Revista EIA, Junio 2017

(http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1794-12372015000100010)

SIEMENS; Femap 101 for Femap v11.3, Student Guide, Rev 2; January 2017.

George Laird, Ph.D., P.E.; Modeling Composites with Femap 10.1.1; Predictive Engineering, 2010

Molero Hidalgo, B.; Blog Femap basic videos; IBERISA (<https://iberisa.wordpress.com/>)

Molero Hidalgo, B.; Bibliografía sobre elementos finitos; IBERISA (<http://iberisa.com/libros.htm>)

Antonio Miravete; Materiales Compuestos, Tomos I y II; Ed. Reverté S.A., 2007

J.A. González Ganso, Análisis y optimización de componentes aeronáuticos realizados en materiales compuestos laminados CFRP mediante el método de los elementos finitos (MEF), Acústica, 2008

Stacey M. Rigney, Anne Simmons, and Lauren Kark; Concurrent Multibody and Finite Element Analysis of the Lower-Limb During Amputee Running; 37th Annual International Conference of the IEEE engineering in Medicine and Biology Society, Milan 2015

Stacey M. Rigney, Anne Simmons, Lauren Kark; Finite element analysis of a lower-limb running-specific prosthesis; ACAM 8 conference, Melbourne 2014.

Stacey M. Rigney, Anne Simmons, Lauren Kark; Mechanical efficiency of a running-specific energy storage and return prosthesis; ABC9 conference paper, 2014

Castillo Sebastián E.; Análisis de criterios de fallo para materiales compuestos; Trabajo fin de grado Universidad Politécnica de Valencia, Septiembre 2016