



**Universidad de Valladolid**



**ESCUELA DE INGENIERÍAS  
INDUSTRIALES**

**UNIVERSIDAD DE VALLADOLID**

**ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES**

**Grado en Ingeniería en Diseño Industrial y Desarrollo del  
Producto**

**Diseño, prototipado y ensayo de un dispositivo  
avanzado de rigidez variable para órtesis  
dinámicas de pie-tobillo mediante impresión  
3D.**

**Autor:**

**Largo Martínez-Almeida, Lucía**

**Tutor(es):**

**Mansilla Gallo, Alberto  
Departamento: CMeIM**

**(Apellidos, Nombre  
Departamento/Empresa)**

**Valladolid, julio de 2022.**



**Universidad de Valladolid**



**ESCUELA DE INGENIERÍAS  
INDUSTRIALES**



## Resumen

En este proyecto se lleva a cabo el diseño y prototipado de un dispositivo de rigidez variable para el control de movimiento en las órtesis dinámicas de pie-tobillo, mediante el uso de impresión 3D. El mecanismo de este dispositivo se basa en el empleo de unidades de amortiguación que permiten el controlar el ángulo de flexión dorsal y plantar del pie. Se realizan ensayos con unidades de distinta densidad con el objetivo de analizar la fuerza y el momento generados en ellas cuando están sometidas a presión. Mediante el análisis del comportamiento de las unidades, se observan distintos niveles de rigidez. Esto permite adaptar la órtesis a las necesidades de movilidad del usuario, que podrá intercambiar fácilmente dichas unidades.

## Palabras clave

Impresión 3D

D.A.F.O

Pie Equino

Movilidad

Amortiguación

## Abstract

*This project carries out the design and prototyping of a variable stiffness device for movement control in the dynamic foot-ankle orthoses, through the use of 3D printing. The mechanism of this device is based on the use of cushioning units that allow the control of the foot dorsal and plantar flexion angle. The tests are made with different density units in order to analyze the force and momentum generated when they are subjected to pressure. Analyzing the behavior of the units, we get to different levels of rigidity. This ables to adapt the orthosis to the user mobility needs, who can easily exchange these units.*

## Keywords

*3D Printing*

*D.A.F.O.*

*Equine foot*

*Mobility*

*Cushioning*



**Universidad de Valladolid**



**ESCUELA DE INGENIERÍAS  
INDUSTRIALES**



## Índice

1. Introducción y objetivos.....	9
2. Estado de la técnica .....	11
2.1. Sistemas Fijos.....	18
2.2. Sistemas Articulado.....	20
3. Desarrollo del dispositivo .....	31
3.1. Diseño y prototipado .....	31
3.2. Ensayos .....	45
4. Conclusiones.....	59
5. Bibliografía .....	61
6. Anexos .....	65

## Índice de figuras

Fig. 1. Rango y tipo de movimiento en la articulación del tobillo. [3].....	11
Fig. 2. Eje subtalar en el plano transversal (A) y el plano horizontal (B) [3] .....	7
Fig. 3. Tipos de movimiento en la articulación subtalar [3] .....	12
Fig. 4. A, Ángulo entre el eje de la articulación del tobillo y el eje largo de la tibia. B, Relación de los ejes de rodilla, tobillo y pie. C: Relación del eje del tobillo con el eje longitudinal del pie. [3] .....	13
Fig. 5. Tipos de pisada según el apoyo del pie durante el ciclo de marcha [37] .....	13
Fig. 6. Fases del ciclo natural de la marcha.....	14
Fig. 7. Planimetría del cuerpo humano [38] .....	15
Fig. 8. Una AFO fija restringe la flexión plantar del tobillo y provoca un momento flexor en la rodilla [2] .....	16
Fig. 9. Clasificación de las D.A.F.O. según su rango de movilidad .....	17
Fig. 10. DAFO Softback.....	18
Fig. 11. DAFO 3.5 .....	19
Fig. 12. DAFO FlexiSport .....	19
Fig. 13. DAFO 2 .....	20
Fig. 14. DAFO Tami 2 .....	20
Fig. 15. DAFO con modelo 740 incorporado.....	21
Fig. 16. Modelo 740.....	21
Fig. 17. DAFO con tope en flexión plantar Modelo 740 .....	21
Fig. 18. Modelo 742.....	21
Fig. 19. DAFO con modelo 742 incorporado.....	21
Fig. 20. Modelo 743.....	21

Fig. 21. DAFO con correa de tope para dorsiflexión..... 22

Fig. 22. Configuraciones DAFO según el modelo incorporado en el Casquete 741..... 22

Fig. 23. Articulaciones sin tope de dorsiflexión [15]..... 23

Fig. 24. Articulaciones con tope a flexión [15] ..... 24

Fig. 25. Articulaciones con tope dinámico [15]..... 25

Fig. 26. Evolución de la compresión de las unidades de resorte. A. Posición neutra. B. Flexión plantar. C. Dorsiflexión [21]..... 25

Fig. 27. Ajuste del mecanismo: A. Posición neutra inicial. B. Apertura de la válvula hidráulica. C. Colocación en la nueva posición neutra. D. Nivelación de la burbuja de aire con la llave de ajuste. E. Cierre de la válvula hidráulica. [22] ..... 26

Fig. 28. Sistema de fuerzas de tres puntos [2] ..... 27

Fig. 29. En fase de postura, la fuerza de reacción del suelo (GRF) se alinea lo más cerca posible de tantas articulaciones, minimizando los momentos externos y minimizando así la demanda biomecánica sobre el sistema neuromuscular. A veces, la alineación GRF pasa de un lado de la articulación al otro, "cambiando" el momento. [5] ..... 27

Fig. 30. A. Curva de fuerza vertical al caminar. B. Curva de fuerza vertical al trotar..... 28

Fig. 31. Evolución de los ángulos de flexión plantar y dorsal durante el ciclo de marcha ..... 29

Fig. 32. Visión ampliada del modelo 3D del dispositivo con las unidades acopladas..... 31

Fig. 33. Expansión del conjunto de piezas ..... 32

Fig. 34. Evolución del diseño del dispositivo..... 33

Fig. 35. Cotas generales del dispositivo ..... 34

Fig. 36. Distinción de las dos partes del dispositivo y eje de giro de la pieza de empuje..... 34

Fig. 37. Compresión de las unidades mediante el movimiento de la pieza de empuje..... 35

Fig. 38. A. Ángulo de apertura de la cavidad. B. Área de la cavidad ocupada por la unidad de amortiguación. C. Salientes que evitan que se salga la unidad de amortiguación ..... 35

Fig. 39. Apertura frontal. .... 36

Fig. 40. Pieza impresa con el soporte. Introducción de la pieza en agua para la disolución del soporte ..... 37

Fig. 41. Previsualización de las capas de impresión del dispositivo ..... 37

Fig. 42. Elasticidad de una misma pieza geométrica en función de la dureza del TPU..... 39

Fig. 43. Variación de la elasticidad de una misma pieza en función de la densidad de relleno..... 39



Fig. 44. Pruebas de impresión de TPU dureza 95 A con diferentes densidades de relleno.....39

Fig. 45. Vistas generales de la Unidad de Amortiguación.....40

Fig. 46. Unidades de Dureza Shore 70 A, modelos de densidad 80 y 95 % respectivamente .....40

Fig. 47. Unidades de dureza Shore 82 A, modelos de densidad 70%(7), 80%(8) y 90%(9).....41

Fig. 48. Visualización en Ultimaker Cura de 4 unidades de impresión.....41

Fig. 49. Prototipo del pasador .....42

Fig. 50. Prototipo tapa del dispositivo .....42

Fig. 51. Montaje del dispositivo con la tapa .....42

Fig. 52. A. Agarre Pierna. B. Agarre Base .....43

Fig. 53. Ejes de rotación alineados.....43

Fig. 54. Banco de ensayos .....45

Fig. 55. Interfaz de LabVIEW .....45

Fig. 56. Mecanismo de barras del banco de ensayos.....46

Fig. 57. Posiciones del banco de ensayos con los ángulos objetivo de 10° y -20° .....47

Fig. 58. Distancia del punto medio de la cavidad al eje de giro.....47

Fig. 59. Dimensiones de la sección de las unidades de amortiguación .....48

## Índice de tablas

Tabla 1. Parámetros de impresión del dispositivo .....36

Tabla 2. Propiedades físicas y mecánicas del TPU.....38

Tabla 3. Propiedades de impresión del TPU 82A .....41

Tabla 4. Picos máximos de fuerza durante los ciclos del ensayo dinámico ....49

Tabla 5. Fuerza promedio en las posiciones de cero grados durante los ciclos del ensayo dinámico .....49

Tabla 6. Cálculo de la fuerza neta aplicada por la máquina mediante la diferencia entre las fuerzas obtenidas en las posiciones.....53

Tabla 7. Cálculo de fuerzas y momentos generados en el dispositivo en función del ángulo y la densidad de relleno .....53

Tabla 8. Cálculo de la fuerza neta aplicada por la máquina mediante la diferencia entre la fuerza de las posiciones .....53

Tabla 9. Cálculo de las fuerzas y los momentos generados en el dispositivo según los resultados del ensayo estático .....55

Tabla 10. Comparativa entre los resultados de los ensayos dinámicos y los estáticos. ....55



Tabla 11. Cálculo de la fuerza neta aplicada mediante la diferencia de la fuerza registrada en las posiciones de cada ensayo..... 56

Tabla 12. Cálculo de la fuerza y momento del dispositivo según los resultados del ensayo escalonado..... 56





## 1. Introducción y objetivos

Este proyecto surge de la necesidad de mejorar la movilidad durante el ciclo de marcha de usuarios con patologías que requieran del uso de órtesis de pie-tobillo.

Actualmente existen mecanismos que solventan este problema, pero implican un alto coste de producción debido a las técnicas de fabricación y los materiales empleados. Esto impide que este tipo de dispositivos estén al alcance de muchas personas. Con el empleo de la fabricación aditiva, reducimos notoriamente los tiempos de fabricación de las piezas, el coste de material y aportamos un factor de personalización que nos acerca más al usuario.

La fabricación aditiva ha supuesto un gran avance para el sector sanitario por las múltiples ventajas que le ofrece. Esta tecnología se ha desarrollado en diversos campos, como en procedimientos de implantología y trasplantes, consiguiendo reproducir modelos óseos, órganos y tejidos a través de impresión 3D con biomateriales. Sin embargo, donde más ha evolucionado en estos últimos años es en la fabricación de material médico, órtesis, y prótesis. [1]

Concretamente en la industria ortopédica, el empleo de impresión 3D ha supuesto una reducción de costes frente a antiguos procesos de modelado mediante moldes y mecanizado. La posibilidad de escanear y digitalizar la morfología del paciente favorece a que los diseños puedan adaptarse completamente a él. Los diseños han mejorado su ergonomía y los materiales empleados hacen que el producto final sea mucho más ligero sin afectar a su resistencia estructural/mecánica.

En este proyecto se llevará a cabo el diseño y posterior prototipado de un dispositivo de rigidez variable, aplicado a órtesis de pie-tobillo, que permita controlar el movimiento en dorsiflexión y flexión plantar. Su tecnología se basará en unidades de amortiguación, con diferentes características de rigidez, que permitirán obtener un rango de movilidad adecuado para el correcto ciclo de la marcha. Posteriormente se acoplará el dispositivo a una órtesis articulada y se realizarán ensayos de fuerza para comprobar la rigidez de las unidades de amortiguación. Tanto el dispositivo como las unidades de amortiguación estarán diseñadas para aprovechar las ventajas que ofrece la fabricación aditiva.



El objetivo es desarrollar un dispositivo articulado para órtesis de pie-tobillo, mediante impresión 3D, con un sistema que permita controlar la flexión plantar y dorsal dentro de un rango óptimo para el movimiento. El dispositivo debe permitir modificar fácilmente la rigidez a gusto del usuario.

Puntos clave:

- Diseñar un dispositivo que permita distintos niveles de rigidez.
- Prototipar el dispositivo mediante impresión 3D.
- Realizar ensayos de fuerza con los distintos niveles de rigidez.
- Analizar el comportamiento de los ensayos.

## 2. Estado de la técnica

Las ortesis de pie-tobillo, A.F.O. (Ankle-Foot Orthosis), son férulas que corrigen la posición del pie y la articulación del tobillo. Se le denomina órtesis dinámica a aquella que facilita el movimiento asistiendo a zonas de musculatura débil o paralizada, [2]. En particular, las ortesis dinámicas de pie tobillo, D.A.F.O., corrigen el ángulo entre el pie y la pierna durante el ciclo de marcha para evitar una extensión excesiva del pie. Esta patología es la de pie equino o pie caído, síntoma de una falta de control muscular que impide la flexión del pie, normalmente causada por traumatismos cráneo encefálicos (TCE) o parálisis cerebrales (PC). La principal diferencia entre un A.F.O. y un D.A.F.O. es que este último está pensado para permitir el movimiento además de corregir la posición; ofrecen una mayor libertad de movimiento gracias a la flexibilidad del material con el que están fabricados. Los movimientos rotativos que puede realizar el pie se clasifican según el eje de giro en cuestión:

### Dorsiflexión/Flexión Plantar

Se realiza sobre el eje transversal del tobillo. En la dorsiflexión se aproxima el dorso del pie a la cara anterior de la pierna, y en la flexión plantar se aleja. Pasivamente, la dorsiflexión es de aproximadamente 20 grados y la flexión plantar de 50 grados (Fig. 1).

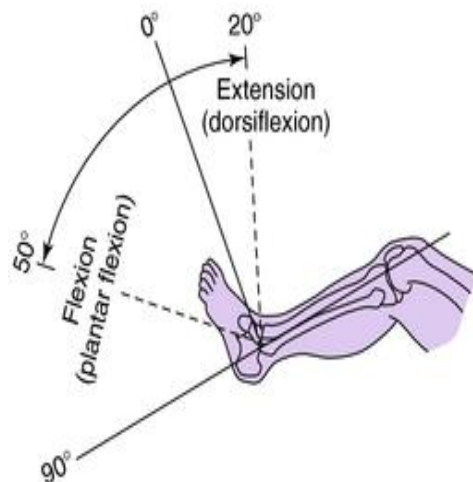


Fig. 1. Rango y tipo de movimiento en la articulación del tobillo. [3]

### Inversión/Eversión

Movimiento de la articulación subtalar. El eje de rotación es oblicuo tanto al plano sagital como al transversal. En el plano transversal, se desvía aproximadamente 23 grados medialmente del eje largo del pie. En el plano

sagital, se desvía aproximadamente 40 grados superiormente al plano horizontal. [3] (Fig. 2)

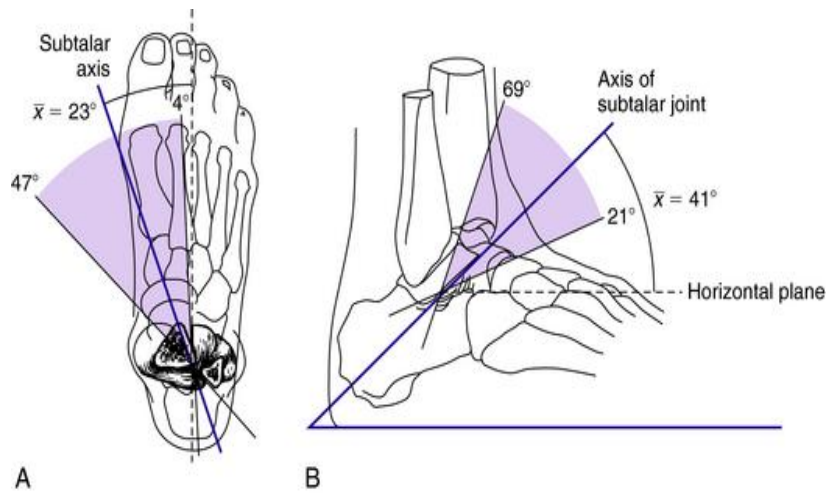


Fig. 2. Eje subtalar en el plano transversal (A) y el plano horizontal (B) [3]

En la eversión el movimiento de la planta del pie es hacia afuera, el peso carga en el borde interno; y en la inversión es hacia dentro, teniendo el peso sobre el borde externo. (Fig. 3)

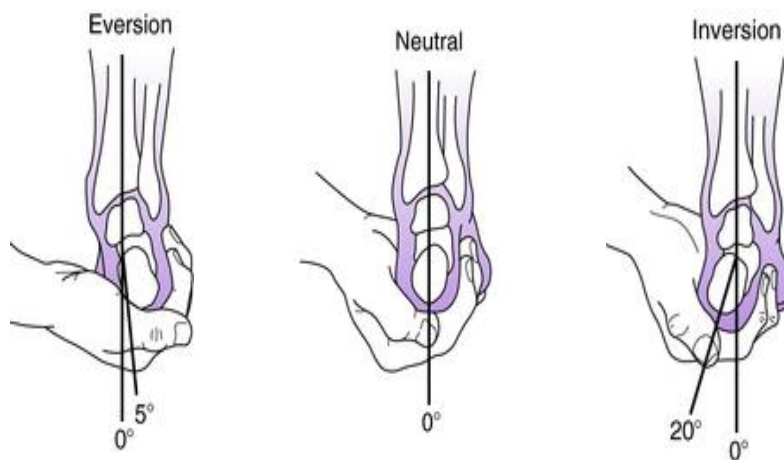


Fig. 3. Tipos de movimiento en la articulación subtalar [3]

### Aducción/Abducción

Movimiento tarsal transversal, con el pie paralelo al suelo y el retropié en posición neutral. En la abducción la punta del pie se lleva hacia fuera, y en la aducción para adentro. El ángulo entre el eje de la articulación del tobillo y el del eje largo de la tibia está inclinado medialmente unos 80 grados. En relación

con el eje de la rodilla, el eje del tobillo se gira externamente aproximadamente de 20 a 30 grados. [3]

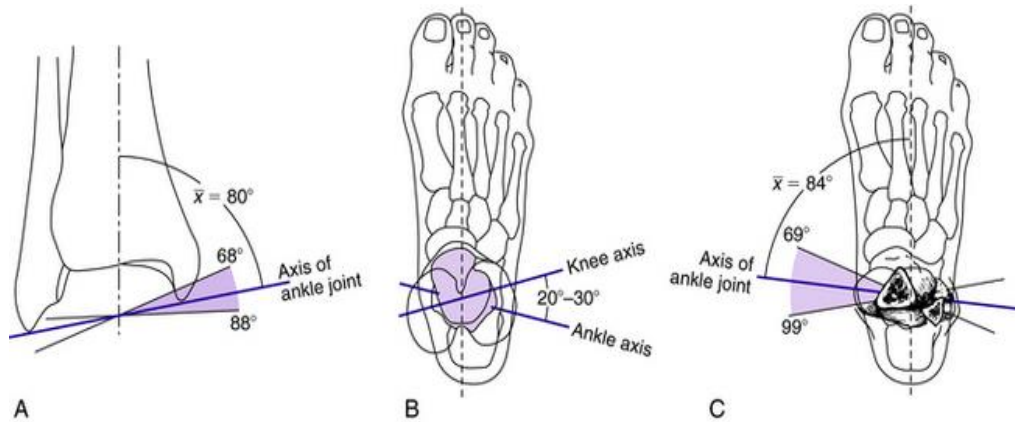


Fig. 4. A, Ángulo entre el eje de la articulación del tobillo y el eje largo de la tibia. B, Relación de los ejes de rodilla, tobillo y pie. C: Relación del eje del tobillo con el eje longitudinal del pie. [3]

### Pronación/Supinación

Representan una combinación de movimientos del pie. Cuando el pie está en pronación, hay dorsiflexión del tobillo, eversión de la articulación subtalar y abducción de la articulación tarsal transversa. Cuando el pie está en supinación, hay flexión plantar de la articulación del tobillo, inversión de la articulación subtalar y aducción de la articulación tarsal transversa. [3]

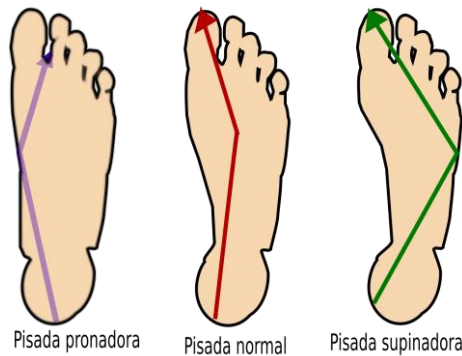


Fig. 5. Tipos de pisada según el apoyo del pie durante el ciclo de marcha [37]

### Ciclo de marcha

Durante el ciclo de marcha se distinguen distintas fases determinadas por la evolución del apoyo podal. En el transcurso de estas fases, las presiones se transmiten de un hueso a otro secuencialmente: primero verticalmente (retropié), después lateralmente (mediopié), y por último de forma radial a través de cada una de las palancas del antepié para acabar disipándose [4].

## I. Fase de apoyo

Comienza con el contacto inicial con el suelo en un periodo de apoyo bipodal y termina con la puntera de la extremidad opuesta al 12% del ciclo [3]. Se ataca la pisada en posición supinada, ofreciendo así el apoyo externo del talón en el primer contacto del pie con el suelo. A medida que progresa el apoyo, va pasando a una posición neutral. Este movimiento va a permitir absorber los primeros impactos del apoyo, ya sea en carrera o en la marcha. La estructura del retropié tiene un diseño para desempeñar un papel de resistencia a fuerzas verticales del peso corporal. [4]

Le sigue periodo de apoyo unipodal que representa el momento en el que el pie contrario está en su fase aérea y por tanto el peso del cuerpo recae en el pie de apoyo. Durante esta fase el pie adopta una posición neutra. Este movimiento ayudará a absorber el impacto, permitirá un apoyo unipodal equilibrado, estable y facilitará la transmisión secuenciada de las fuerzas de presión al resto de las estructuras óseas [4]. Se produce hasta el 50% del ciclo, cuando el pie opuesto golpea el suelo, entrando en el segundo período de soporte de doble extremidad [3]

## II. Fase de balanceo

En la última etapa o fase de impulso, el talón ya ha perdido su apoyo en el suelo y el peso del cuerpo se traslada paulatinamente a la cara interna del pie. En esta fase, el mediopié y el retropié se bloquearán actuando como una palanca consiguiendo el último impulso del antepié a través del primer dedo. Esta transmisión de fuerzas en sentido latero-medial permitirá, por un lado, adaptarse al terreno y por otro, predisponer a las estructuras para el impulso. [4]

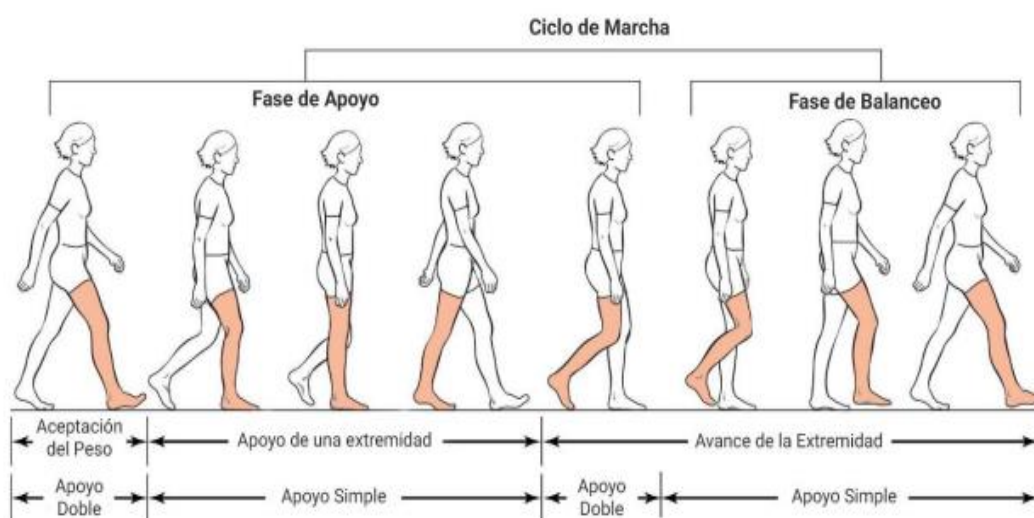


Fig. 6. Fases del ciclo natural de la marcha

Cuando los mecanismos del pie no funcionan correctamente, la relación del pie con el suelo se altera, lo que aumenta el estrés en una o más de las articulaciones del pie y el tobillo, la pierna o la pelvis. [3] La biomecánica normal minimiza el gasto de energía y reduce el estrés en los huesos, las articulaciones y los tejidos blandos de las extremidades inferiores. La biomecánica anormal contribuye a la mayoría de los problemas clínicos que afectan el pie y el tobillo. [3]

La marcha patológica potencialmente tiene desviaciones cinemáticas articulares en los tres planos y en todas las fases del ciclo de la marcha [5]:

- En el plano transversal puede haber rotaciones excesivas o insuficientes en las articulaciones de la cadera, la rodilla, el tobillo y el pie, así como en los segmentos de la pelvis, el muslo, el vástago y el pie.
- En el plano frontal puede haber oblicuidad pélvica excesiva o insuficiente, abducción o aducción de cadera, varo de rodilla o valgo, o inversión o eversión del pie.
- En el plano sagital en el tobillo y el pie puede haber flexión plantar o dorsiflexión excesiva o insuficiente.

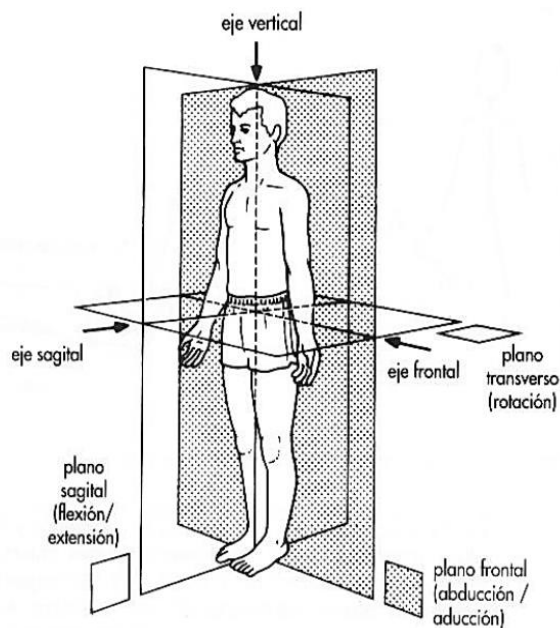


Fig. 7. Planimetría del cuerpo humano [38]

Para las extremidades inferiores suelen emplearse órtesis de pie- tobillo que pueden abarcar hasta la rodilla o la cadera, cuya función se limita normalmente a la corrección del ángulo entre pie y pierna durante el ciclo de marcha [6]. Las órtesis de pie y tobillo tienen multitud de ventajas frente a los soportes

plantares al ser capaces de mejorar la alineación y cambiar momentos articulares de la extremidad inferior [2]. Las principales anomalías de la marcha en las que pueden utilizarse las AFO son [6]:

- Inadecuada dorsiflexión en la oscilación de la extremidad.
- Inadecuada dorsiflexión durante la fase de apoyo.
- Inestabilidad medio lateral del tobillo y el pie.
- Inestabilidad de la tibia durante la fase de apoyo.

Una de las patologías más comunes que necesitan de una órtesis de pie-tobillo es la del pie caído, a la que irá enfocado este trabajo.

Según el artículo de José Manuel Cortés Barragán de la Revista Española de Podología sobre la biomecánica de las A.F.O. [2], la patología de pie equino puede ser debida a una atrofia muscular por desuso, a lesiones neurológicas y a miopatías de la musculatura pretibial. La marcha de este tipo de pacientes se caracteriza por contacto inicial con un apoyo o caída del antepié de forma incontrolada. En la fase media de la oscilación, la flexión plantar de tobillo dificulta el avance del miembro. La parte anterior del pie no consigue levantarse del suelo, arrastrándose. El paciente suele compensarlo flexionando exageradamente la cadera y la rodilla (marcha equina) o realizando una circunducción de cadera (marcha en guadaña).

La AFO indicada en casos de pies caídos flácidos es variable en función al grado de estabilidad de rodilla valorada. Si la rodilla es estable, se prescribe una AFO con asistencia dinámica o DAFO. En la fase de medio apoyo una AFO fija de tobillo también causa momentos anormales en la rodilla. En el momento en que la pierna adelanta al pie, la falta de dorsiflexión en el tobillo dificultará la migración anterógrada de la tibia causando un momento extensor de rodilla. Esto puede provocar dolor o incluso una hiperextensión de la rodilla durante la última fase de medio apoyo. [2]



Fig. 8. Una AFO fija restringe la flexión plantar del tobillo y provoca un momento flexor en la rodilla [2]



Una AFO puede limitar el rango de movimiento de cualquier eje, o puede limitar el número de ejes sobre los cuales se da el movimiento. Una órtesis de pie y tobillo puede limitar el movimiento de eversión/inversión, rotación interna/externa de la articulación del tobillo mientras que puede preservar el movimiento de dorsiflexión/flexión plantar; en la rodilla puede controlar los movimientos laterales, anteroposteriores. [2]

Un bloqueo de la flexión plantar o “stop” posterior se coloca para sustituir una inadecuada fuerza de los dorsiflexores, incluyendo el tibial anterior, durante la fase de oscilación. Este “stop” es efectivo para limitar la flexión plantar. El sistema de fuerzas de tres puntos tiene una fuerza en la articulación del tobillo y dos contrafuerzas, una situada a nivel de la superficie plantar y la segunda en la parte posterior de la pantorrilla. Se utiliza un “stop” anterior en las AFO para simular el despegue y sustituir la debilidad de los gemelos y sóleo. La limitación de la dorsiflexión, desde la posición neutra a una ligera flexión plantar, influye en la estabilidad de la rodilla y asiste al cuádriceps cuando su balance es inferior, de forma que el centro de masas se mueve por delante del eje de la rodilla, a causa del vector de fuerza generado por la reacción del suelo, y así se crea una ligera extensión de rodilla que da estabilidad a la marcha. [6]

Se puede conseguir asistencia a dorsiflexión a través del material del que esté construida la órtesis o también a través de una articulación, de esta forma hace que la articulación provoque una dorsiflexión, para elevar el pie del suelo durante la fase de oscilación y consiguiendo una flexión plantar en el momento de la carga, que provoca una disminución del momento flexor plantar pudiendo desestabilizar la rodilla. [6]

Estos modelos de órtesis pueden ser elementos pasivos destinados al soporte de partes del cuerpo debilitadas o incluso paralizadas, o dispositivos activos que contengan sistemas motorizados para asistir el movimiento de la extremidad [6]. Podemos diferenciar a grandes rasgos entre dos tipos de D.A.F.O.: de una sola pieza o fijos, y articulados.

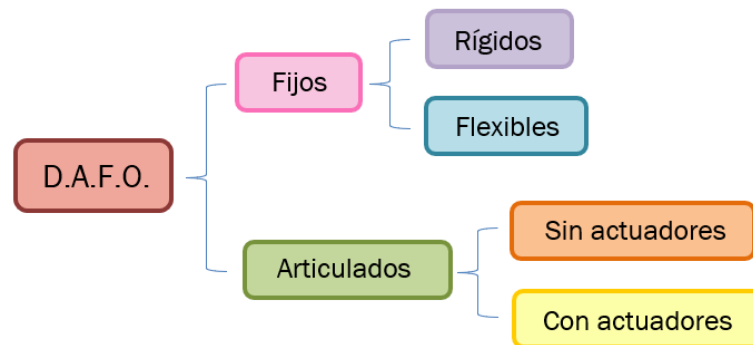


Fig. 9. Clasificación de las D.A.F.O. según su rango de movilidad

ELABORACIÓN PROPIA

## 2.1. Sistemas Fijos

En los D.A.F.O. fijos de una sola pieza, el ángulo de soporte para el pie es siempre el mismo, lo que limita ciertos movimientos naturales del ciclo de marcha en condiciones normales. Se basan en su geometría y material para conseguir ciertos grados de flexión, de esta forma, algunos han conseguido flexibilidad en su estructura. No obstante, solo suelen permitir una movilidad controlada de 3°-5° en flexión plantar y dorsal [7].

En Cascade DAFO son especialistas en órtesis para niños que se adaptan a diferentes patologías. Emplean polietileno o polipropileno, dependiendo del modelo, lo que permite cierta flexibilidad de movimiento. El nombre de DAFO, sin puntos y unido al nombre de Cascade es una marca registrada por la empresa, pero esto no significa que estas órtesis sean necesariamente dinámicas, y mucho menos activas al movimiento [8]. De hecho, en Cascade la única distinción entre un AFO y un DAFO es que estos últimos tienen una función envolvente al pie y a la pierna [7].

Los modelos que encontramos en Cascade se diferencian por la libertad de movimiento permitida en PF<sup>1</sup> y DF<sup>2</sup> [9]:

- Resistencia a PF, libertad en DF

Es el caso de DAFO Softback (Fig. 2), una órtesis personalizada que proporciona un control cómodo de la marcha moderada del dedo del pie y la hiperextensión de la rodilla. La combinación de almohadilla posterior y correa del Softback trabajan juntas para resistir el exceso de flexión plantar, al tiempo que fomentan el aumento de la dorsiflexión. [10]



Fig. 10. DAFO Softback

---

<sup>1</sup> Flexión plantar

<sup>2</sup> Dorsiflexión

- **Resistencia a PF y a DF**

El DAFO 3.5 (Fig. 12) combina un diseño envolvente completo con un vertical posterior flexible, lo que brinda un excelente control del pie trasero y del antepié. El vertical posterior resiste la flexión plantar excesiva, pero permite que se produzca cierta flexión plantar en el golpe del talón y el empuje. Este corsé puede permitir una dorsiflexión libre o limitada, y ofrece una excelente estabilidad medial y lateral tanto en las fases de balanceo como de postura. La flexibilidad del "resorte" posterior puede variar de suave, a medio, a firme en el momento de la fabricación. [11] Por otra parte, DAFO FlexiSport (Fig. 11) consta de dos partes y combinan el control envolvente del pie con un vertical posterior semiflexible, proporcionando una resistencia gradual a la flexión plantar / dorsiflexión. [12]



Fig. 12. DAFO FlexiSport



Fig. 11. DAFO 3.5

## 2.2. Sistemas Articulados

Por otra parte, los D.A.F.O articulados constan de dos piezas que agarran el pie y la pierna respectivamente, y están conectados por una articulación metálica o de plástico. Existen diversos sistemas de actuación, variando desde actuadores lineales y rotativos, hasta la implementación de músculos neumáticos artificiales [6].

Encontramos algunos ejemplos también en Cascade DAFO. Las órtesis articuladas DAFO 2 (Fig. 13) y DAFO Tami2 (Fig. 14) están fabricadas a medida con bisagras rectas o dorsi-asistidas, combinado con un bloqueo de flexión plantar posterior vertical [13]. Dependiendo del tipo de bisagra la órtesis tendrá mayor o menor libertad de movimiento en dorsiflexión.



Fig. 14. DAFO Tami 2



Fig. 13. DAFO 2

Uno de los sistemas más empleados son las Articulaciones Flexibles Tamarack®, desarrolladas por Tamarack Habilitation Technologies. Se pueden aplicar a cualquier aparato ortésico como unión de las partes que lo compongan. Están hechas con polipropileno y cuentan con diferentes modelos y tamaños, según la función que pretenda conseguir. Según la Guía con Indicaciones de Uso [14] encontramos las siguientes articulaciones:

- **Movimiento libre (Modelo 740)**

Completa libertad en flexión plantar y dorsal. Si cambia la estructura de la órtesis se puede limitar la libertad de movimiento en uno de los sentidos. El tope de flexión plantar ofrece control del pie caído. Puede ser ajustado (con el desgaste del material) para definir de manera precisa el ángulo de la articulación. Indicado para pie caído, ACV y parálisis flácida.



Fig. 16. Modelo 740

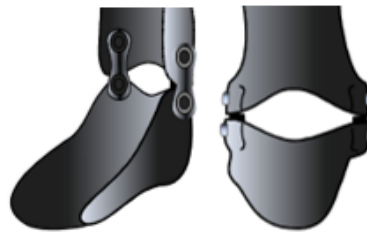


Fig. 15. DAFO con modelo 740 incorporado

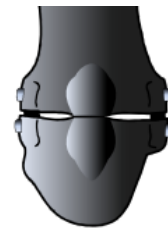


Fig. 17. DAFO con tope en flexión plantar Modelo 740

- **Dorsiflexión asistida (Modelo 742)**

Ofrece asistencia a la dorsiflexión, con o sin tope de flexión plantar, generando un significativo momento de dorsiflexión que produce el levantamiento del antepié. El durómetro de la articulación debe ser seleccionado/intercambiado para ofrecer adecuada resistencia/asistencia. Se puede elegir entre leve (75-dureza Shore A), medio (85-dureza Shore A) o fuerte (95-dureza Shore A).



Fig. 18. Modelo 742

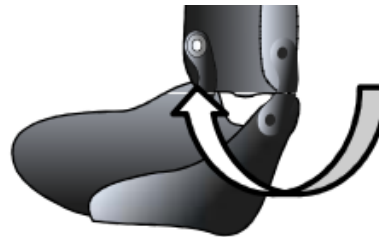


Fig. 19. DAFO con modelo 742 incorporado

- **Asistencia Variable (Modelo 743)**

Articulación con asistencia a la dorsiflexión y un engranaje de regulación ajustable para la elevación del antepié. Esto permite un ajuste fino de la fuerza de asistencia/resistencia por pretensado angular. El Modelo 743 puede ser utilizado con los modelos 740 o 742.



Fig. 20. Modelo 743

Puede añadirse además una correa posterior como tope/control para la restricción de dorsiflexión. Ofrece estabilización sagital de la rodilla (asistiendo a la extensión de la rodilla). Es frecuentemente utilizada para evitar el estiramiento excesivo del tendón de Aquiles. Indicado para casos de moderada debilidad del cuádriceps e inestabilidad relacionada de la rodilla, y cuando se requiera ajustar el rango de movimiento de dorsiflexión.

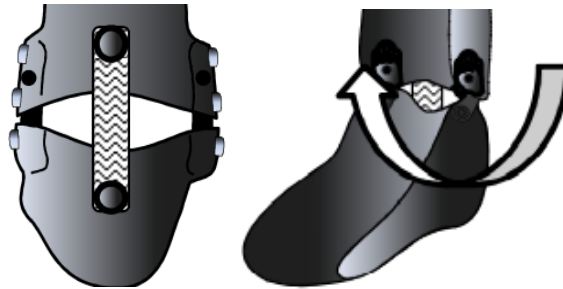


Fig. 21. DAFO con correa de tope para dorsiflexión

- **Casquete de Articulación Tamarack® (Modelo 741-CAP)**

Alternativa prefabricada de cavidad articular en 3 tamaños y 2 colores. Diseñado para montaje exterior en fabricación inicial o en la adaptación de articulaciones en AFO tanto termoplásticos como de materiales compuestos.

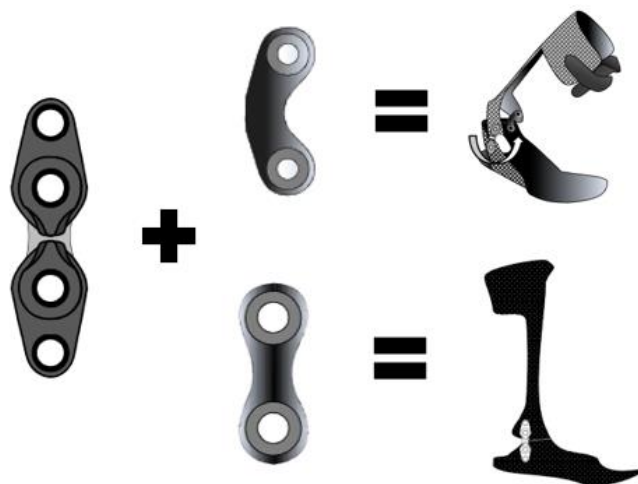


Fig. 22. Configuraciones DAFO según el modelo incorporado en el Casquete 741

Puede ser utilizado para transformar un AFO no articulado (rígido) en un diseño con articulación. Requiere del uso de Articulaciones Flexibles Tamarack®. Se puede utilizar con el modelo 740 o 742 según las propiedades que se le quiera otorgar a la órtesis.

En FIOR & GENTZ encontramos otros sistemas de articulación para órtesis. Según su página web [15], estos sistemas de articulaciones proporcionan diferentes características constructivas. En consecuencia, es posible una adaptación muy precisa a diferentes indicaciones. Cada articulación de tobillo del sistema ofrece posibilidades de ajuste para el rango de movimiento en:

- Dorsiflexión
- Flexión plantar
- Flexión dorsal y flexión plantar.

Para poder reaccionar al curso de la terapia, algunas articulaciones del sistema se pueden convertir en otra versión de articulación o en otra articulación del sistema. Esto es beneficioso ya que no hay necesidad de producir una ortesis nueva y se pueden evitar los costos. No todas las opciones son iguales para todas las juntas del sistema.

Disponen de diferentes modelos que se pueden agrupar según el tipo de asistencia que ofrezca al sistema pie-tobillo.

- **Articulaciones sin Tope de Dorsiflexión (Fig. 23)**

Permiten un movimiento libre en dorsiflexión (a, b) o un mayor control de movimiento y ayuda a la dorsiflexión. El rango de movimiento en dorsiflexión se puede ajustar limando el estribo del sistema (c, d). Además, puede incorporar también asistencia a flexión plantar con un tope dinámico, y ajustable mediante dispositivos con unidades de resorte en la zona posterior(e).



Fig. 23. Articulaciones sin tope de dorsiflexión [15]

- **Articulaciones con Tope Estático de Dorsiflexión (Fig. 24)**

Ofrecen control en dorsiflexión mediante diferentes sistemas de ajuste del rango de movimiento (Fig. 16), también aplicables para la flexión plantar:

- Estribos con tope estático. El rango de movimiento se puede ajustar limando el estribo del sistema. (*f, i*) [16]
- Llenando el estribo del sistema y adicionalmente usando los tornillos de ajuste (máx. 10° por dirección de movimiento). (*g, k, l*) [17]
- Mediante la unidad de tornillo de ajuste (máximo 10°). El resorte de presión en la unidad de tornillo de ajuste reduce el ruido del tope estático. (*h, i, j, k, l, m*) [18]

En adición para flexión plantar: unidad de resorte que asegura una bajada controlada del pie y una progresión tibial controlada con momento de flexión de la rodilla durante la respuesta de carga (*m*). [19]



Fig. 24. Articulaciones con tope a flexión [15]

- **Articulaciones con Tope Dinámico (Fig. 25)**

Proporcionan control y asistencia al movimiento tanto en dorsiflexión como en flexión plantar a través de topes dinámicos y ajustables. [20] Llevan dinámicamente al paciente a una posición erguida y mejora la estabilidad del paciente mientras camina y está de pie. [21]





Fig. 25. Articulaciones con tope dinámico [15]

En el caso del sistema NEURO SWING (*n*, *o*), el control del movimiento se logra a través de una mayor asistencia de dorsiflexión integrada o contra la resistencia de la unidad de resorte anterior. En la flexión plantar, el control de movimiento asegura una bajada controlada del pie y una progresión tibial controlada con momento de flexión de la rodilla durante la respuesta de carga a través de la unidad de resorte posterior. [21]

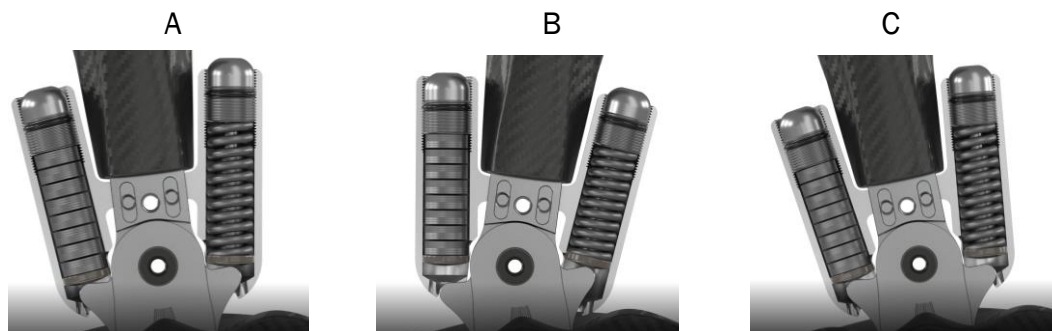


Fig. 26. Evolución de la compresión de las unidades de resorte. A. Posición neutra. B. Flexión plantar. C. Dorsiflexión [21]

Los topes son establecidos por las unidades de resorte. La alineación de la órtesis es ajustable. El rango de movimiento y la fuerza del resorte se pueden ajustar tanto en flexión dorsal como en flexión plantar intercambiando las unidades de resorte. Los ajustes de las articulaciones del sistema no influyen entre sí. Por lo tanto, se pueden cambiar por separado independientemente. [21]

Por otra parte, el sistema NEURO HiSWING (Fig. 28) es la primera articulación de tobillo hidráulica en órtesis. El profesional adapta la órtesis individualmente a la marcha patológica del paciente. En su alineación básica, se ajusta al nivel del suelo. Si es necesario (por ejemplo, al caminar cuesta arriba o cuesta abajo), el paciente puede ajustar el ángulo de la articulación del tobillo abriendo la válvula hidráulica a través de la palanca. El nivel de burbuja en la articulación del tobillo del sistema indica la alineación establecida por el ortopedista para

la pendiente o pendiente respectiva cuando la burbuja de aire está centrada. De esta manera, el ángulo de la articulación del tobillo también se puede optimizar para diferentes alturas de talón y para llevar la órtesis sin calzado. [22]

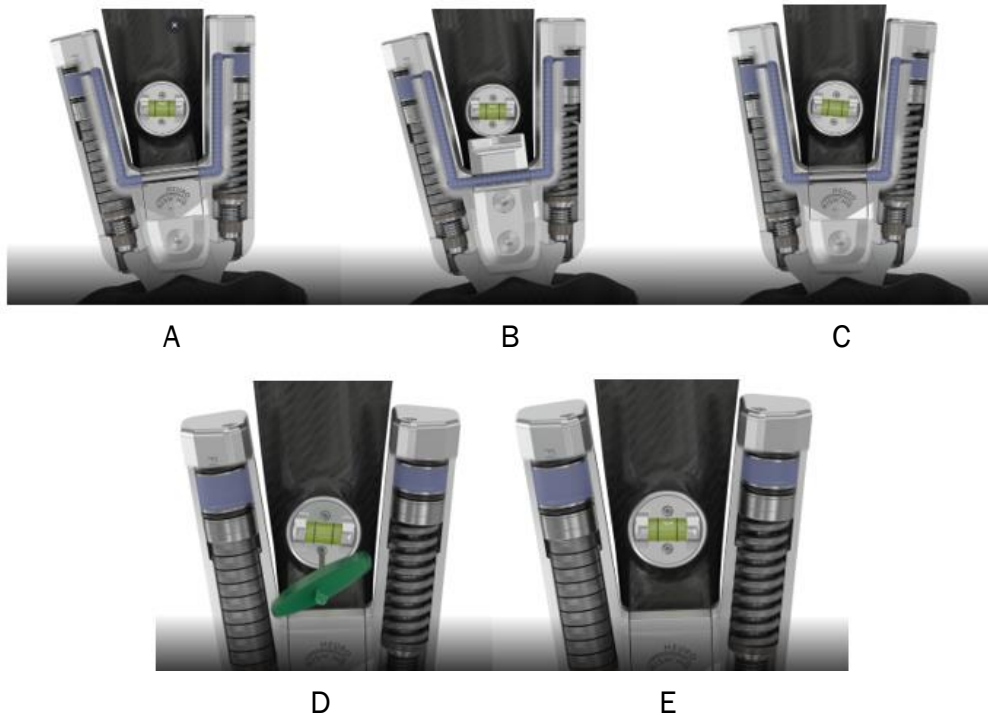


Fig. 27. Ajuste del mecanismo: A. Posición neutra inicial. B. Apertura de la válvula hidráulica. C. Colocación en la nueva posición neutra. D. Nivelación de la burbuja de aire con la llave de ajuste. E. Cierre de la válvula hidráulica. [22]

Este documento ofrece una visión general de las cualidades de los distintos sistemas articulados:

([https://www.fior-gentz.de/fileadmin/user\\_upload/pdf/prospekte/PR2100-GB\\_Joint\\_Overview\\_System\\_Ankle\\_Joints\\_Knee\\_Joints.pdf](https://www.fior-gentz.de/fileadmin/user_upload/pdf/prospekte/PR2100-GB_Joint_Overview_System_Ankle_Joints_Knee_Joints.pdf) )

Para poder controlar los movimientos articulares, una órtesis tiene que realizar una fijación en tres puntos que a su vez ejercen tres fuerzas de forma equilibrada y controlada sobre el miembro: una colocada en el centro de la articulación con las otras dos aplicadas proximal y distal al eje articular actuando en direcciones y sentidos opuestos a la primera (Fig. 30) [2]. Las dos fuerzas de contrarreacción deben colocarse por encima y debajo de la articulación, tan lejos como sea posible [6], para incrementar la distancia al centro de giro, y con ello, el momento:  $\text{Momento} = \text{Fuerza} * \text{Distancia}$ .

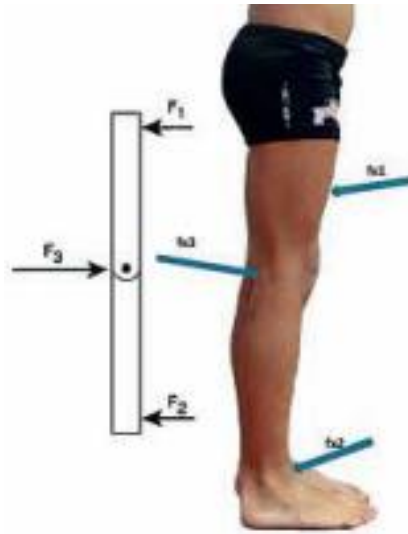


Fig. 28. Sistema de fuerzas de tres puntos [2]

La creación de momentos es la función crítica de la mayoría de las órtesis de miembros inferiores. Aumentar el brazo de palanca es una estrategia clínicamente útil porque permite generar el momento requerido al tiempo que reduce el tamaño de la fuerza aplicada. La reducción de la fuerza reduce la presión a la que está sometido el tejido, con los consiguientes beneficios en términos de confort y viabilidad del tejido. La presión también se puede reducir aumentando el área sobre la que se aplica la fuerza. En la práctica, el brazo de palanca está limitado por la longitud de los segmentos anatómicos involucrados. [5]

Debido a la gravedad, el peso del cuerpo actúa verticalmente hacia abajo en el suelo. De acuerdo con la tercera ley de Newton, una fuerza igual y opuesta debe actuar hacia arriba desde el suelo en el pie. Esto se conoce como la fuerza de reacción del suelo (GRF).

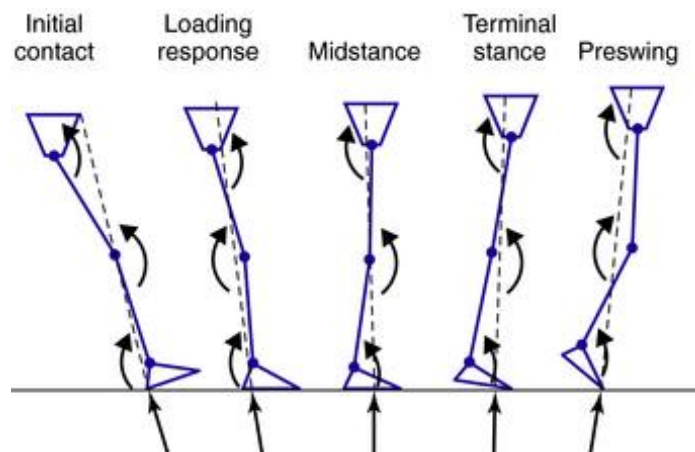


Fig. 29. En fase de postura, la fuerza de reacción del suelo (GRF) se alinea lo más cerca posible de tantas articulaciones, minimizando los momentos externos y minimizando así la demanda biomecánica sobre el sistema neuromuscular. A veces, la alineación GRF pasa de un lado de la articulación al otro, "cambiando" el momento. [5]

En el golpe del talón, el impacto inicial contra el suelo crea una fuerza vertical de aproximadamente el 80% del peso corporal. Rápidamente se eleva a un pico inicial de aproximadamente el 115% del peso corporal, lo que representa la transferencia de peso al pie de postura en el lado opuesto del dedo del pie. A medida que el centro de gravedad invierte la dirección, hay una descarga relativa del pie y una caída correspondiente en la curva de fuerza vertical a aproximadamente el 80% del peso corporal. Un segundo pico de aproximadamente el 110% del peso corporal ocurre cuando el talón se eleva y el peso se mueve sobre las cabezas metatarsianas. Esto contrarresta el movimiento hacia abajo del centro de gravedad del cuerpo. La fuerza vertical contra el suelo cae rápidamente después del golpe del talón opuesto. Alcanza cero en el momento del despegue de los dedos de los pies, lo que indica que los dedos de los pies se levantan del piso en lugar de empujar con fuerza el piso. La magnitud de la fuerza contra el suelo puede variar. Una persona que camina lentamente ejerce menos fuerza que cuando camina rápidamente mucho menos que cuando trota o corre. [3]

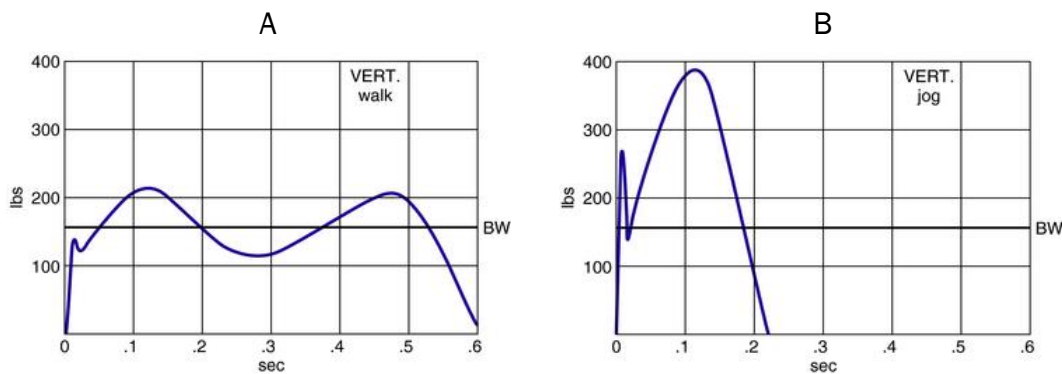


Fig. 30. A. Curva de fuerza vertical al caminar. B. Curva de fuerza vertical al trotar

Analizando el movimiento relativo del pie respecto de la pierna observamos los ángulos de dorsiflexión y flexión plantar que se forman durante la trayectoria de una persona al andar sin ninguna patología.

Necesitamos un mecanismo que deje determinados grados de movilidad en el plano sagital. Para el movimiento de dorsiflexión, un ángulo máximo de  $10^\circ$ , y para flexión plantar un máximo de  $20^\circ$ . Esta libertad de movimiento debe ser controlada (amortiguada). Además, deberemos conseguir que el usuario pueda regular la rigidez del mecanismo de una manera sencilla, mediante el intercambio de piezas.

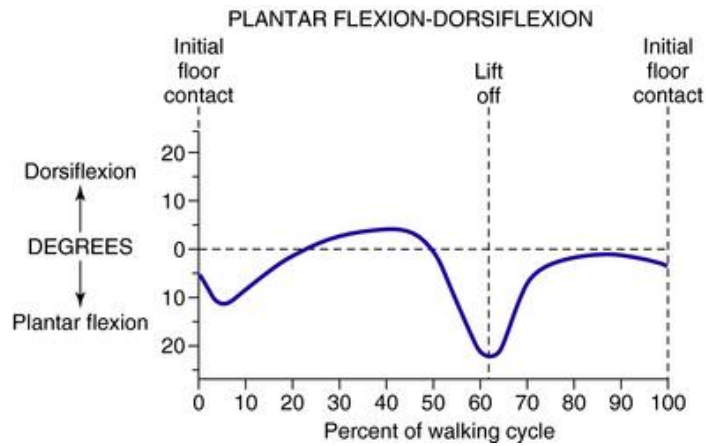


Fig. 31. Evolución de los ángulos de flexión plantar y dorsal durante el ciclo de marcha

Actualmente, las órtesis artesanales de alta calidad requieren herramientas y materiales de primera clase ajustados a la técnica de producción [23]. El problema de estos sistemas es el alto coste que supone fabricarlos, lo que afecta directamente al precio final del producto, y supone que sea inaccesible para un gran número de usuarios.

Por ello es oportuno considerar otros medios de fabricación como la impresión 3D para conseguir dispositivos ortopédicos que puedan ofrecer asistencia y control al movimiento, sin elevar el coste de producción.



**Universidad de Valladolid**



**ESCUELA DE INGENIERÍAS  
INDUSTRIALES**

### 3. Desarrollo del dispositivo

#### 3.1. Diseño y prototipado

Una vez investigadas las soluciones ya existentes en el mercado, el mecanismo que mejor se adapta al objetivo de este proyecto son los sistemas de Neuro Swing, con sus unidades de resorte intercambiables. Para aplicar este sistema a la impresión 3D se aprovecharán las ventajas que ofrece esta tecnología de fabricación y los materiales que se pueden utilizar.

El diseño de este dispositivo consistirá en un sistema de unidades de control del movimiento, tanto para dorsiflexión como para flexión plantar, que permitirán amortiguar el peso del usuario durante la marcha. Tanto el dispositivo como las unidades de amortiguación se realizarán mediante impresión 3D. El diseño de las unidades se basa en el comportamiento de las espumas. A través de la fabricación aditiva se pueden conseguir piezas con una densidad variable. Estas unidades pueden ser intercambiadas por el usuario para adaptar la rigidez en cada una de las direcciones de movimiento (DF y PF) siendo independientes la una de la otra.



*Fig. 32. Visión ampliada del modelo 3D del dispositivo con las unidades acopladas*

Para realizar los ensayos se diseñará también un prototipo simplificado de los dos agarres de un D.A.F.O articulado. Las uniones serán sencillas y mediante piezas impresas en 3D. La lista de piezas será la siguiente:

1. Dispositivo
2. Unidad de amortiguación
3. Agarre base
4. Agarre pierna
5. Pasadores

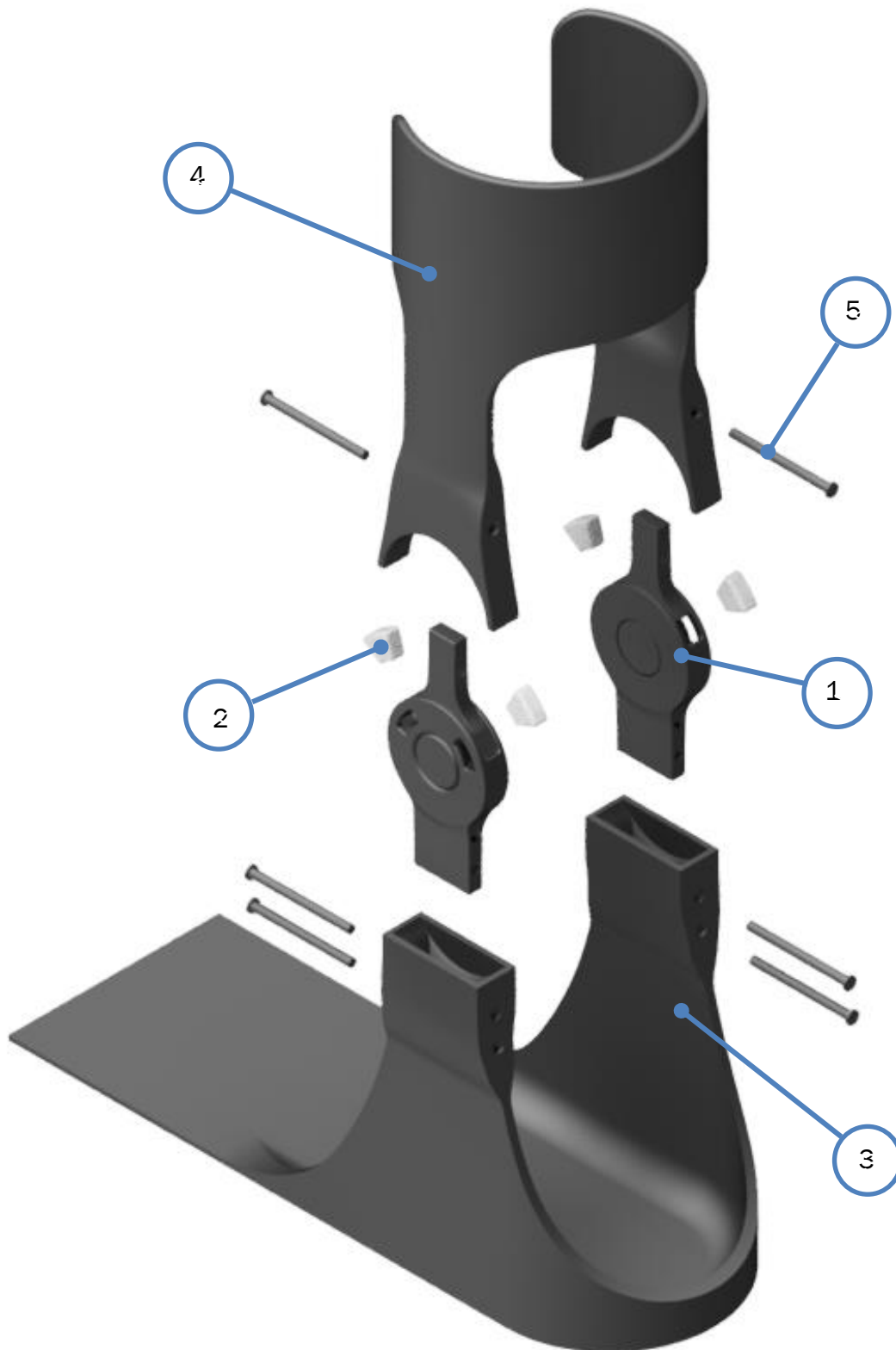


Fig. 33. Expansión del conjunto de piezas



## Dispositivo

Uno de los retos de este proyecto es optimizar las dimensiones del dispositivo para lograr soportar la mayor fuerza posible sin que la pieza sea demasiado grande. Como el dispositivo debe ir alineado con el eje transversal del tobillo, se tomarán medidas anatómicas de la articulación como referencia para dimensionar el dispositivo. En una persona adulta, la circunferencia aproximada que abarca el tobillo es de alrededor de 4cm de diámetro. Por otro lado, como el dispositivo va situado en el saliente del tobillo también se pretende optimizar el espesor de la pieza.

La fuerza generada en la espuma la obtendremos a partir de igualar los momentos generados en el punto donde se aplica la fuerza y el punto donde la unidad de amortiguación generará la fuerza resultante. Según este sistema de fuerzas, interesa que la distancia del vector fuerza al eje de giro sea la máxima posible, ya que de este modo la unidad de amortiguación no devolverá una fuerza tan grande y la presión sobre la pieza será menor. Por ello, cuanto menor sea la distancia al eje de giro mayor rigidez deberá tener la unidad amortiguadora para soportar la misma fuerza.

Otro parámetro que conviene optimizar es la sección de la unidad de amortiguación. Cuanto menor sea esta área, mayor presión se ejercerá sobre ella. Esto supone un aumento de la compresión de la unidad y por tanto mayor expansión seccional, lo que puede provocar roturas en la estructura del dispositivo debido a la tensión generada.

En la evolución del diseño de este dispositivo se redujo el diámetro exterior, al mismo tiempo que se aumentó la distancia de las cavidades al eje y la sección de la unidad.

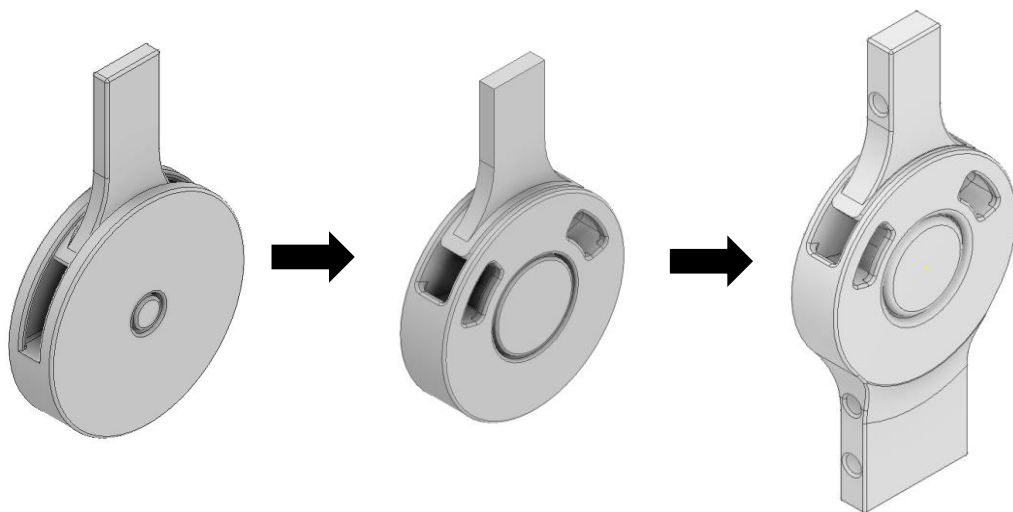


Fig. 34. Evolución del diseño del dispositivo

El plano del dispositivo se encuentra en los anexos. Las dimensiones generales son las siguientes:

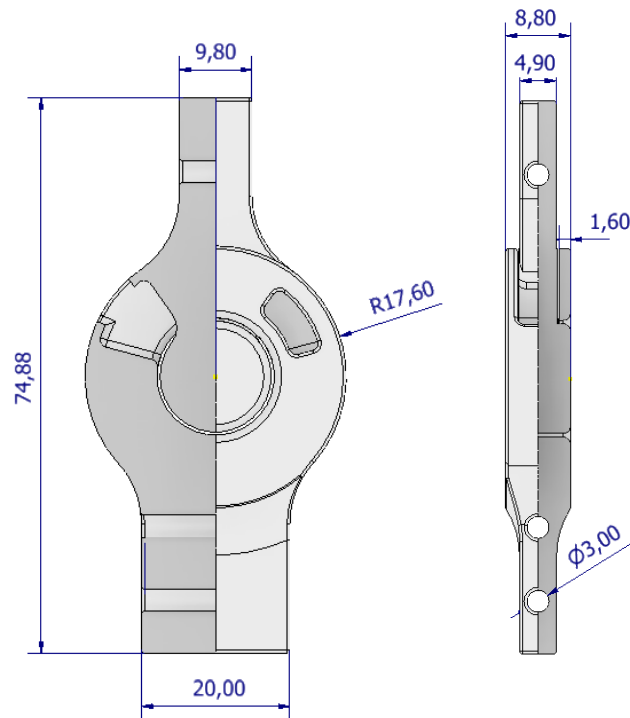


Fig. 35. Cotas generales del dispositivo

Una de las ventajas de la impresión 3D es que permite obtener piezas de complejas geometrías que, mediante otros procesos de fabricación, implicarían un gran número de operaciones y el aumento del tiempo de producción. Este dispositivo se beneficia de la solubilidad de algunos plásticos, como es el caso del PVA. Con él se pueden conseguir mecanismos articulados en una sola impresión, sin necesidad de montaje o uniones posteriores. El dispositivo está formado por dos piezas, impresas una dentro de la otra. Estas piezas no se tocan en ningún momento a la hora de imprimirse ya que utiliza el PVA como soporte para rellenar las holguras del conjunto que permiten que se muevan entre sí. Gracias a esto ahorramos tiempo de fabricación y material.

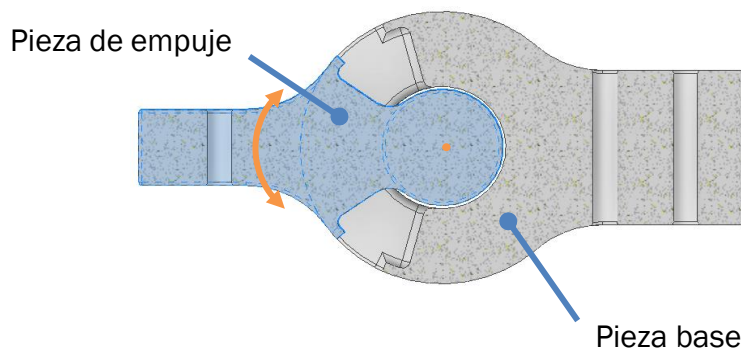


Fig. 36. Distinción de las dos partes del dispositivo y eje de giro de la pieza de empuje

La pieza base es la que da forma a la estructura exterior y va unida al agarre inferior del D.A.F.O. que está en contacto con el pie. Por otra parte, el agarre superior del D.A.F.O. se unirá a la pieza de empuje, parte interna del dispositivo y la que reproducirá el movimiento de la pierna. El movimiento relativo entre estas dos partes del dispositivo ocasionará la compresión de las unidades de amortiguación.



Fig. 37. Compresión de las unidades mediante el movimiento de la pieza de empuje

Elaboración propia

El diseño cuenta con **dos cavidades** donde se introducirán las unidades de amortiguación que permitirán controlar el movimiento. El acceso es abierto para conseguir un acople sencillo de las unidades, no obstante, tiene pequeños salientes que limitan los bordes de la unidad amortiguadora para estar sujeta y guiada por las cuatro paredes de su estructura. Además, la pieza de empuje del dispositivo, al ser móvil, permite abrir un poco más las cavidades para introducir la unidad.

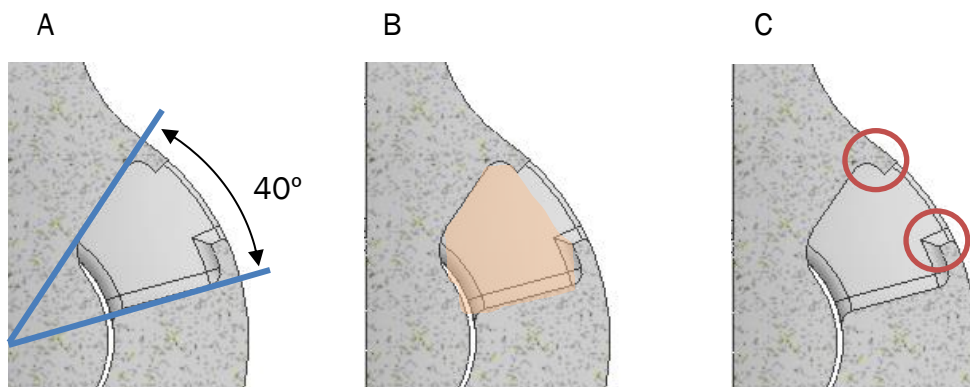


Fig. 38. A. Angulo de apertura de la cavidad. B. Área de la cavidad ocupada por la unidad de amortiguación. C. Salientes que evitan que se salga la unidad de amortiguación

Las dos aperturas frontales de la parte frontal permiten absorber la expansión seccional que sufren las unidades al contraerse. De no tenerlas, la unidad aplicaría demasiada fuerza contra las paredes del dispositivo y comprometería la estructura.

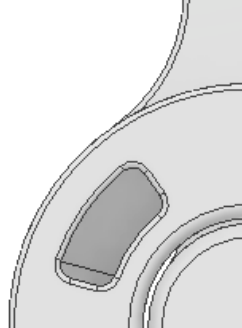


Fig. 39. Apertura frontal.

El material empleado para la estructura del dispositivo es PLA (Ácido Poliláctico), un polímero biodegradable que puede producirse a partir del ácido láctico. Es duro, dimensionalmente estable y barato, lo que hace de él un plástico idóneo para la realización de prototipos. [24]

Para imprimir una pieza con dos materiales distintos se necesita una impresora con dos extrusores. En este caso se ha empleado la Ultimaker 3D Extended. La impresión del dispositivo tarda aproximadamente 1,5 horas y la cantidad de material empleado son 11 gramos de PLA y aproximadamente 2 gramos de PVA. Los parámetros de impresión del prototipo fueron los siguientes:

Alto de capa	0,2 mm
Ancho de línea	0,35 mm
Relleno	20% Triangular
Soporte	50% Triangular
Adhesión a la cama	Borde
Temperatura de impresión	215°
Temperatura de la cama	60°
Velocidad de impresión	45 mm/s

Tabla 1. Parámetros de impresión del dispositivo

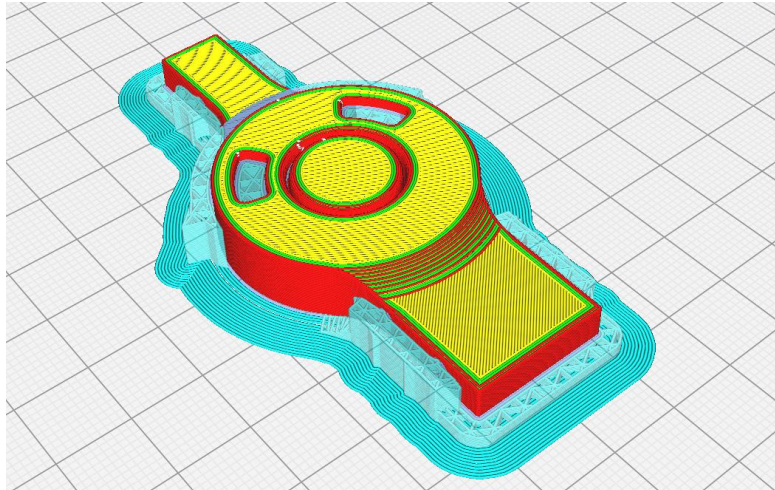


Fig. 41. Previsualización de las capas de impresión del dispositivo

Una vez terminada la impresión se quita todo el exceso de soporte si es posible y se sumerge la pieza en agua, durante 1 día aproximadamente, para la disolución completa del PVA.

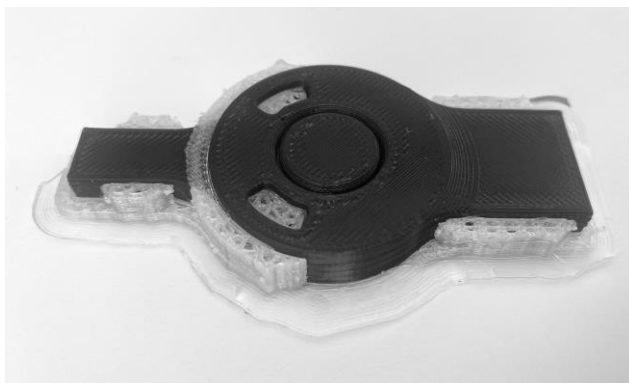


Fig. 40. Pieza impresa con el soporte. Introducción de la pieza en agua para la disolución del soporte

## Unidades de Amortiguación

Estas piezas son las que van a conseguir controlar el movimiento cuando la pierna gire y con ello el dispositivo. Se ejercerá una presión sobre esta unidad, que deberá resistir el peso del usuario durante el ciclo de marcha.

El diseño de estas unidades pretende recrear el comportamiento de las espumas. La fabricación aditiva crea la geometría de las piezas a base de capas. Si estas capas no rellenan el 100% de la estructura, conseguimos crear piezas menos densas. Sin embargo, no todos los materiales permiten obtener piezas elásticas a base de disminuir la densidad de la pieza.

El TPU (Poliuretano termoplástico) es muy versátil para aplicaciones industriales y es la opción idónea para una amplia gama de proyectos de fabricación que requieren tanto las cualidades del caucho como las del plástico. Es un filamento semiflexible y resistente a los productos químicos con una fuerte adhesión entre capas. Ofrece homogeneidad en la impresión 3D y además fácil y rápido de imprimir. Tiene muy buena resistencia al deterioro por uso, alta resistencia a los impactos y buena resistencia a la corrosión causada por muchos productos químicos y aceites industriales habituales. Es útil para aplicaciones de inmersión prolongada en radiación UV y/o humedad y aplicaciones en las que la parte impresa está expuesta a temperaturas superiores a 100°C. [25]

Gracias a su gran elasticidad y durabilidad se usa para hacer plantillas y calzado, prótesis y modelos de órganos, textiles y piezas industriales y de automoción. Por ello, es un filamento que puede estar en contacto con la piel, pero no tiene garantía médica o alimentaria. Existen filamentos de distinta dureza (de más a menos elásticos): 70 A, 82 A y 95 A; lo que permite que este filamento tenga un gran rango de aplicaciones. [26]

Las propiedades físicas y mecánicas del TPU dependen de la dureza del material:

Magnitud	Filaflex70	Filaflex82	Filaflex95
Dureza Shore	70A	82A	95A
Estiramiento hasta la rotura (%)	900	650	500
Resistencia a tracción (MPa)	32	45	55
Densidad (g/cm <sup>3</sup> )	1,08	1,12	1

Tabla 2. Propiedades físicas y mecánicas del TPU

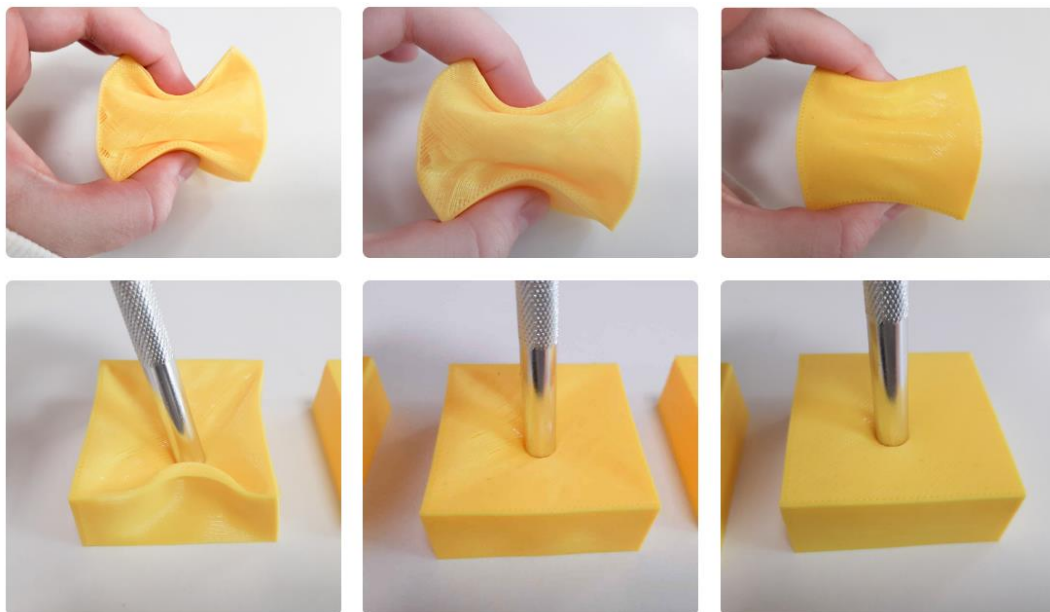
Con la misma geometría se consiguen distinta elasticidad si se emplea materiales de dureza distinta.(Fig. 42).



Fig. 42. Elasticidad de una misma pieza geométrica en función de la dureza del TPU

La densidad de una pieza también afecta a la elasticidad del material. En la Fig.43 se muestra una misma geometría impresa con TPU de dureza 82A, con 5%, 10% y 20% de relleno respectivamente. [26]

Fig. 43. Variación de la elasticidad de una misma pieza en función de la densidad de relleno



Con el primer diseño del dispositivo se realizaron las primeras pruebas de impresión de las unidades, con TPU de dureza 95A y unos porcentajes de relleno de 30, 25, 20, 25 y 10. Con estas muestras se puede apreciar la geometría de las capas de relleno de las piezas.



Fig. 44. Pruebas de impresión de TPU dureza 95 A con diferentes densidades de relleno

Para permitir la compresión en la dirección que queremos y disminuir la expansión seccional, solo hay pared en las bases planas. A medida que tienen menos densidad el relleno es endeble y ocasiona atascos en el dispositivo que no permiten recuperar la forma de la pieza. Con esta primera prueba se concluye que la dureza debe ser menor para permitir un rango de rigidez más amplio que nos permita disminuir la densidad de relleno, ya que las piezas con 30% de densidad ya eran demasiado duras.

El diseño del dispositivo se modificó para que las unidades pudieran ser más sencillas de acoplar y retirar. Se aumentó la distancia del punto medio de las cavidades al eje para conseguir reducir la fuerza y aumentar el momento, además de aumentar la sección de la espuma para disminuir la presión.

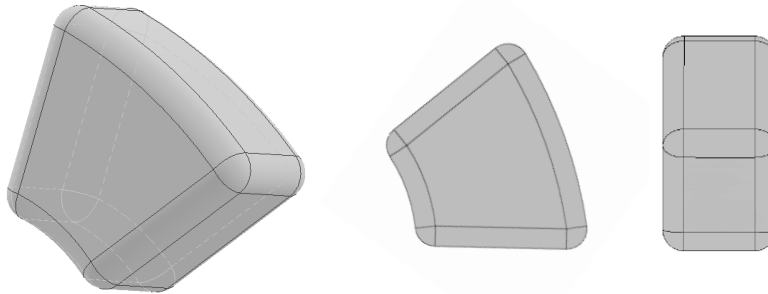


Fig. 45. Vistas generales de la Unidad de Amortiguación

La geometría de estas unidades se adapta los huecos de las cavidades del dispositivo. En el estado de equilibrio, posición de 0 grados, las unidades no están en compresión. Si estuviesen las dos en compresión, estas tendrían que ser de igual rigidez para dorsiflexión y flexión plantar para conseguir que el estado de equilibrio estuviese en los 0 grados. Esto se debe a que los niveles de compresión de las dos espumas están relacionados de tal forma que si una se comprime la otra se expande.

El plano de la Unidad de Amortiguación está en los anexos.

Una vez modificado el diseño, se procedió a imprimir el diseño definitivo de las unidades con TPU de dureza Shore 70A, con unas densidades de relleno del 80 y 95%.

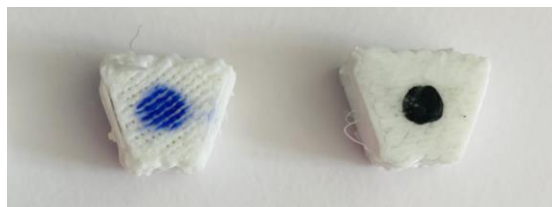


Fig. 46. Unidades de Dureza Shore 70 A, modelos de densidad 80 y 95 % respectivamente



Tras unas pruebas en el banco de ensayos con el modelo de 90%, se llegó a la conclusión de que la dureza debía ser mayor. De esta manera se procedió a imprimir con dureza Shore 82 A piezas con densidades de relleno del 70, 80 y 90 %, sobre las que se realizaron los ensayos definitivos.

Concretamente el filamento utilizado es el FilaFlex 82 A. Puede alcanzar hasta un 650% de estiramiento hasta la rotura. Su mayor ventaja es que tras el estiramiento, vuelve a su forma original sin deformarse ni romperse. No es tóxico y puede estar en contacto con la piel. [27]



Fig. 47. Unidades de dureza Shore 82 A, modelos de densidad 70%(7), 80%(8) y 90%(9)

La impresión de 4 unidades de amortiguación tarda 30 min y consume aproximadamente 16 gramos de material.

Temperatura de impresión	215-250 °C
Velocidad de impresión	20-60 mm/s
Tolerancia de diámetro	0,03 mm
Altura de capa	0,2 mm

Tabla 3. Propiedades de impresión del TPU 82A

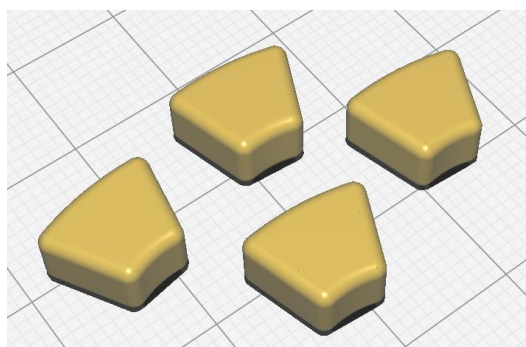


Fig. 48. Visualización en Ultimaker Cura de 4 unidades de impresión

## Cierre y uniones

El dispositivo cuenta además con un cierre o “tapa” para las cavidades que evitan la salida de las unidades cuando el dispositivo esté en movimiento. Puede ir incorporado en el propio diseño del agarre superior de la órtesis o ser una pieza individual aparte. En el último caso, el dispositivo con cierre se podría acoplar a cualquier órtesis articulada. El método de acople a la órtesis consiste en un sistema de **pasadores** impresos que permitirán un montaje rápido.



Fig. 50. Prototipo tapa del dispositivo



Fig. 49. Prototipo del pasador



Fig. 51. Montaje del dispositivo con la tapa

### Agarres D.A.F.O.

Para poder realizar los ensayos, el dispositivo debe estar sujeto por alguna estructura que simule un D.A.F.O. real, y anclarlo al banco de ensayos. Para ello se imprimió el diseño simplificado de las dos partes que componen una D.A.F.O. articulado, el agarre inferior que abarca la zona del pie y llega hasta el tobillo; y el agarre que abraza a la pierna.

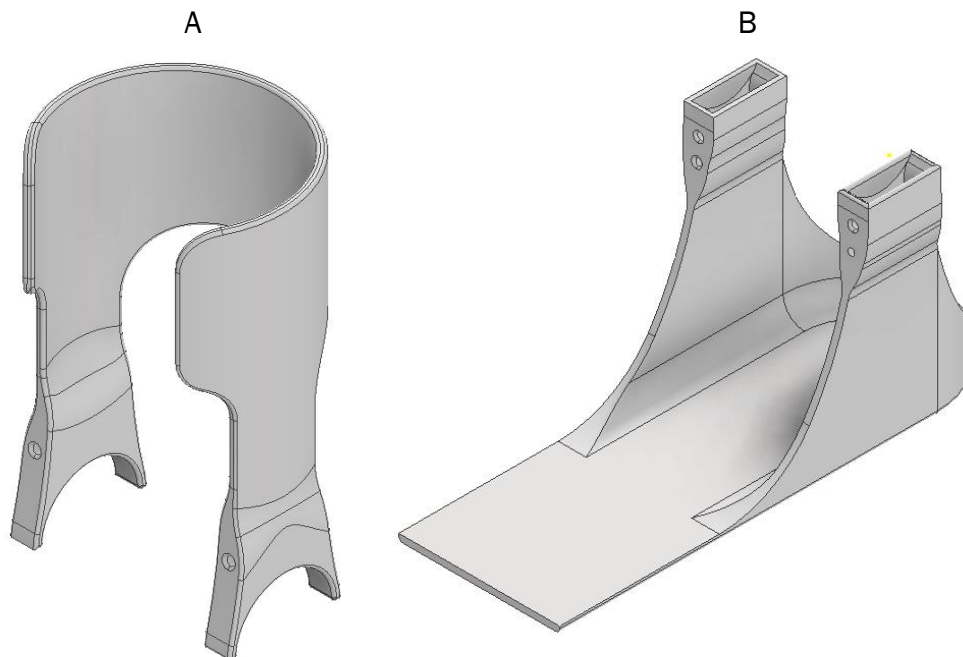


Fig. 52. A. Agarre Pierna. B. Agarre Base

Los planos de ambas piezas están en los anexos

Las dimensiones se adaptan al sistema de barras del banco de ensayos, de tal forma que cuando se coloque en la máquina los ejes de rotación coincidan.



Fig. 53. Ejes de rotación alineados



**Universidad de Valladolid**



**ESCUELA DE INGENIERÍAS  
INDUSTRIALES**

## 3.2. Ensayos

### **Banco de ensayos**

Los ensayos se realizarán en el banco de ensayos desarrollado por Guillermo Santos Martínez en su Trabajo de Fin de Grado: “Diseño, desarrollo y prototipado de un sistema de ensayo a fatiga para piezas impresas en 3D”. A través de la célula de carga se registra la fuerza que aplica la máquina para lograr mover el D.A.F.O.

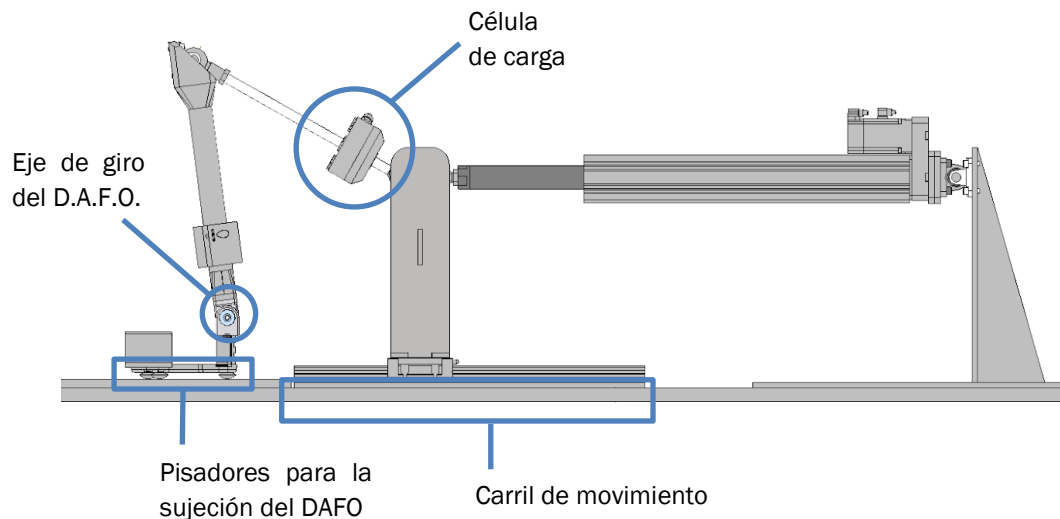


Fig. 54. Banco de ensayos

Las células de carga son la unión de un sensor más un transductor de fuerza. El sensor es el elemento sensible que detecta la variación de la magnitud que se quiere medir. Por otro lado, el transductor de fuerza es un dispositivo capaz de convertir una magnitud en otra diferente. [28]Mediante el programa LabVIEW se programa el recorrido de los ensayos y se registran los valores que devuelve la célula de carga.

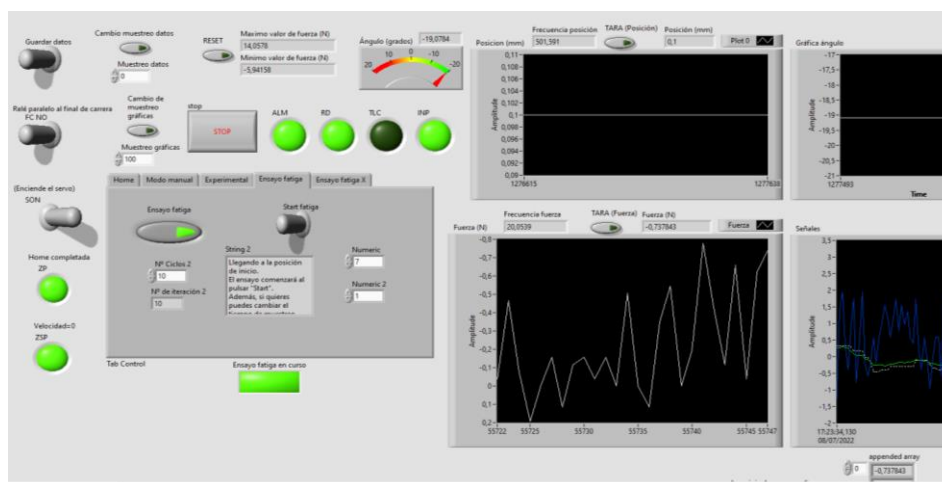


Fig. 55. Interfaz de LabVIEW

Para calcular la fuerza que debe soportar la espuma para conseguir el límite de 20° flexión plantar y 10° de dorsiflexión, analizaremos el mecanismo del banco de ensayos donde se realizarán los estudios de fuerza. El mecanismo es el siguiente:

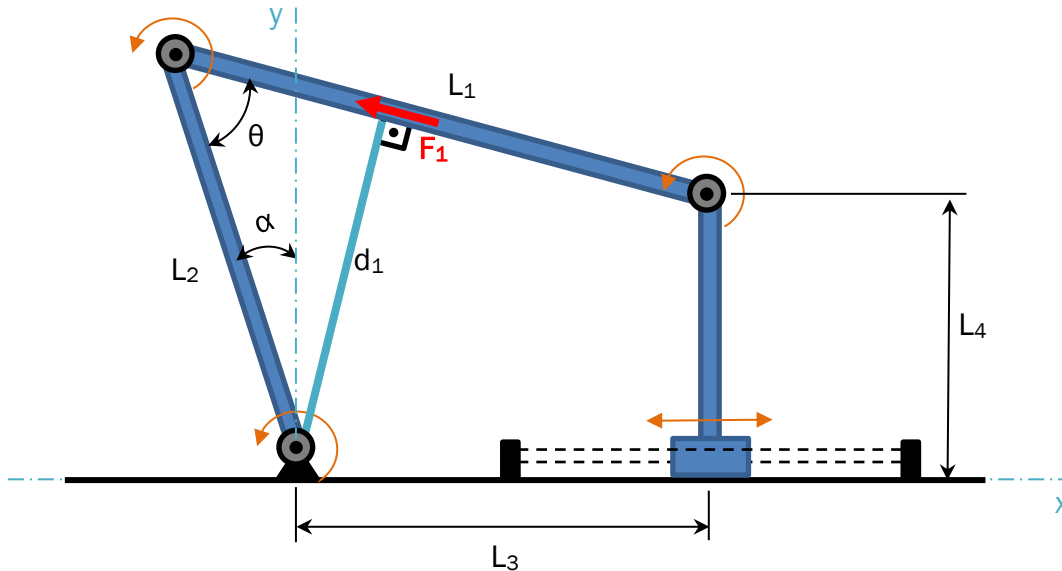


Fig. 56. Mecanismo de barras del banco de ensayos

A través de los planos del banco de ensayos se obtienen las constantes relevantes que influyen en el mecanismo:

$$L_1 = 374 \text{ mm}$$

$$L_2 = 443,1 \text{ mm}$$

$$L_4 = 238,88 \text{ mm}$$

El D.A.F.O. estará sujeto a la bancada y se alineará el eje de la máquina con los ejes de los dispositivos acoplados en la órtesis. El agarre superior irá abrazado a la barra  $L_2$ . Según el ángulo  $\alpha$  que queramos, introduciremos en Lab View la posición de la máquina en el eje  $x$ . A partir de ese dato, el programa devuelve el valor del ángulo  $\theta$ , que emplearemos para calcular la distancia ( $d_1$ ) perpendicular a la dirección de la fuerza ( $F_1$ ).

$$d_1 = L_2 * \cos(\theta)$$

De esta manera obtenemos que cuando el ángulo  $\alpha$  sea 10° de dorsiflexión (positivo), la distancia  $d_1$  será 333,61 mm, y cuando esté en la posición de -20° el valor será de 439,15 mm. El rango de los ángulos que podemos conseguir

depende de la posición a la que se ancle el DAFO a la bancada ya que los topes nos limitan en ese sentido.

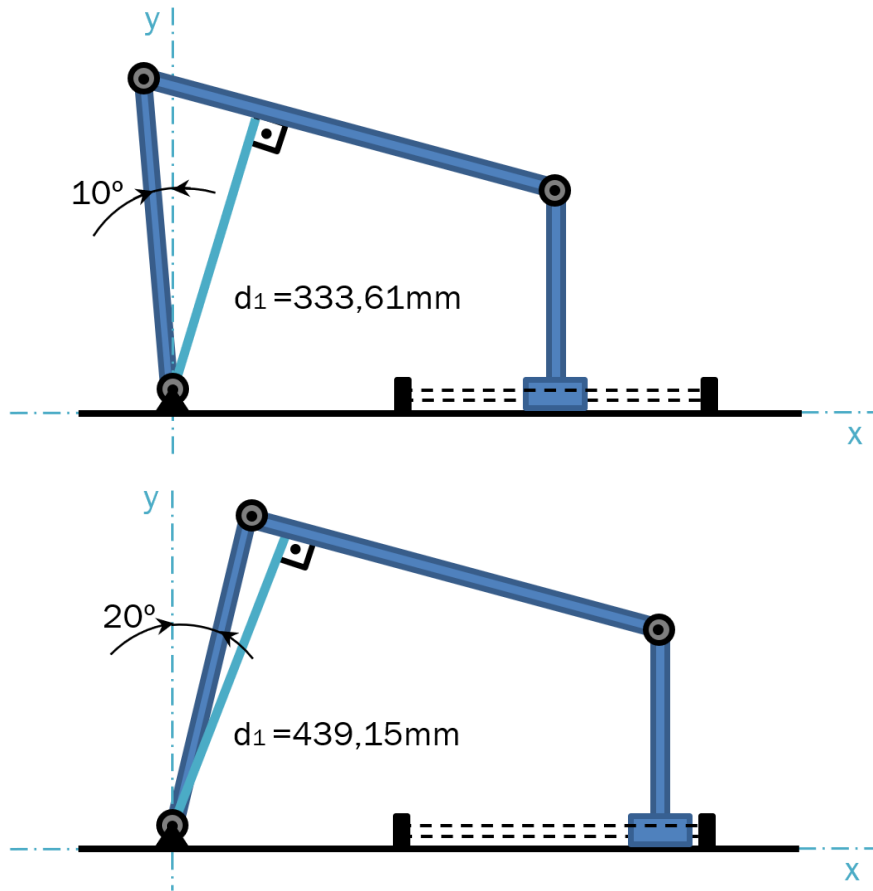


Fig. 57. Posiciones del banco de ensayos con los ángulos objetivo de 10° y -20°

La distancia de la unidad de la espuma al eje de giro es de 12,12 mm.

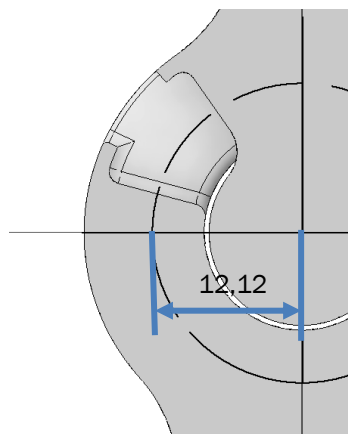


Fig. 58. Distancia del punto medio de la cavidad al eje de giro

A partir de las dos distancias al eje de giro y la fuerza registrada en la máquina, se obtiene el valor de la fuerza resultante en la unidad de amortiguación mediante el equilibrio de momentos.

$$\sum M = 0 ; M_1 = M_2$$

$$F_1 \cdot d_1 = F_2 \cdot d_2$$

Con la fuerza resultante ( $F_2$ ) y la sección de la unidad de amortiguación podemos obtener la presión que se ejerce sobre ella:

$$P = F_2 / S$$

$$\text{Sección} = 8,42 \cdot 5,3 = 44,64 \text{ mm}^2$$

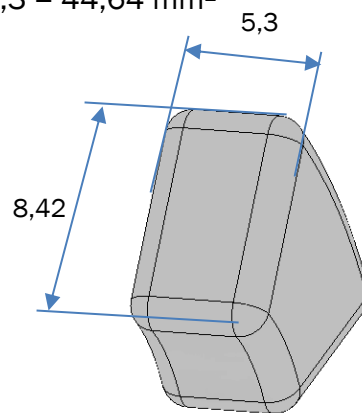


Fig. 59. Dimensiones de la sección de las unidades de amortiguación

A continuación, se estudiará la fuerza que resisten estas piezas y el momento generado en ellas, según el ángulo de compresión al que se sometan. Los prototipos de las unidades de amortiguación están impresos con TPU de dureza Shore 82 A, con densidades del 70%, 80% y 90%.

El objetivo es que el dispositivo resista el peso del usuario en las posiciones angulares de  $10^\circ$  de dorsiflexión que los consideraremos positivos, y  $20^\circ$  en flexión plantar, de signo negativo. En consecuencia, tomaremos este rango para el estudio de la fuerza. Los ensayos por realizar analizarán individualmente por cada densidad de pieza, el comportamiento estático y dinámico para las posiciones angulares de  $-20^\circ$  y  $+10^\circ$ . Una vez incorporado el D.A.F.O. a la máquina de ensayos con los dispositivos acoplados, el procedimiento experimental a seguir es el siguiente:

- Colocar unidades de la misma densidad en cada una de las cavidades de los dispositivos.
- Ensayo estático.
- Ensayo dinámico.
- Cálculos de fuerza y momento generados.



Se repetirá el proceso para cada modelo de pieza.

En los ensayos dinámicos se realizarán 20 ciclos en los cuales se lleva al D.A.F.O. a las posiciones de +10 y -20 sin paradas de posición, a una velocidad de 800 rpm. Posteriormente, en los ensayos estáticos se llevará al D.A.F.O. desde la posición de 0° a las posiciones máximas de -20° y +10° de manera individual, realizando paradas de 20 segundos en la posición correspondiente y en la de 0°. Se analizará el comportamiento de 10 ciclos en cada uno.

Finalmente, se compararán los resultados obtenidos en las posiciones máximas entre los ensayos dinámicos y los estáticos. Tomaremos como objetivo soportar el peso de una persona de 50 kg. El peso puede llegar hasta un 110% del peso corporal de la persona en los momentos de impacto contra el suelo. Por tanto, tendremos como objetivo soportar 539 N en los puntos máximos de flexión dorsal y plantar.

### Comportamiento dinámico

Durante el comportamiento dinámico observamos picos de máxima fuerza que se corresponden a los puntos donde se llega a las posiciones máximas: +10 y -20 grados.

Picos máximos de fuerza		
Densidad/ángulo	10	-20
70	-2,3	15
80	-8,8	11
90	-11,2	16,5

Tabla 4. Picos máximos de fuerza durante los ciclos del ensayo dinámico

Sin embargo, hay que considerar el comportamiento de estas unidades durante todo el ciclo. Como vemos en los ciclos de histéresis de cada uno, existe un recorrido de ida y de vuelta a las posiciones máximas. De esta forma en la posición de 0° se obtiene un valor de la fuerza distinto para cada dirección del movimiento.

Fuerza en las posiciones de cero grados (N)		
Densidad/ángulo	cero (ida)	cero (vuelta)
70	0	2,5
80	-4	-2,5
90	-3	-1,5

Tabla 5. Fuerza promedio en las posiciones de cero grados durante los ciclos del ensayo dinámico

Con las gráficas de comportamiento dinámico en un ciclo se observa mejor el comportamiento de la unidad:

Indicadores:

- Valor promedio de los picos de fuerza
- - - Valor promedio de la fuerza en las posiciones de cero grados

Modelo 70% de densidad:

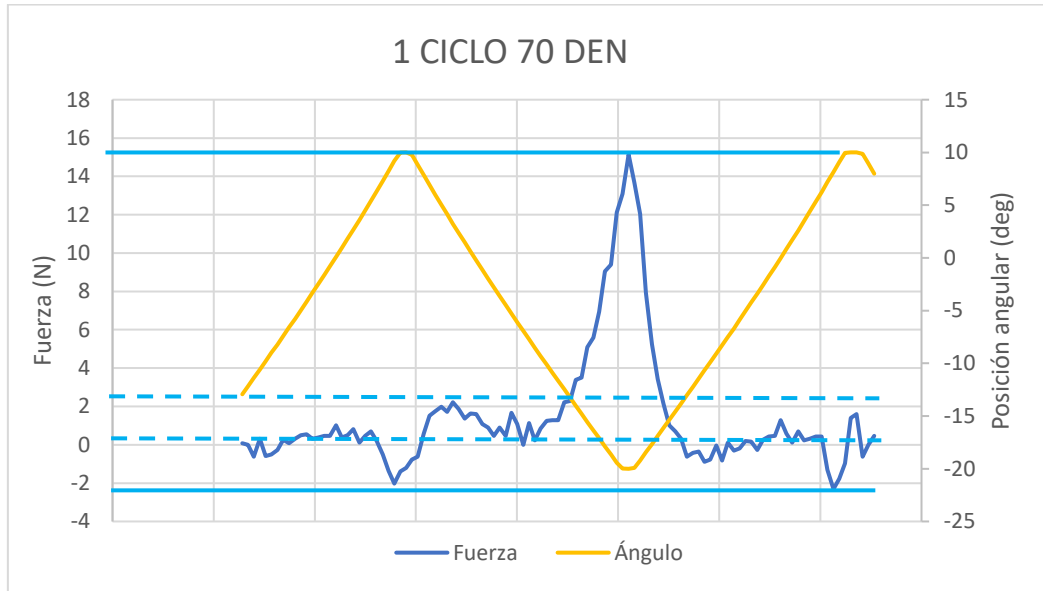


Fig. 60. Representación del comportamiento dinámico durante un ciclo del modelo de densidad 70%

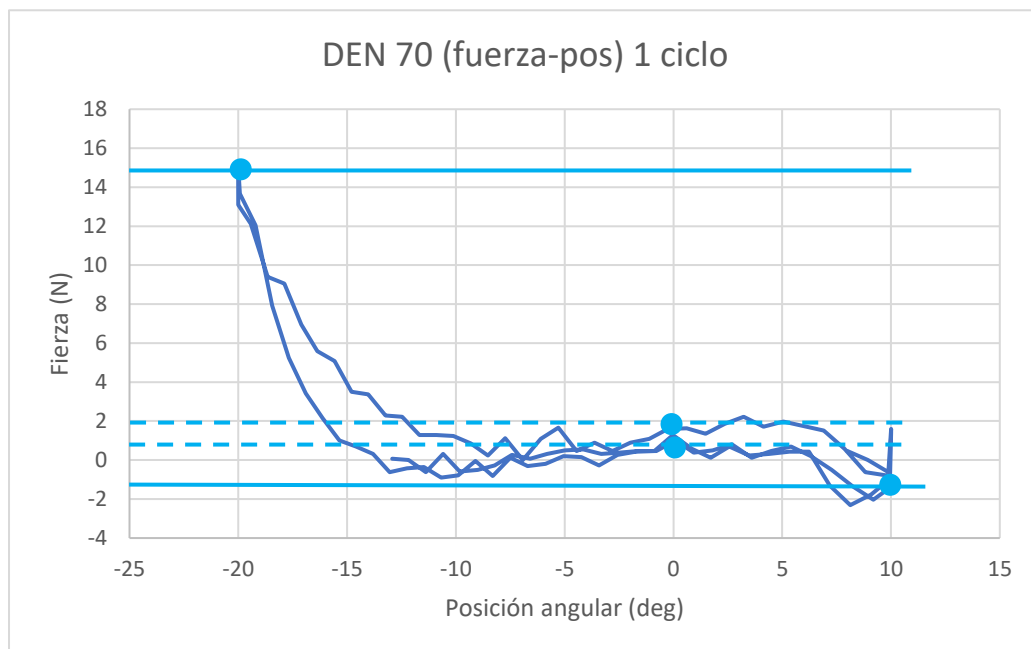


Fig. 61. Ciclo de histéresis del comportamiento dinámico de la espuma durante un ciclo de modelo de densidad 70%

Modelo 80% de densidad:

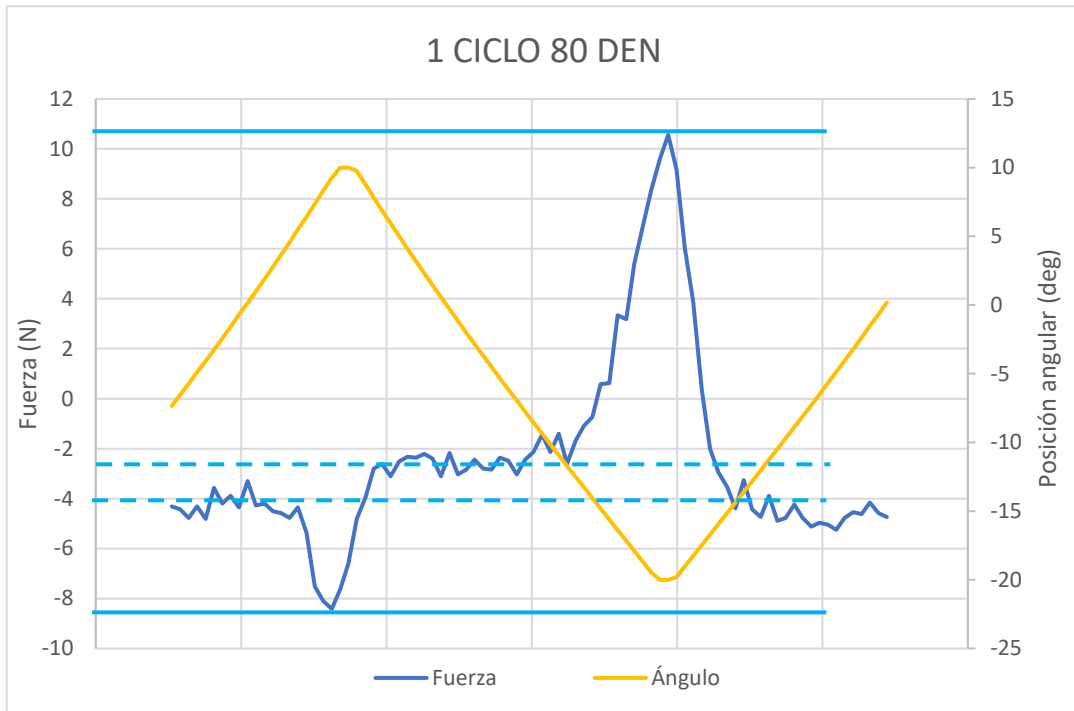


Fig. 63. Representación del comportamiento dinámico durante un ciclo del modelo de densidad 80%

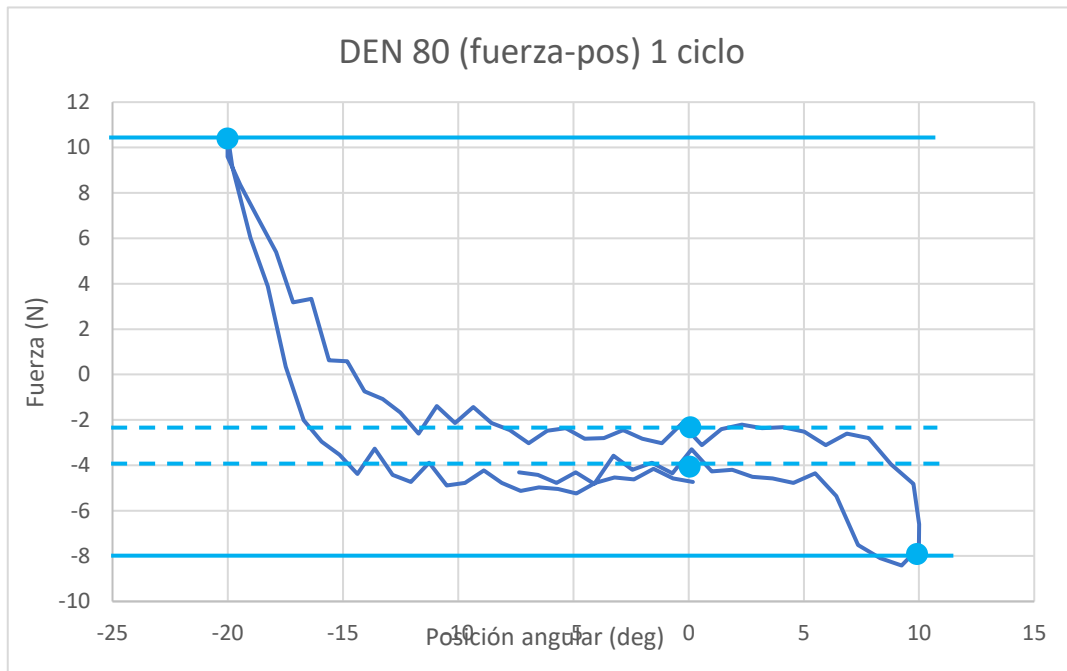


Fig. 62. Ciclo de histéresis del comportamiento dinámico de la espuma durante un ciclo de modelo de densidad 80%

Modelo 90% de densidad:

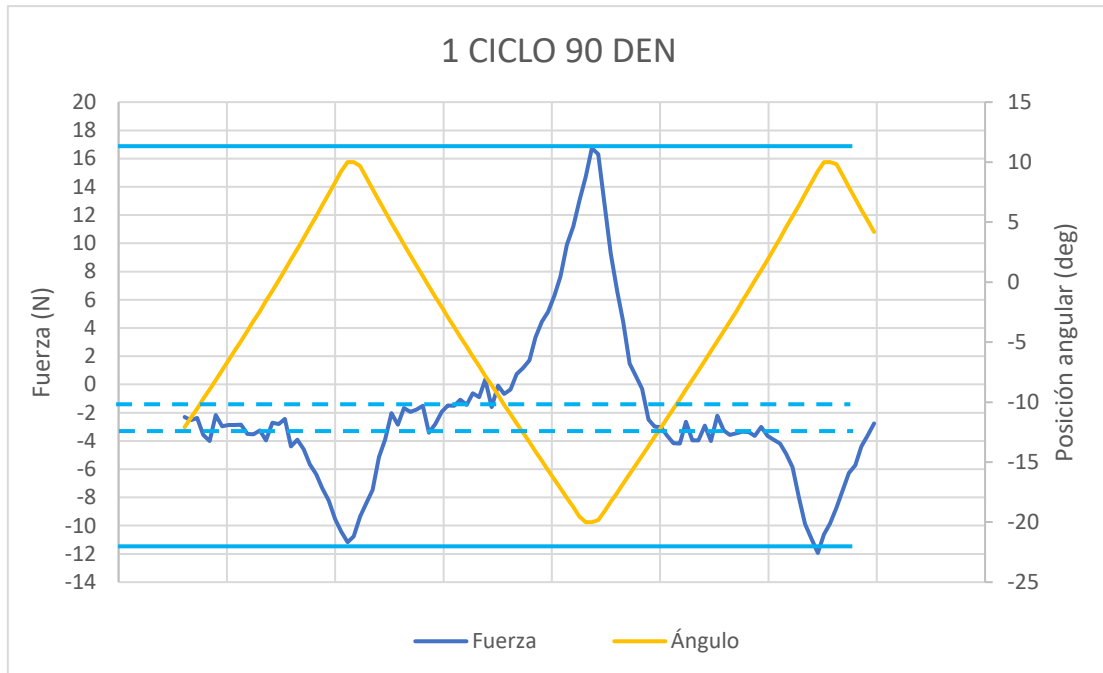


Fig. 65. Representación del comportamiento dinámico durante un ciclo del modelo de densidad 90%

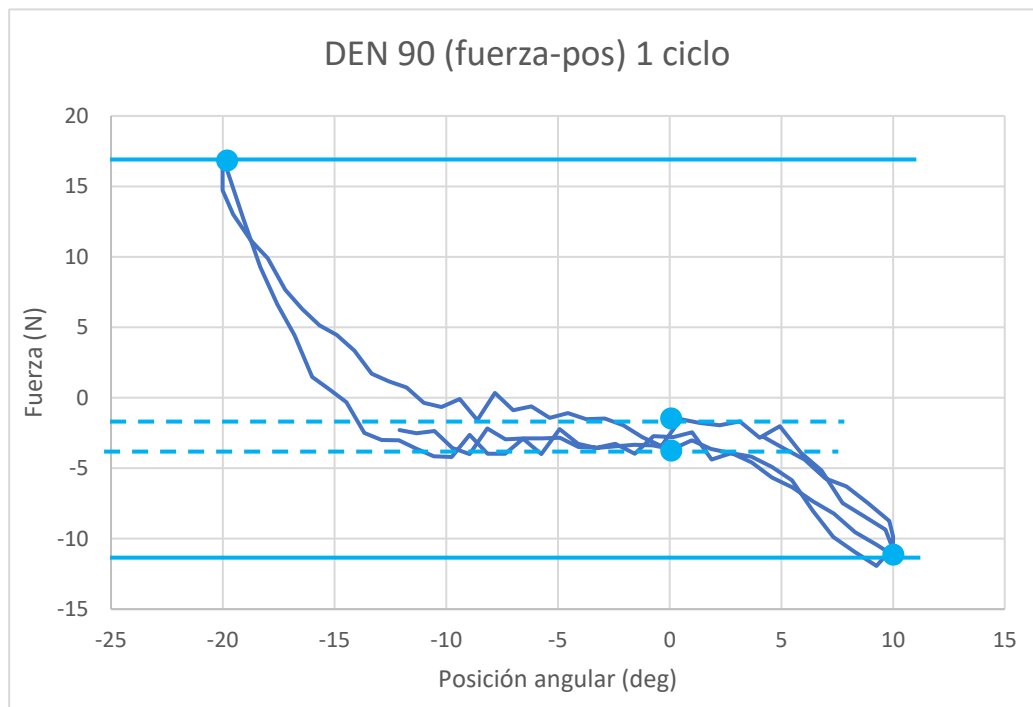


Fig. 64. Ciclo de histéresis del comportamiento dinámico de la espuma durante un ciclo de modelo de densidad 90%

Teniendo esto en cuenta, la fuerza neta que ejerce la máquina en cada posición será la diferencia entre el valor que se registra en la posición cero y en las posiciones máximas.

Densidad	Fuerza (N)					
	F[0°] (ida)	F[+10°]	Fuerza neta [+10°]	F [0°] (vuelta)	F[-20°]	Fuerza neta [-20°]
70	0	-2,3	<b>2,3</b>	2,5	15	<b>12,5</b>
80	-4	-8,8	<b>4,8</b>	-2,5	11	<b>13,5</b>
90	-3	-11,2	<b>8,2</b>	-1,5	16,5	<b>18</b>

Tabla 6. Cálculo de la fuerza neta aplicada por la máquina mediante la diferencia entre las fuerzas obtenidas en las posiciones

Sabiendo la fuerza que aplica la máquina, y las distancias al eje de giro, obtenemos la fuerza y el momento generados en la unidad de amortiguación.

Resultados del comportamiento dinámico						
Angulo	Densidad	d1(mm)	d2(mm)	F <sub>1</sub> (N)	F <sub>2</sub> (N)	M (N*m)
10	70	333,61	12,12	2,3	<b>55,05</b>	<b>0,67</b>
	80			4,8	<b>132,11</b>	<b>1,60</b>
	90			8,2	<b>225,69</b>	<b>2,74</b>
-20	70	439,15		12,5	<b>452,88</b>	<b>5,49</b>
	80			13,5	<b>489,11</b>	<b>5,93</b>
	90			18	<b>652,14</b>	<b>7,90</b>

Tabla 7. Cálculo de fuerzas y momentos generados en el dispositivo en función del ángulo y la densidad de relleno

### Comportamiento estático

Para comprobar estos valores se realizará un ensayo estático en el que se mantendrá la posición durante 20 segundos. Se obtienen los siguientes resultados de fuerza (N):

F [0°]	F [10°]	Fuerza neta [10°]
<b>-0,85</b>	<b>-2,93</b>	<b>1,83</b>
<b>-1,27</b>	<b>-5,99</b>	<b>4,64</b>
<b>0,97</b>	<b>-6,54</b>	<b>7,51</b>

F [0°]	F [-20°]	Fuerza neta [-20°]
<b>-1,18</b>	<b>8,70</b>	<b>10,08</b>
<b>-0,8</b>	<b>12,09</b>	<b>12,90</b>
<b>-4,17</b>	<b>13,81</b>	<b>17,99</b>

Tabla 8. Cálculo de la fuerza neta aplicada por la máquina mediante la diferencia entre la fuerza de las posiciones

Superponiendo en un mismo gráfico las fuerzas obtenidas con las diferentes densidades en función del ángulo, obtenemos una visión más clara de la diferencia de rigidez entre ellas.

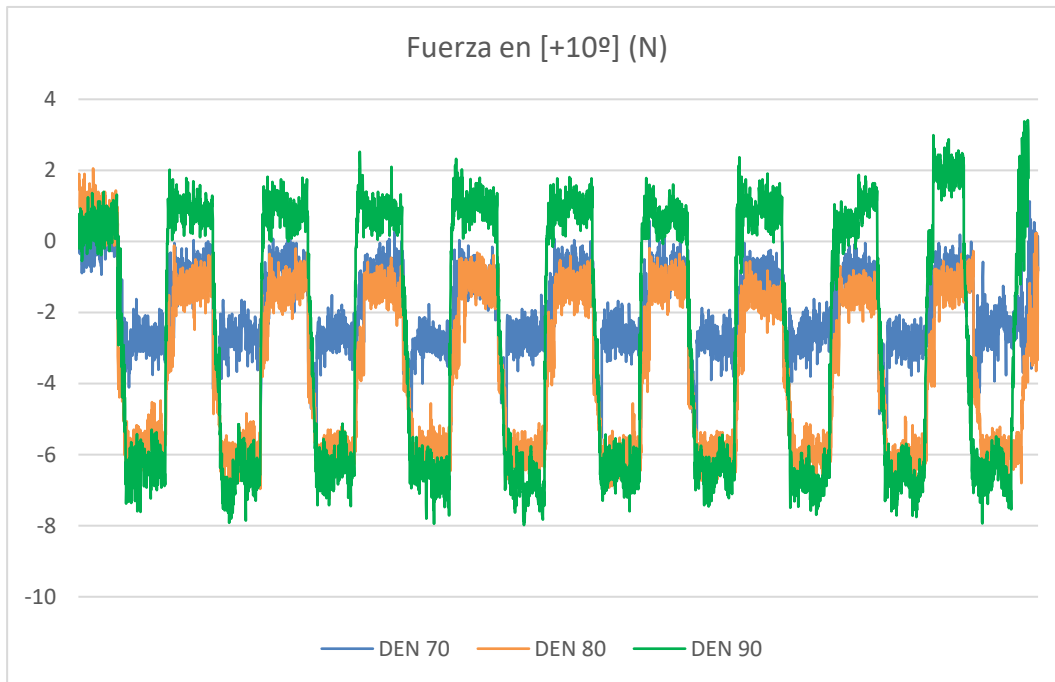


Fig. 66. Comparativa de los rangos de fuerza obtenidos con las diferentes densidades de relleno en la posición de 10°

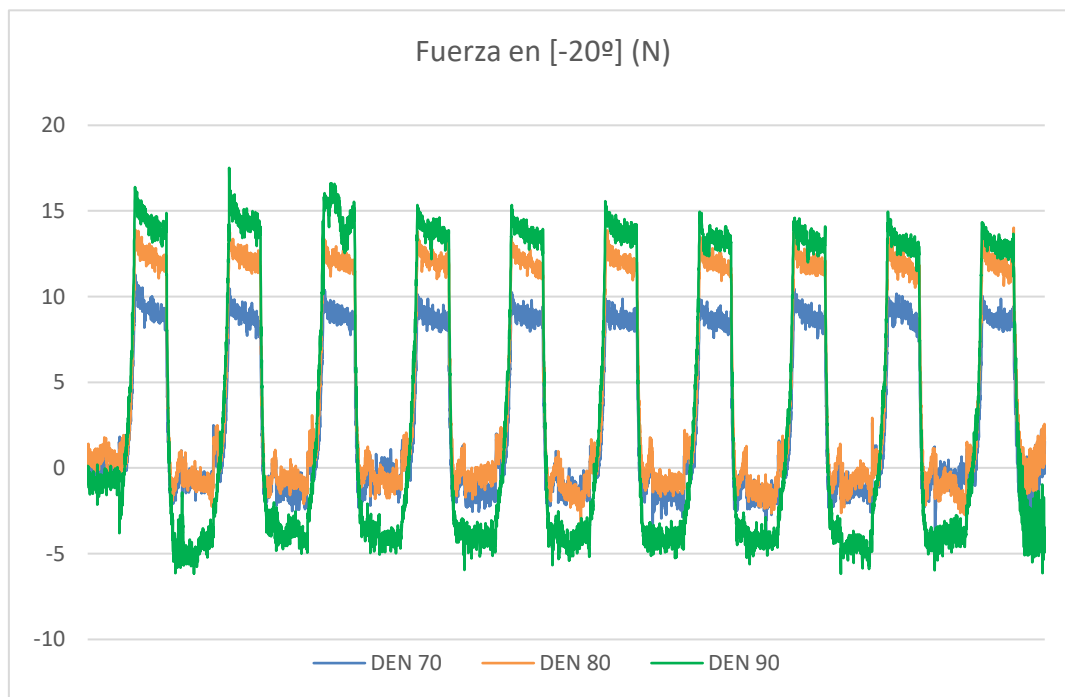


Fig. 67. Comparativa de los rangos de fuerza obtenidos con las diferentes densidades de relleno en la posición de -20°

Al igual que en el comportamiento dinámico, comprobamos que el valor de la fuerza obtenida es mayor cuanto mayor es la densidad de espuma. Los resultados de fuerza y momento generados son los siguientes:

Resultados del comportamiento estático						
Angulo	Densidad	d1(mm)	d2(mm)	F <sub>1</sub> (N)	F <sub>2</sub> (N)	M (N*m)
10	70	333,61	12,12	1,83	<b>50,37</b>	<b>0,61</b>
	80			4,64	<b>127,71</b>	<b>1,55</b>
	90			7,51	<b>206,69</b>	<b>2,51</b>
-20	70	439,15		10,08	<b>365,20</b>	<b>4,43</b>
	80			12,90	<b>467,37</b>	<b>5,66</b>
	90			17,99	<b>651,78</b>	<b>7,90</b>

Tabla 9. Cálculo de las fuerzas y los momentos generados en el dispositivo según los resultados del ensayo estático

Los resultados obtenidos en ambos estudios son muy similares. Sin embargo, observamos que bajo comportamiento estático se registran valores ligeramente menores, comparado con el estudio dinámico. Esto puede deberse a la velocidad de cambio de posición. Al llegar a la posición máxima se genera un pico de fuerza que baja rápidamente en consecuencia con el cambio de sentido de la marcha. Cuando mantenemos la posición fija unos segundos, se regula ese primer pico de fuerza que provoca al llegar a la posición.

densidades	Angulo	F <sub>2</sub> (N)		M <sub>2</sub> (N*m)	
		dinámico	estático	dinámico	estático
70	10	55,05	50,37	0,67	0,61
	-20	452,88	365,20	5,49	4,43
80	10	132,11	127,71	1,60	1,55
	-20	489,11	467,37	5,93	5,66
90	10	225,69	206,69	2,74	2,51
	-20	652,14	651,78	7,90	7,90

Tabla 10. Comparativa entre los resultados de los ensayos dinámicos y los estáticos.

Se observa una diferencia notable en las fuerzas resultantes entre las posiciones angulares de -20° y 10°. El modelo con 70% de densidad tiene una diferencia de fuerzas de 397,83 N; el modelo con 80% de densidad una diferencia de 357 N; y el modelo de densidad 90%, una diferencia de 426,45N.

## Ensayo estático escalonado

Para lograr tener una representación más clara del comportamiento de la unidad de amortiguación durante el cambio de posición angular, se analizará el comportamiento del modelo en un rango de posiciones más amplio [+20°; -20°] con las posiciones intermedias de (20°, 15°, 10°, -10°, -15°, -20°). Se tomará para el estudio el modelo de densidad 70%, dureza Shore 82A.

El estudio consistirá en varios ensayos estáticos de la fuerza resultante en las posiciones anteriormente descritas.

Obtenemos los valores promedio de fuerza (N) en las posiciones correspondientes, teniendo en cuenta la fuerza obtenida en la posición 0 de cada uno de los ensayos.

F [0°]	F [20°]	Fuerza neta [20°]
<b>4,233</b>	<b>-21,807</b>	<b>26,04</b>
F [0°]	F [15°]	Fuerza neta [15°]
<b>-0,013</b>	<b>-7,688</b>	<b>7,675</b>
F [0°]	F [10°]	Fuerza neta [10°]
<b>3,239</b>	<b>2,691</b>	<b>0,548</b>
F [0°]	F [-10°]	Fuerza neta [-10°]
<b>-3</b>	<b>-3,553</b>	<b>0,553</b>
F [0°]	F [-15°]	Fuerza neta [-15°]
<b>0,524</b>	<b>5,177</b>	<b>4,653</b>
F [0°]	F [-20°]	Fuerza neta [-20°]
<b>-1,19</b>	<b>8,89</b>	<b>10,08</b>

Tabla 11. Cálculo de la fuerza neta aplicada mediante la diferencia de la fuerza registrada en las posiciones de cada ensayo

A continuación, se obtienen los valores de la fuerza y el momento generados en cada posición angular.

Ángulo	F <sub>1</sub> (N)	d <sub>1</sub> (mm)	d <sub>2</sub> (mm)	F <sub>2</sub> (N)	M (N*m)
20	26,04	298,56	12,12	<b>641,40</b>	<b>7,77</b>
15	7,68	315,12	12,12	<b>199,53</b>	<b>2,42</b>
10	0,55	333,61	12,12	<b>15,08</b>	<b>0,18</b>
-10	0,55	413,20	12,12	<b>18,85</b>	<b>0,23</b>
-15	4,65	428,63	12,12	<b>164,54</b>	<b>1,99</b>
-20	10,08	439,15	12,12	<b>365,20</b>	<b>4,43</b>

Tabla 12. Cálculo de la fuerza y momento del dispositivo según los resultados del ensayo escalonado



De esta forma obtenemos las curvas de fuerza y momento generados en este modelo:

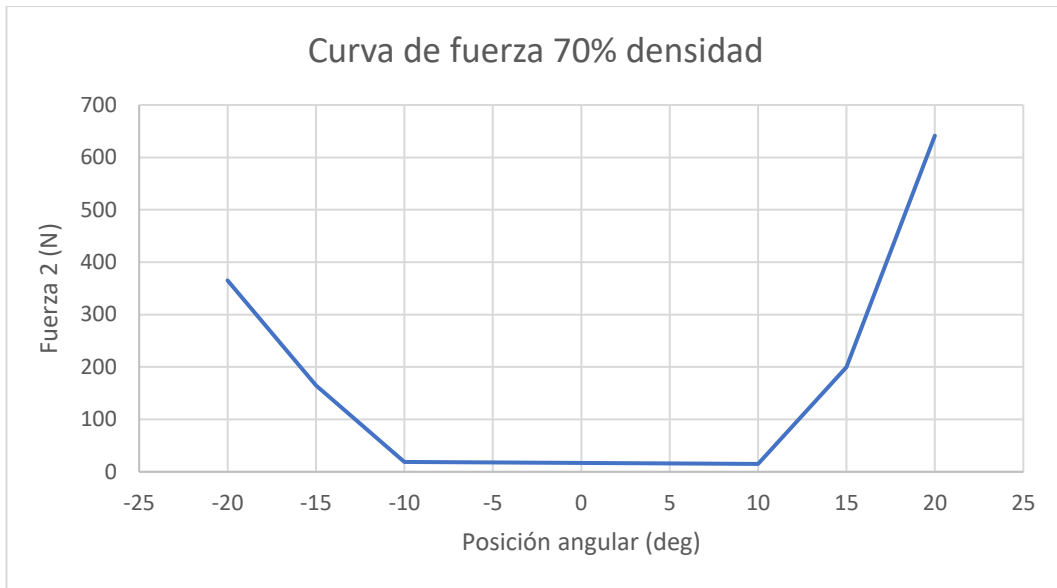


Fig. 68. Curva de fuerza generada en el dispositivo que indica el comportamiento de la unidad en función de la posición angular alcanzada

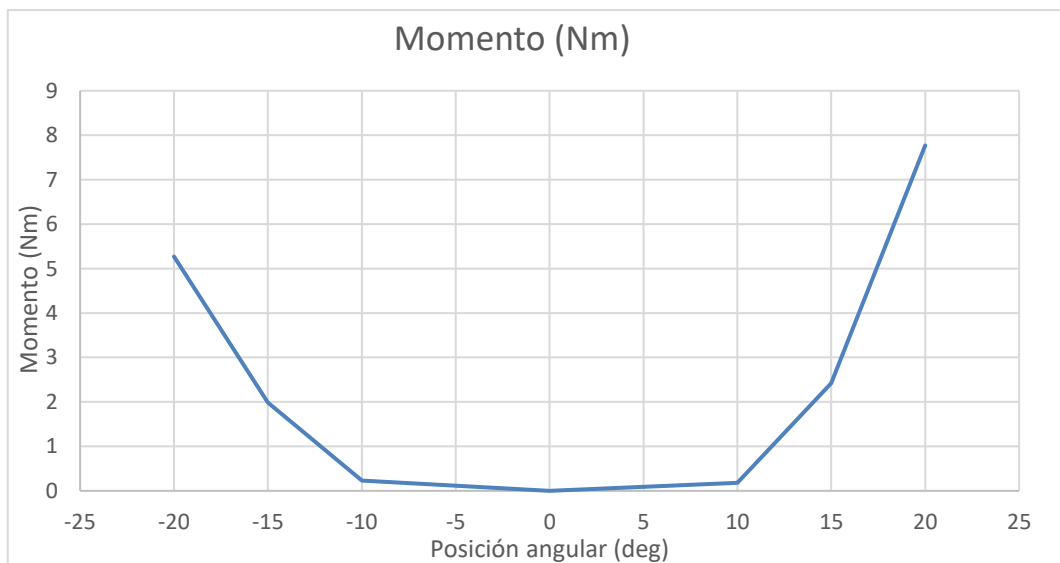


Fig. 69. Curva del momento generado en el dispositivo que indica el comportamiento de la unidad en función de la posición angular alcanzada

Cuanto mayor es el valor absoluto del ángulo de compresión al que están sometidas las unidades, mayor es la fuerza y el momento generado. Como se observa en ambas gráficas, este aumento de fuerza sigue una función exponencial.



Según los resultados, el módulo de la fuerza resultante es mayor en las posiciones angulares positivas (Dorsiflexión) si los comparamos con los resultados obtenidos en las posiciones angulares negativas (Flexión plantar). Como consecuencia, ocurre lo mismo con los resultados obtenidos en la Fuerza resultante de la unidad ( $F_2$ ) y en el momento generado ( $M$ ). Esto puede deberse a que el agarre inferior del D.A.F.O. esté cediendo cuando la posición angular es negativa y disminuya la resistencia que se debería estar ejerciendo contra el movimiento de la máquina.

## 4. Conclusiones

Tras el prototipado y los ensayos del dispositivo, se comprueba que el diseño permite controlar el movimiento ante la acción de una fuerza externa. El intercambio de las unidades de amortiguación se realiza de manera sencilla, ofreciendo adaptabilidad a las necesidades del usuario.

Los resultados obtenidos de los ensayos confirman la diferencia de rigidez entre las unidades de amortiguación en función de la densidad de relleno de la pieza. Sin embargo, solamente en la posición de  $-20^\circ$ , logra estar cerca del objetivo de soportar el 110% del peso corporal de una persona de 50kg, es decir 539N. El modelo de densidad 90 consigue superar el objetivo, pudiendo llegar a soportar alrededor de 66 kg de masa corporal. El modelo de densidad 80 soporta el 90% del peso objetivo (441 N), y el modelo de densidad 70 ronda el 80% de ese peso (392 N). Por otra parte, en la posición de  $+10^\circ$  no se supera el 50% del peso objetivo con ninguno de los modelos de densidad. Los momentos generados rondan los 5 Nm en la posición de  $-20^\circ$  con los modelos de densidades 70 y 80; mientras que en el caso del modelo de densidad 90 se consiguen 7,90 Nm. En consecuencia, los momentos generados en esta posición son mucho menores que en la de  $-20^\circ$ . También hay que tener en cuenta que los ensayos se realizan con un D.A.F.O. tienen dos dispositivos alineados, con dos unidades amortiguadoras para dorsiflexión y dos para flexión plantar. Esto significa que la fuerza aplicada por el banco de ensayos se distribuye sobre las dos unidades al mismo tiempo. Con estos resultados podríamos considerar aptas estas unidades para un perfil de usuario de con menor peso, como es el caso de niños de 3 a 8 años (14 - 25 kg) [29].

En cuanto a las gráficas de los ensayos estáticos para las posiciones escalonadas proporcionan datos más irregulares que en los anteriores estudios. Esto puede deberse a un fallo por alteraciones en la toma de datos por el ruido de la máquina, picos de fuerza de impacto inicial o por reajustes de la tara inicial que a veces ocasiona la máquina durante el ensayo. Estos ensayos se realizaron en días diferentes, habiendo desmontado los componentes de la máquina para realizar ensayos con otros prototipos, lo que también puede haber afectado en la calibración de la máquina.

Algunas líneas futuras que se podrían desarrollar a partir de este proyecto:

- Diseño del dispositivo:

Mejora de la estructura del dispositivo para aumentar la rigidez. Rediseño que aumente la distancia al tobillo para incrementar momento generado. Prototipado con materiales que generen menor fricción durante el movimiento.



Ajuste de tolerancias dimensionales. Depuración de los sistemas de unión entre el dispositivo y la órtesis.

- Unidades de amortiguación:

Realizar pruebas con más modelos hasta encontrar la combinación de dureza y densidad de relleno idónea. Experimentación con materiales de baja expansión al contraerse.

- Ensayos:

Simulación del ciclo de marcha en las distintas fases de apoyo o momentos de impacto y analizar las fuerzas resultantes en los puntos críticos. Repetición de los ensayos escalonados para cada modelo de unidad y solventar los errores presentes. Prueba del dispositivo con un usuario mediante el acople del dispositivo en un DAFO existente.



## 5. Bibliografía

- [1] «3Dnatives,» [En línea]. Available: <https://www.3dnatives.com/es/la-impresion-3d-170720182/#!>.
- [2] J. M. Barragán Cortés, «Biomecánica en las AFOS. AFO pediátricas,» *Revista Española de Podología*, 2012.
- [3] R. A. M. Andrew Haskell, «Biomecánica del pie,» 2016. [En línea]. Available: <https://musculoskeletalkey.com/biomechanics-of-the-foot/>.
- [4] F. Royano, «Anatomía y Biomecánica del Pie,» [En línea]. Available: <https://wellnessreal.es/anatomia-y-biomecanica-del-pie/>.
- [5] R. J. B. E. O. Barry Meadows, «Biomecánica de la cadera, la rodilla y el tobillo,» 2016. [En línea]. Available: <https://musculoskeletalkey.com/biomechanics-of-the-hip-knee-and-ankle/>.
- [6] M. A. Lascano Freire, «Tesis I. M. 162. Estudio de músculos neumáticos y determinación de parámetros funcionales para ser aplicado en una ortesis dinámica de pie-caído,» 2012.
- [7] G. Palomares, «gloriapalomares.com,» [En línea]. Available: <https://gloriapomares.com/reconocer-autentico-dafo-cascade/>.
- [8] F. O. M. E.C.O.T, «Ortesis dinámicas tipo D.A.F.O. Aproximación Biomecánica,» *Técnica Ortopédica Internacional*.
- [9] D. Cascade, «cascadedafa.com,» [En línea]. Available: <https://cascadedafa.com/products/custom-dafo>.
- [10] D. Cascade, «cascadedafa.com,» [En línea]. Available: [product-sheet\\_dafo-softback.pdf \(daniz53y71u1s.cloudfront.net\)](https://daniz53y71u1s.cloudfront.net/product-sheet_dafo-softback.pdf).
- [11] D. Cascade, «cascadedafa.com,» [En línea]. Available: [product-sheet\\_dafo-35-v3.pdf \(daniz53y71u1s.cloudfront.net\)](https://daniz53y71u1s.cloudfront.net/product-sheet_dafo-35-v3.pdf).
- [12] D. Cascade, «cascadedafa.com,» [En línea]. Available: [product-sheet\\_dafo-flexisport.pdf \(daniz53y71u1s.cloudfront.net\)](https://daniz53y71u1s.cloudfront.net/product-sheet_dafo-flexisport.pdf).



[13 D. Cascade, «cascadedafa.com,» [En línea]. Available: product-sheet\_dafo-tami-2-block.pdf (daniz53y71u1s.cloudfront.net).

[14 Tamarack Habilitation Technologies, [En línea]. Available: <https://beckerwebsite.blob.core.windows.net/forms/tfh-indications-spanish.pdf>.

[15 FIOR & GENTZ, «Sistemas de articulación de tobillo,» [En línea]. Available: <https://www.fior-gentz.de/en/products/system-joints-for-producing-custom-made-orthoses/system-ankle-joints.html>.

[16 FIOR & GENTZ, «NEURO CLASSIC STATIC,» [En línea]. Available: <https://www.fior-gentz.de/en/products/system-joints-for-producing-custom-made-orthoses/system-ankle-joints/neuro-classic-static.html>.

[17 FIOR & GENTZ, «NEURO VARIO CLASSIC,» [En línea]. Available: <https://www.fior-gentz.de/en/products/system-joints-for-producing-custom-made-orthoses/system-ankle-joints/neuro-vario-classic.html>.

[18 FIOR & GENTZ, «NEURO VARIO CLASSIC 2,» [En línea]. Available: <https://www.fior-gentz.de/en/products/system-joints-for-producing-custom-made-orthoses/system-ankle-joints/neuro-vario-classic-2.html>.

[19 FIOR & GENTZ, «NEURO VARIO SWING,» [En línea]. Available: <https://www.fior-gentz.de/en/products/system-joints-for-producing-custom-made-orthoses/system-ankle-joints/neuro-vario-swing.html>.

[20 FIOR & GENTZ, «NEURO SWING CLASSIC,» [En línea]. Available: <https://www.fior-gentz.de/en/products/system-joints-for-producing-custom-made-orthoses/system-ankle-joints/neuro-swing-classic.html>.

[21 FIOR & GENTZ, «NEURO SWING,» [En línea]. Available: <https://www.fior-gentz.de/en/products/system-joints-for-producing-custom-made-orthoses/system-ankle-joints/neuro-swing.html>.

[22 FIOR & GENTZ, «NEURO HiSWING,» [En línea]. Available: <https://www.fior-gentz.de/en/products/system-joints-for-producing-custom-made-orthoses/system-ankle-joints/neuro-hiswing.html>.

[23 FIOR & GENTZ, «Materiales y herramientas».  
]



- [24 tresdpro, «Propiedades del PLA para impresión 3D,» [En línea]. Available:  
] <https://tresdpro.com/que-es-el-material-pla/>.
- [25 Ultimaker, «Ficha de datos técnicos TPU,» [En línea]. Available:  
] <https://jimdo-storage.global.ssl.fastly.net/file/4fd1cf10-5a87-4703-947e-96540a5aa56b/TDS%20TPU%2095A%20v3.010-spa-ES.pdf>.
- [26 Abax3dtech, «Características de los filamentos flexibles,» [En línea].  
] Available: <https://abax3dtech.com/2021/02/09/tpu-y-tpe-caracteristicas-de-los-filamentos-flexibles/>.
- [27 Recreus, «Filamento FilaFlex TPU,» [En línea].  
]
- [28 G. S. Martínez, «Diseño, desarrollo y prototipado de un sistema de ensayo  
] a fatiga para piezas impresas en 3D,» 2021. [En línea]. Available:  
<https://uvadoc.uva.es/handle/10324/47268>.
- [29 V. Medina, «Pesos y estatura del bebé, niño y niña,» 2022. [En línea].  
] Available:  
[https://www.guiainfantil.com/salud/embarazo/tabla\\_pesos.htm](https://www.guiainfantil.com/salud/embarazo/tabla_pesos.htm).
- [30 «dDiseño y control de ortesis dafo activa,» 2011.  
]
- [31 «Ortosur,» [En línea]. Available: <https://www.ortosur.es/que-es-ortesis-dafo/>.  
]
- [32 «Ortopedia técnica vegeta,» [En línea]. Available:  
] <https://www.ortosur.es/que-es-ortesis-dafo/>.
- [33 D. Cascade, «casacdedafo.com,» [En línea]. Available: product-sheet\_dafo-  
] 2.pdf (daniz53y71u1s.cloudfront.net).
- [34 K. Dorado, «Impresión 3D en el sector sanitario,» 2021. [En línea].  
] Available: <https://notigrafix.com/2021/08/06/impresion-3d-en-el-sector-sanitario/>.
- [35 fior. [En línea]. Available: [https://www.fior-](https://www.fior-gentz.de/fileadmin/user_upload/pdf/prospekte/PR0256-GB_Leaflet_plug_go_Modularity.pdf)  
] [gentz.de/fileadmin/user\\_upload/pdf/prospekte/PR0256-GB\\_Leaflet\\_plug\\_go\\_Modularity.pdf](https://www.fior-gentz.de/fileadmin/user_upload/pdf/prospekte/PR0256-GB_Leaflet_plug_go_Modularity.pdf).
- [36 FIOR & GENTZ, «Prospecto NEURO SWING,» [En línea]. Available:  
] <https://www.fior->



gentz.de/fileadmin/user\_upload/pdf/prospekte/PR0242-  
GB\_Leaflet\_NEURO\_SWING\_System\_Ankle\_Joints.pdf.

[37 Clínica Fuensalud, «Pronador o supinador,» 2019. [En línea]. Available:  
] <https://www.clinicafuensalud.com/pronador-o-supinador-que-tipo-de-pisada-tenes/>.

[38 M. Perez, «El cuerpo humano extremidades inferiores,» [En línea].  
] Available:  
[http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lmt/perez\\_m\\_f/capitulo3.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/perez_m_f/capitulo3.pdf).



## 6. Anexos

### Gráficas

Comportamiento dinámico de los modelos de densidad de relleno al 70, 80 y 90%:

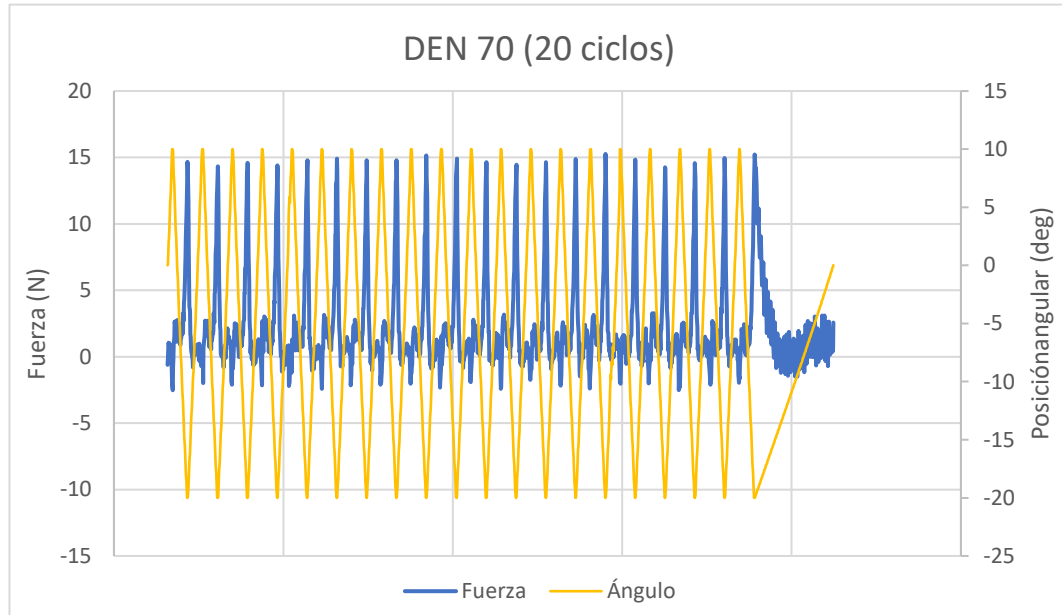


Fig. 70. Ensayo dinámico densidad 70

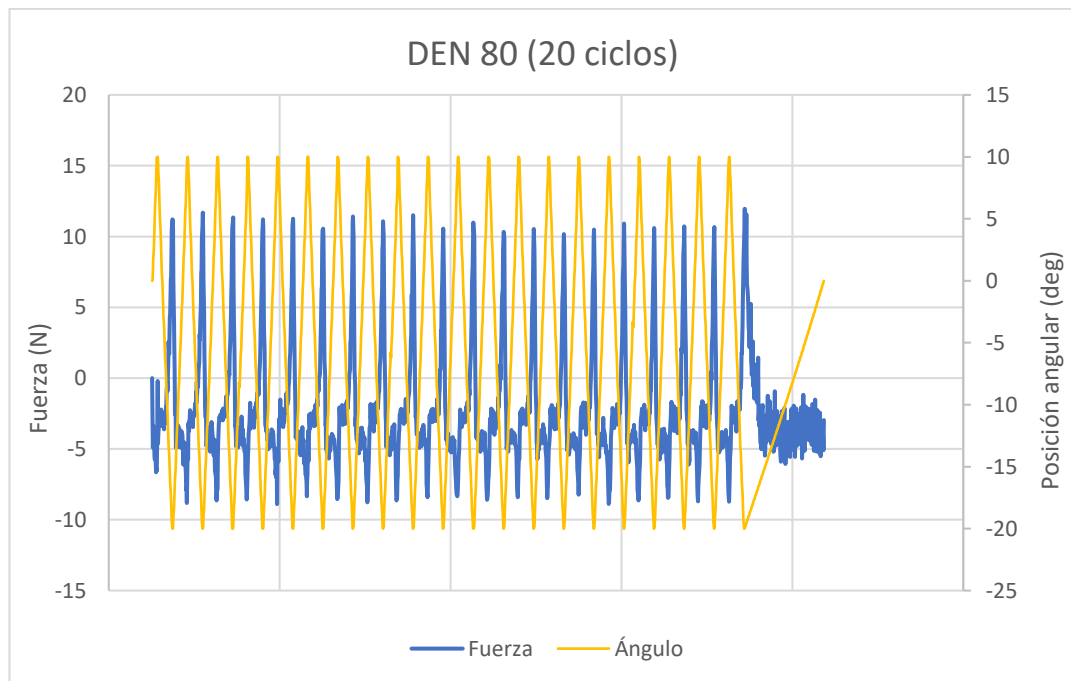


Fig. 71. Ensayo dinámico densidad 80

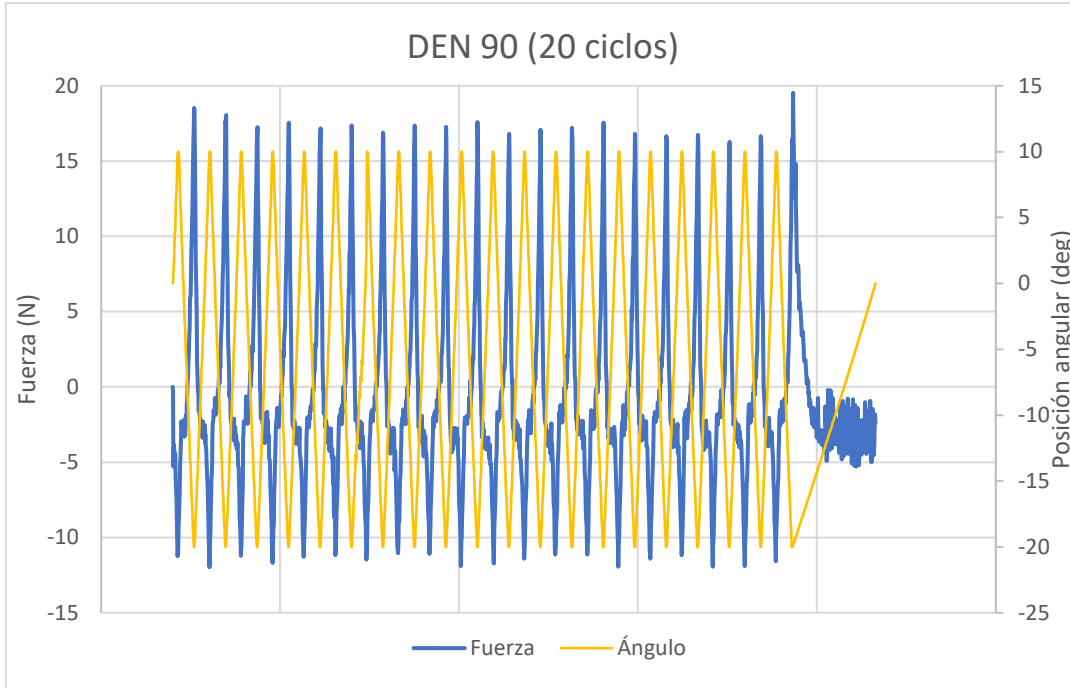


Fig. 72. Ensayo dinámico densidad 90

Comportamiento estático de los modelos de densidad de relleno al 70, 80 y 90%:

- Posición angular de -20 grados:

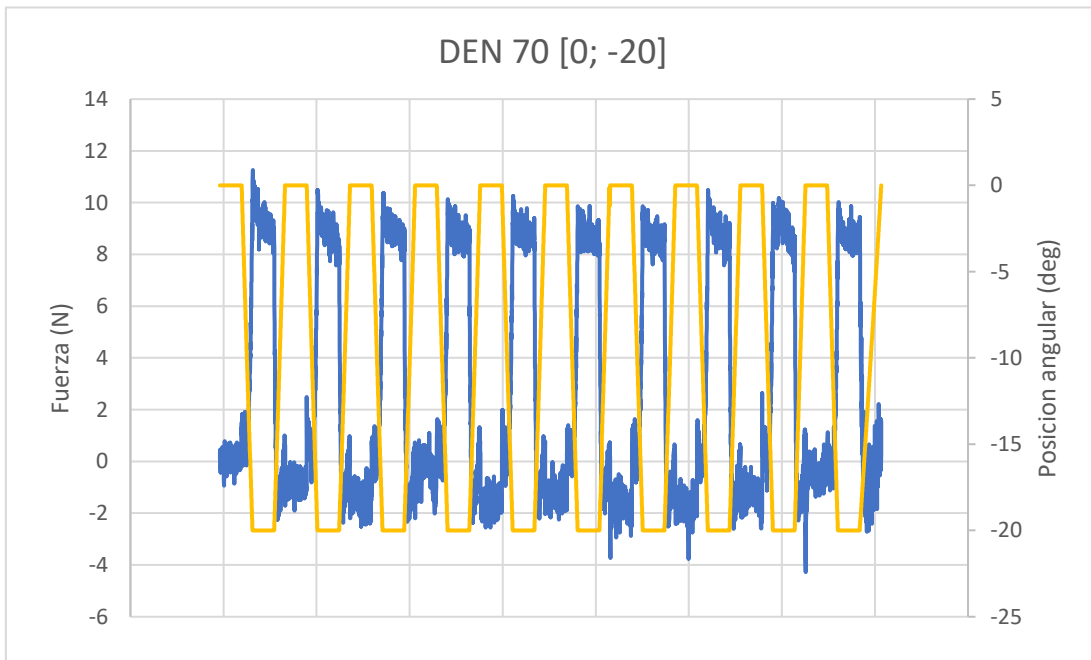


Fig. 73. Ensayo estático densidad 70, [0; -20°]

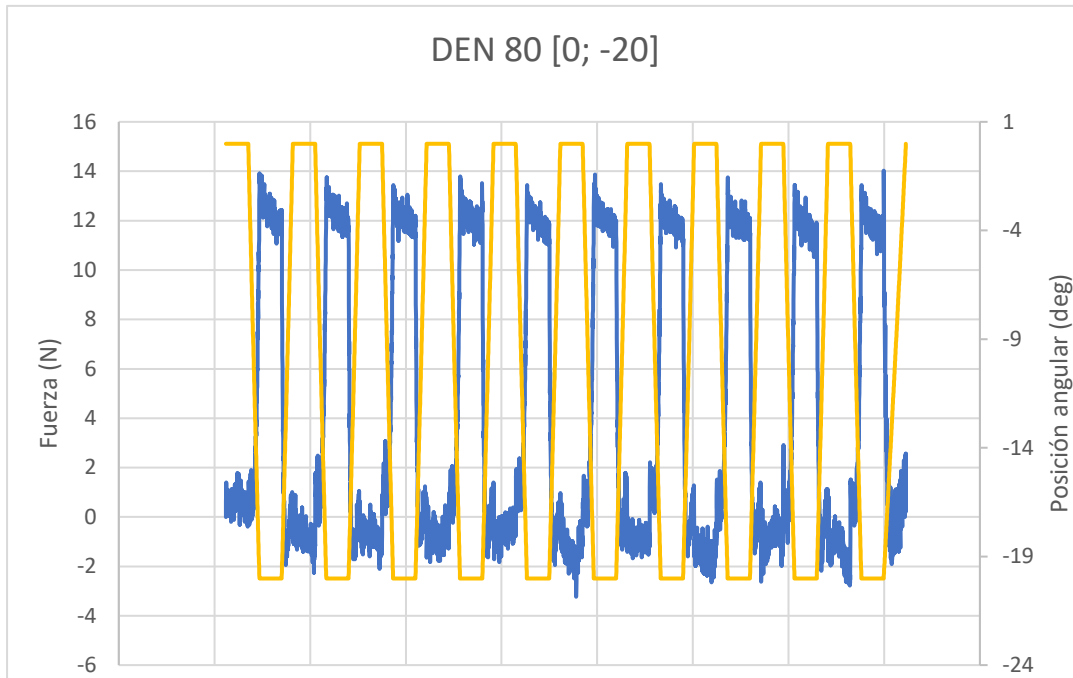


Fig. 75. Ensayo estático densidad 80, [0; -20°]

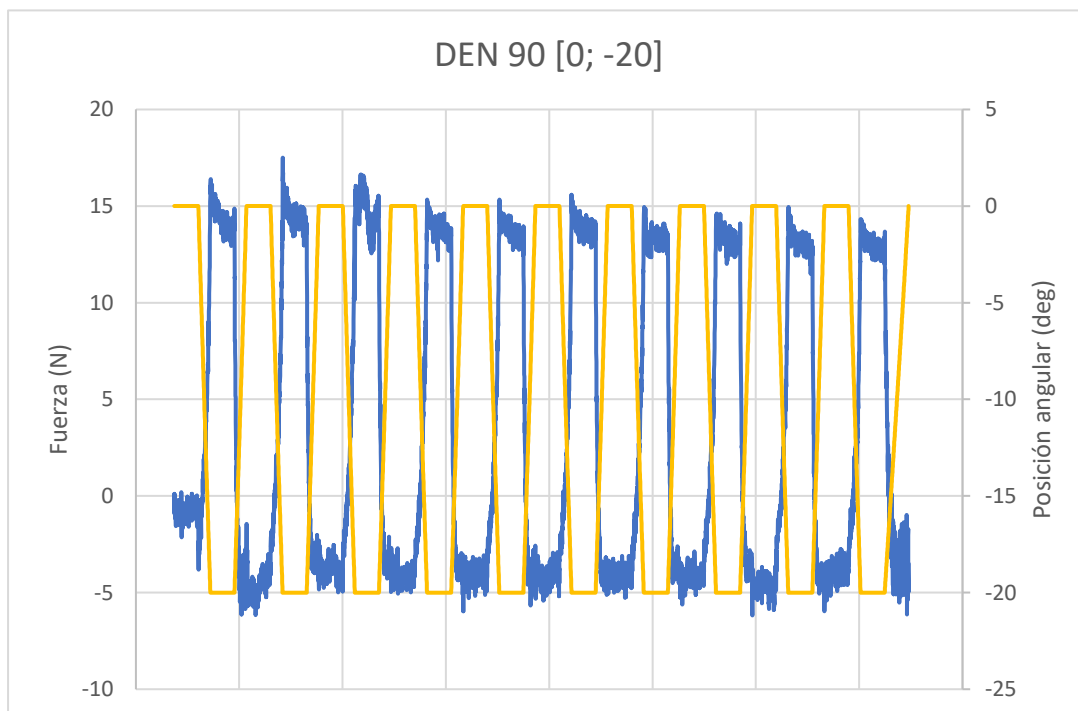


Fig. 74. Ensayo estático densidad 90, [0; -20°]

- Posición angular de 10 grados:

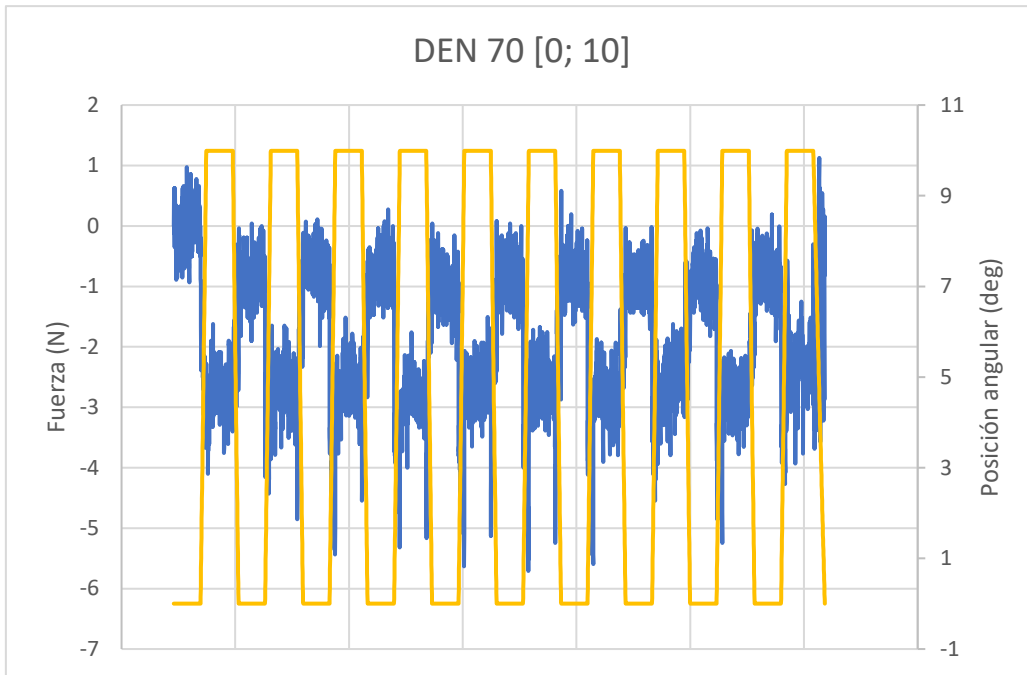


Fig. 76. Ensayo estático densidad 70, [0; 10°]

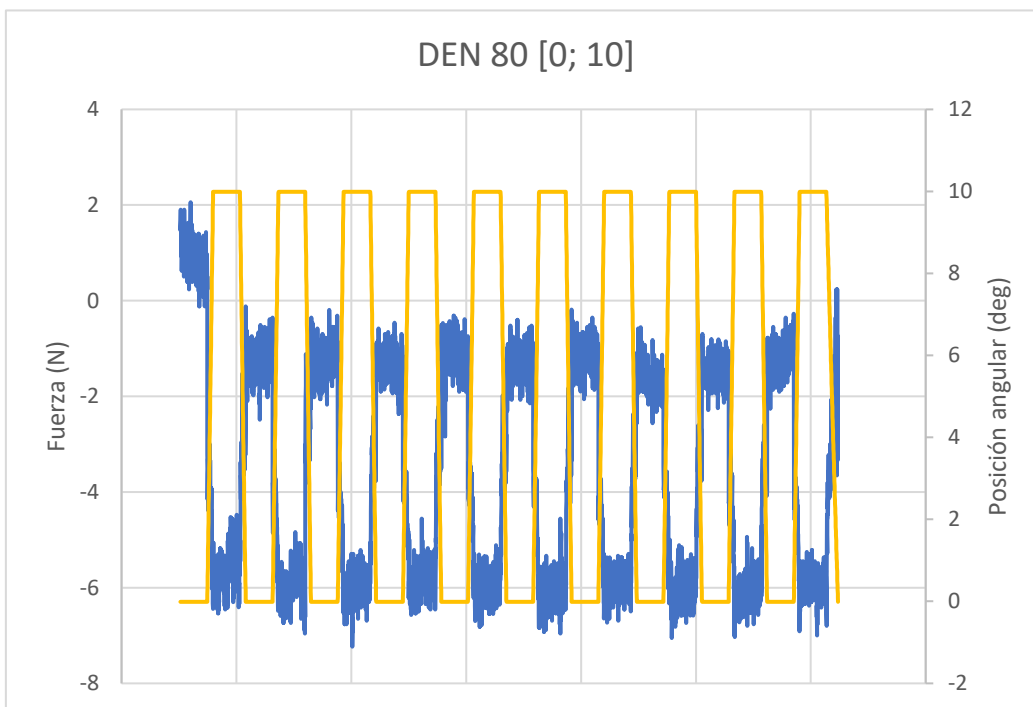


Fig. 77. Ensayo estático densidad 80, [0; 10°]

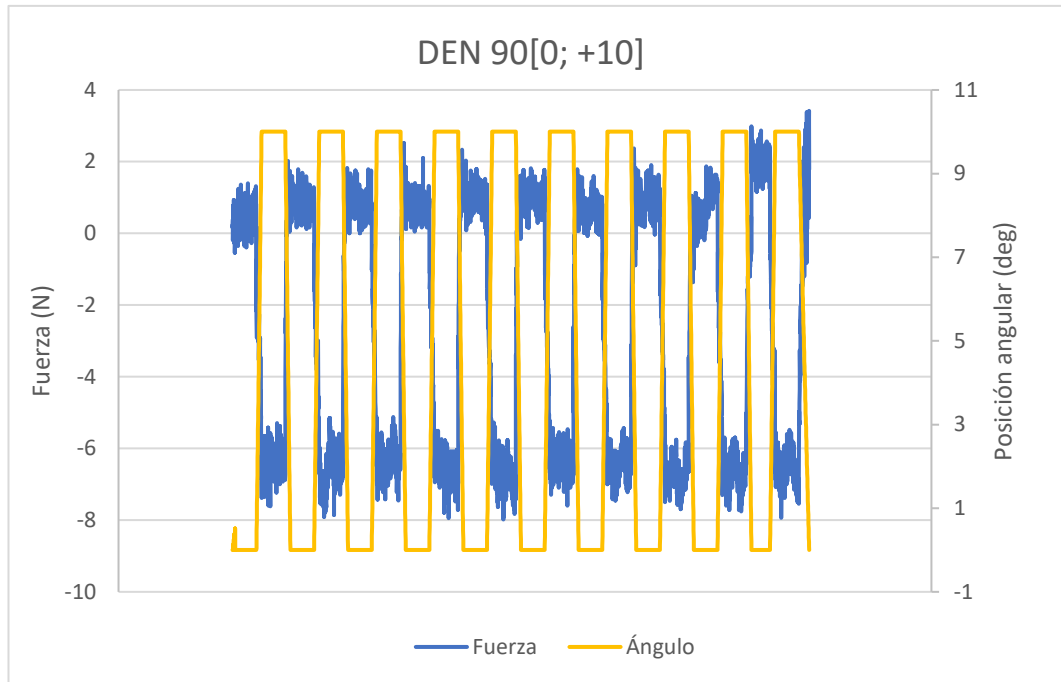


Fig. 78. Ensayo estático densidad 90, [0; 10°]

Comportamiento estático escalonado del modelo de densidad 70, en las posiciones angulares de 20, 15, 10, -10, -15, y -20 grados:

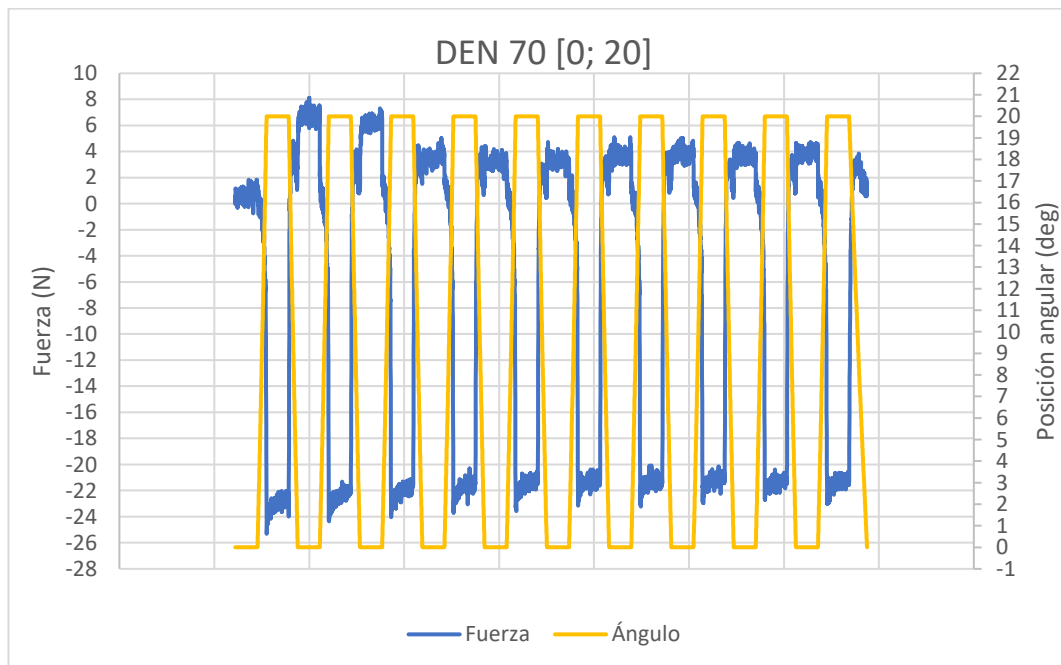


Fig. 79. Ensayo estático escalonado [0; 20°]

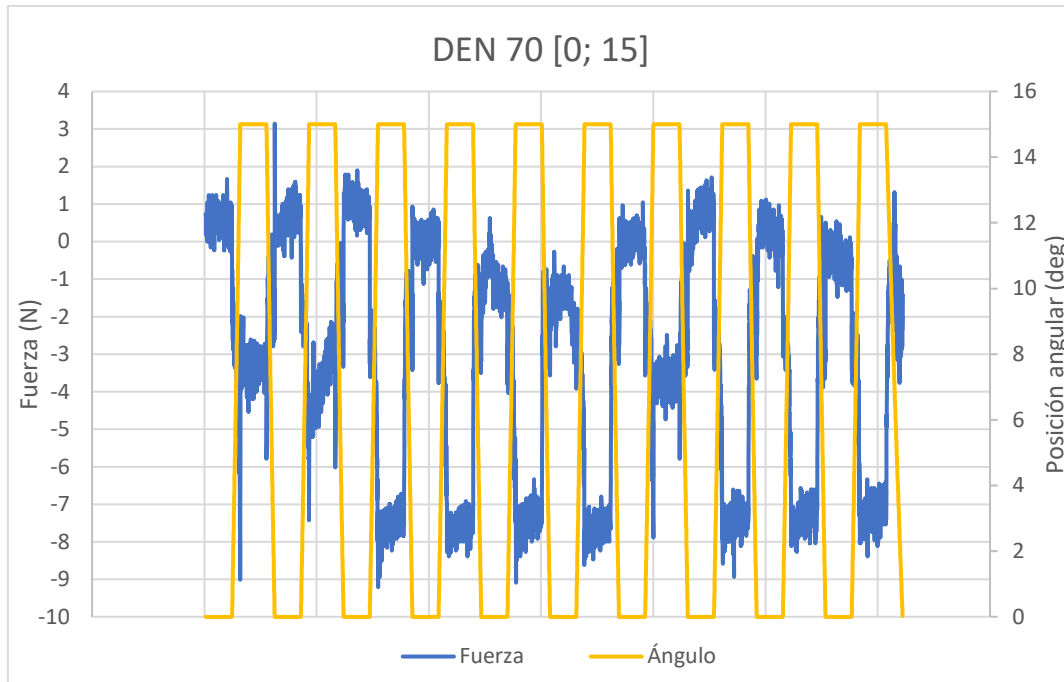


Fig. 80. Ensayo estático escalonado [0; 15°]

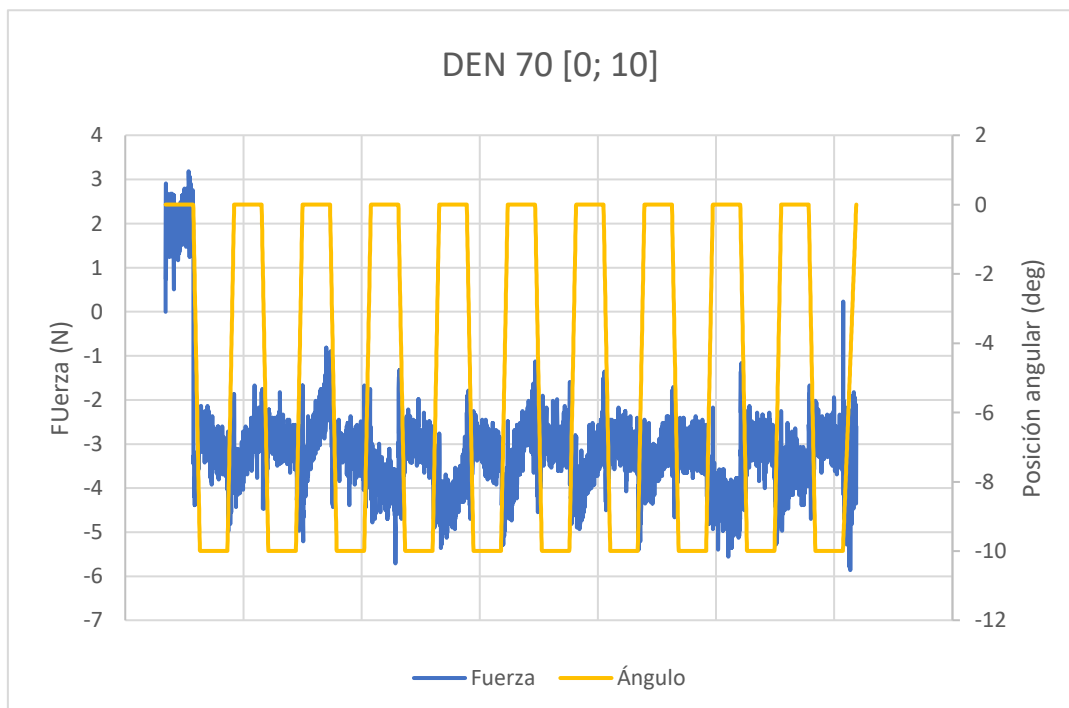


Fig. 81. Ensayo estático escalonado [0; 10°]

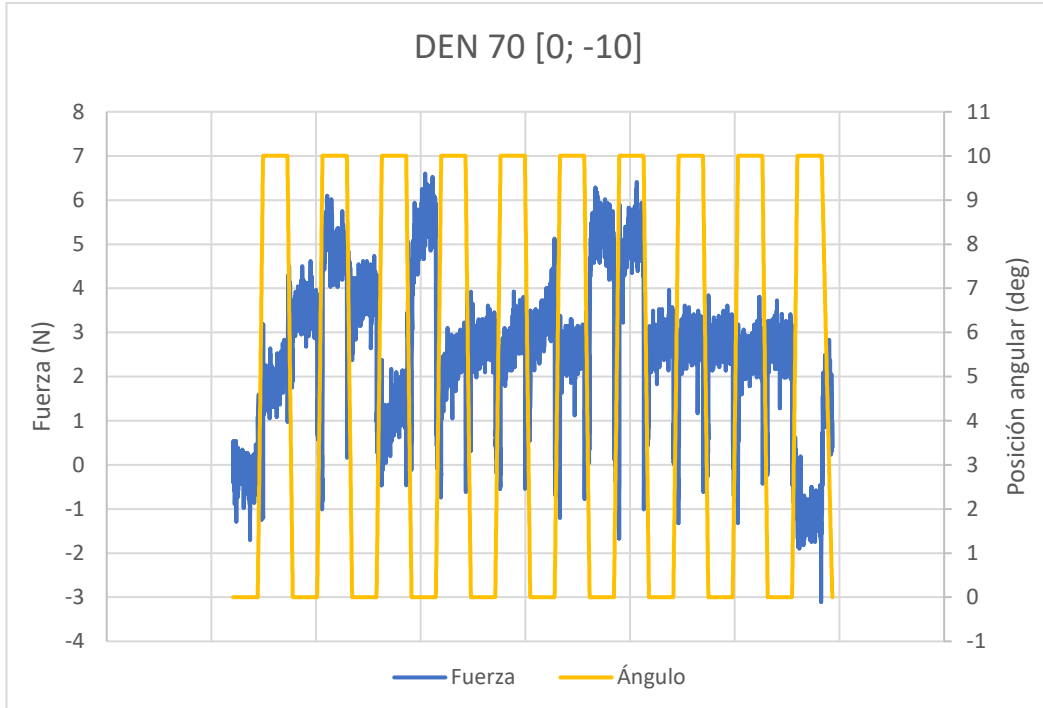


Fig. 82. Ensayo estático escalonado [0; -10°]

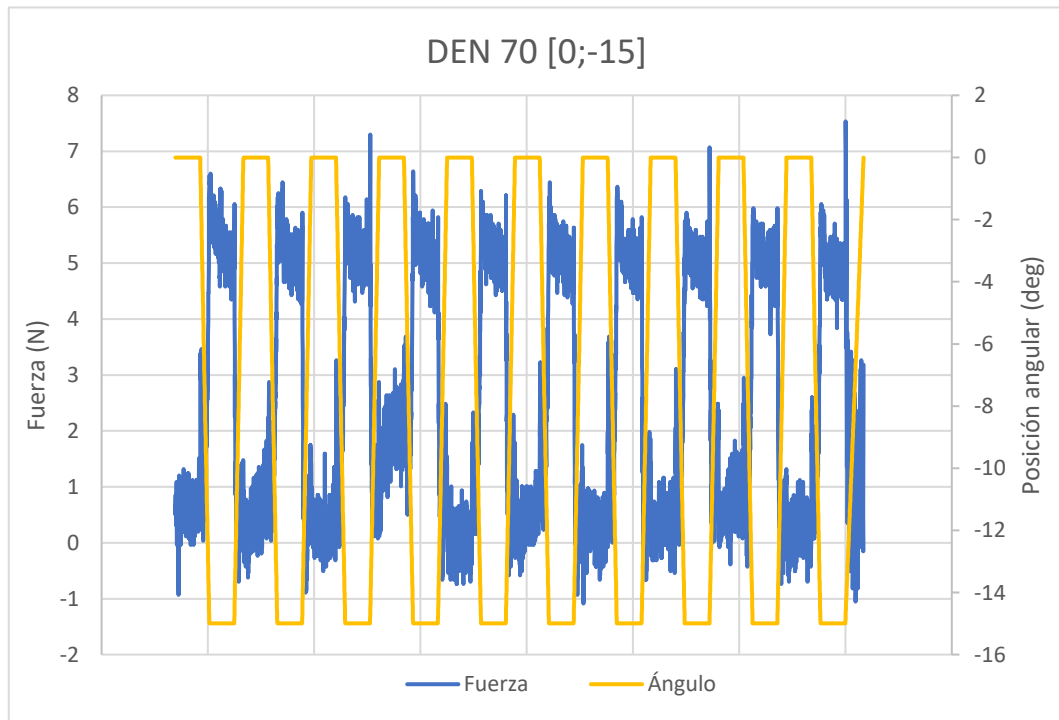


Fig. 83. Ensayo estático escalonado [0; -15°]

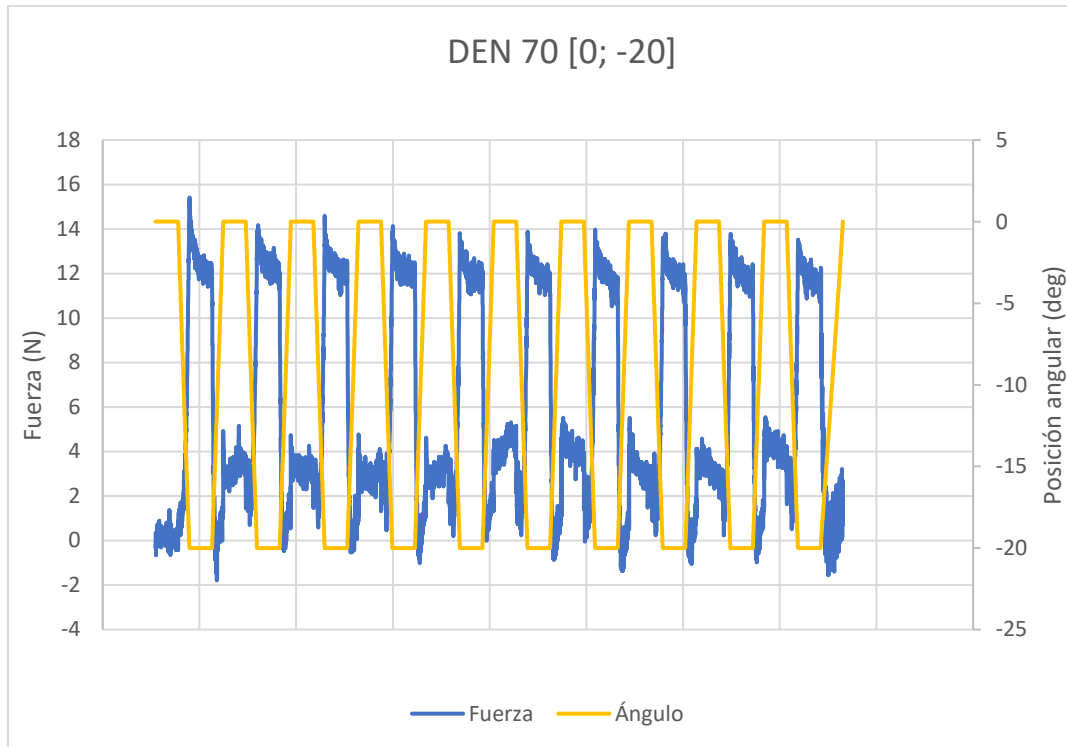
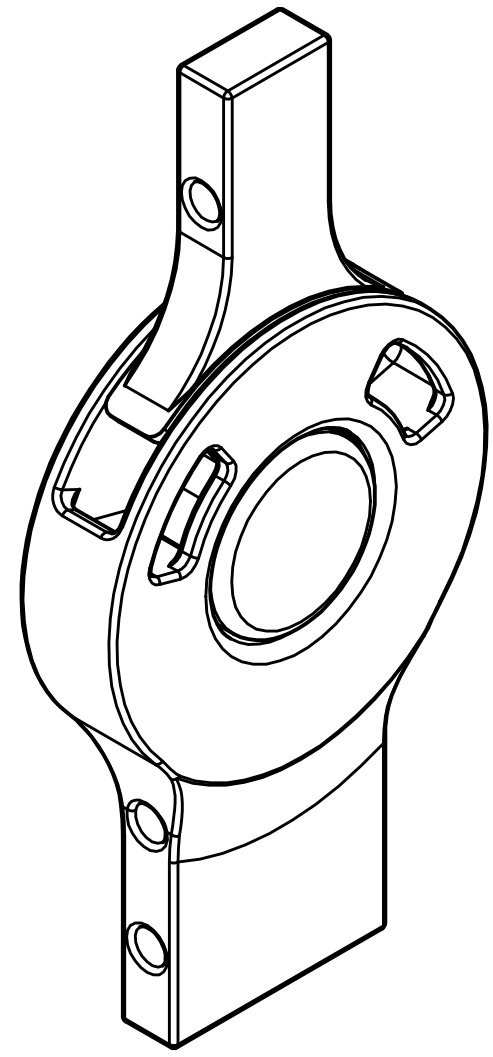
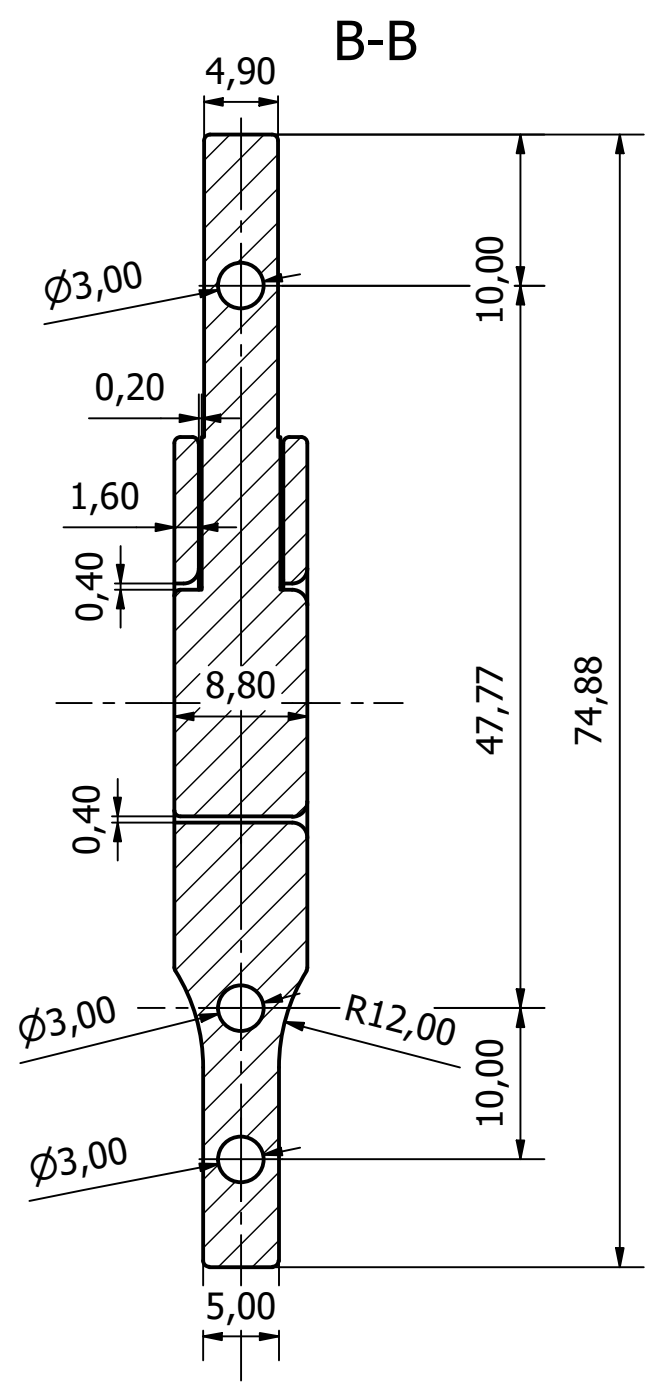
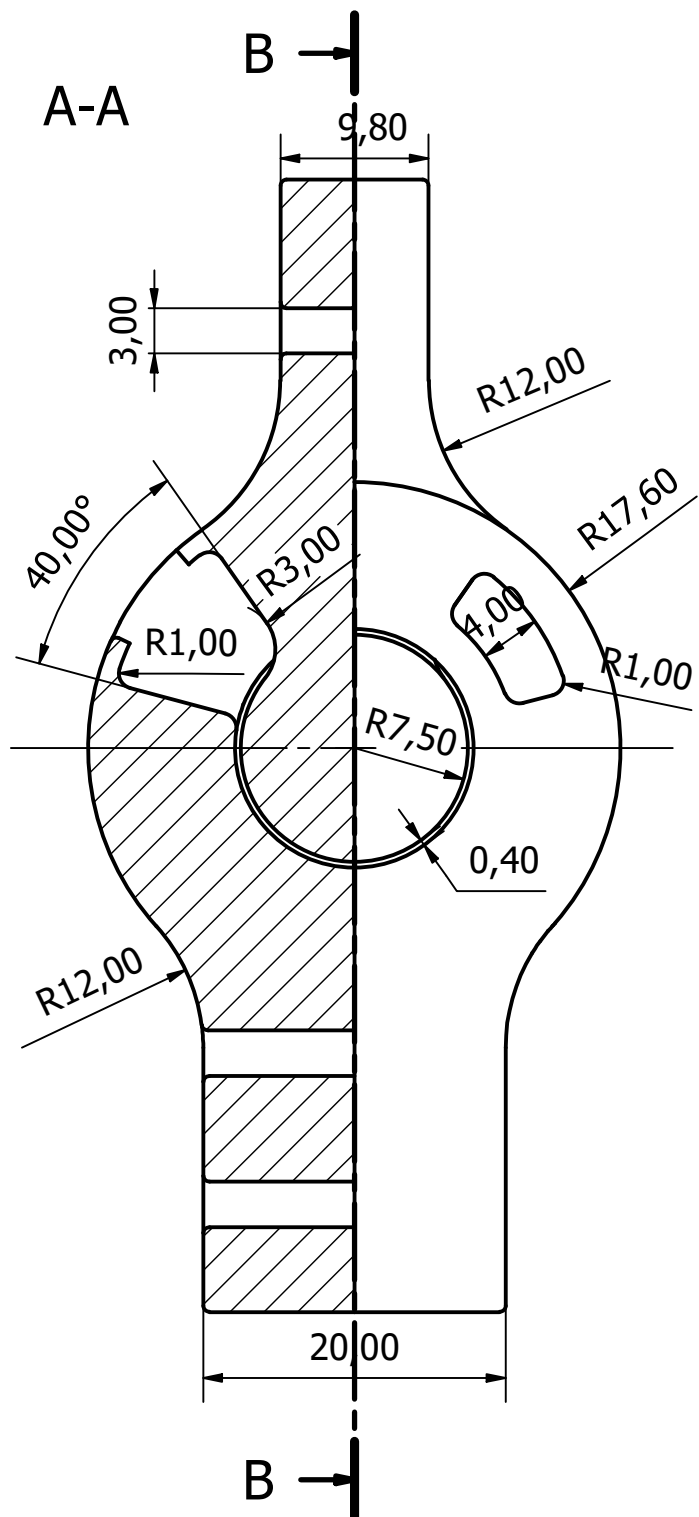


Fig. 84. Ensayo estático escalonado [0; -20°]

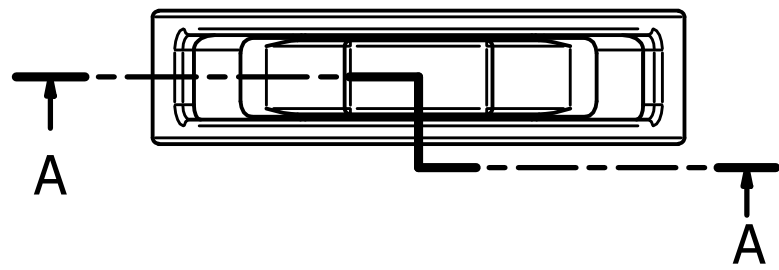
### Planos

1. Dispositivo
2. Unidad de Amortiguación
3. Agarre Base
4. Agarre pierna

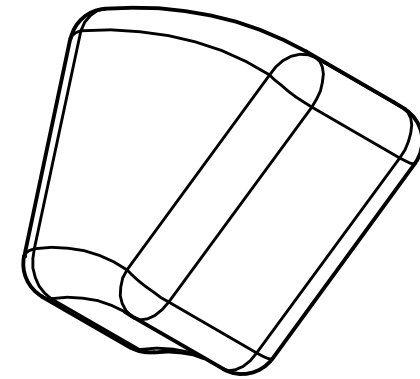
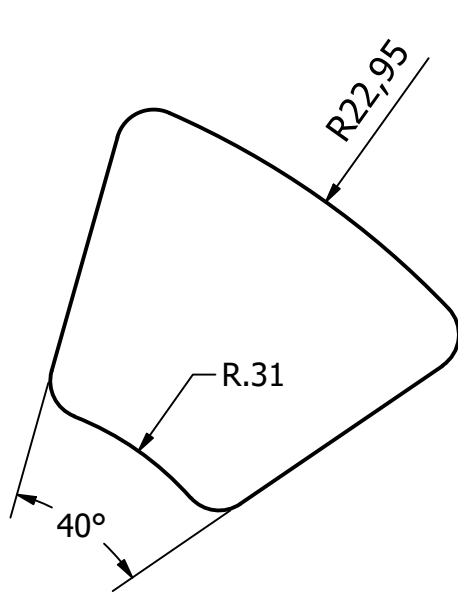




Redondeos 0,4 mm

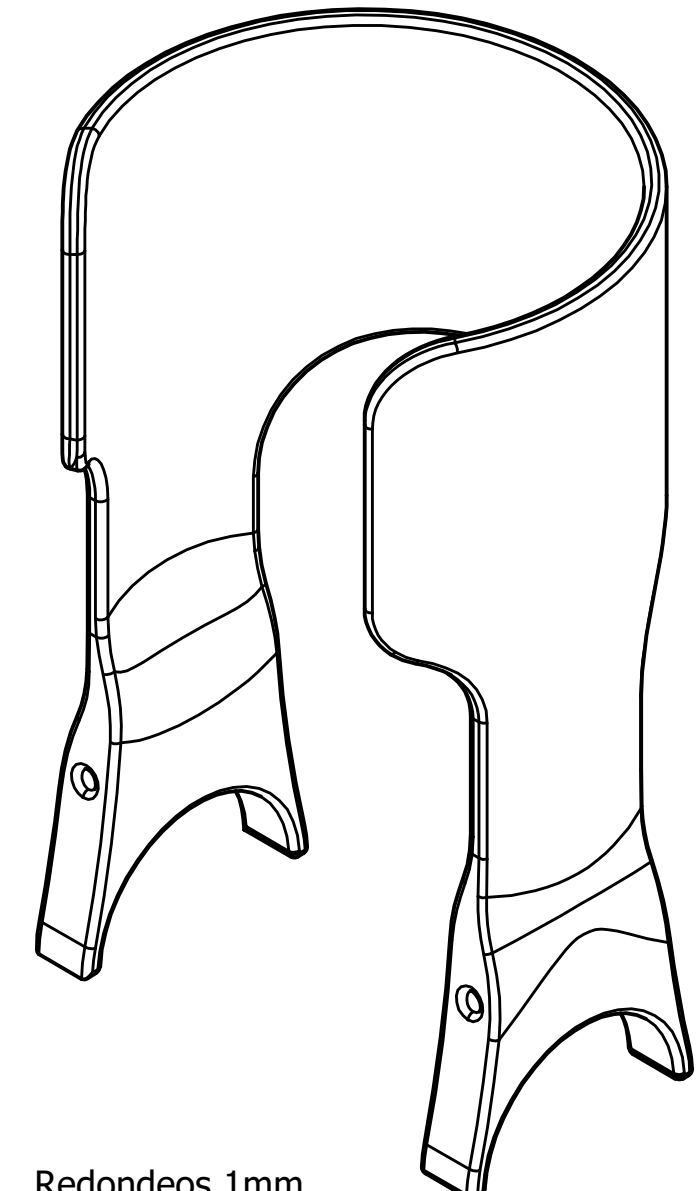
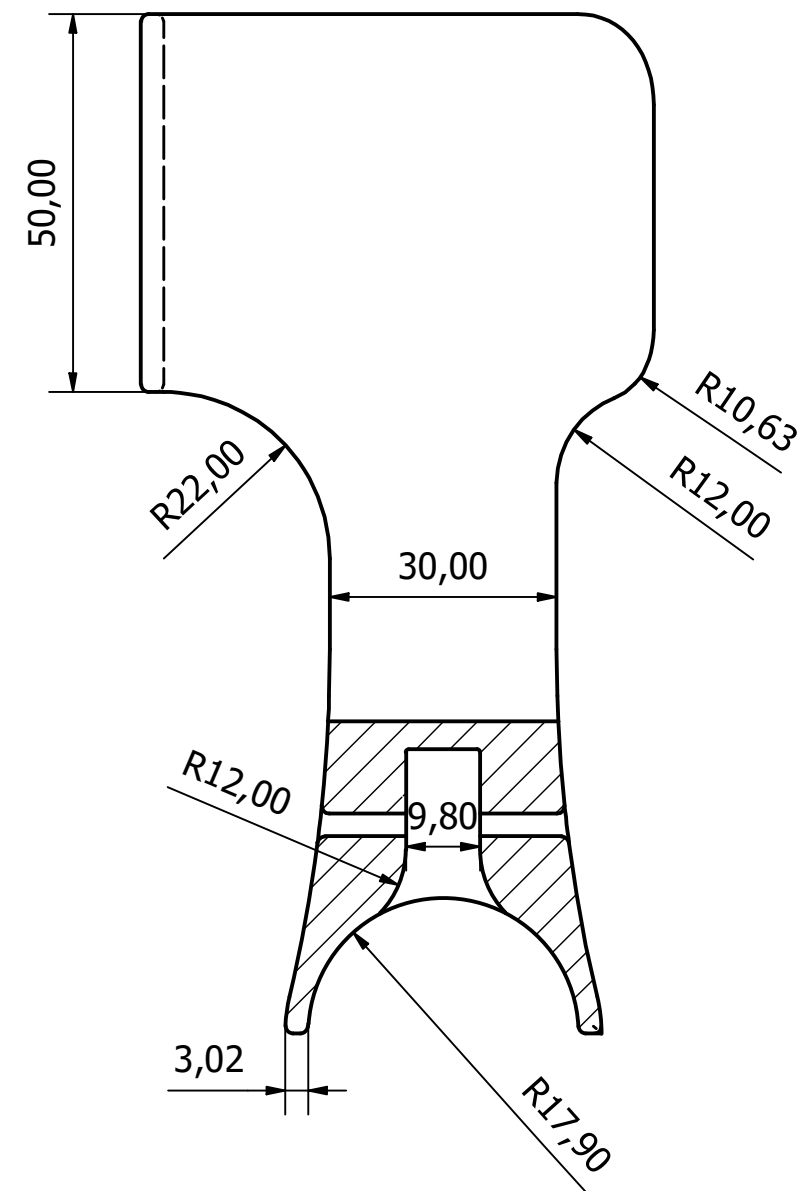
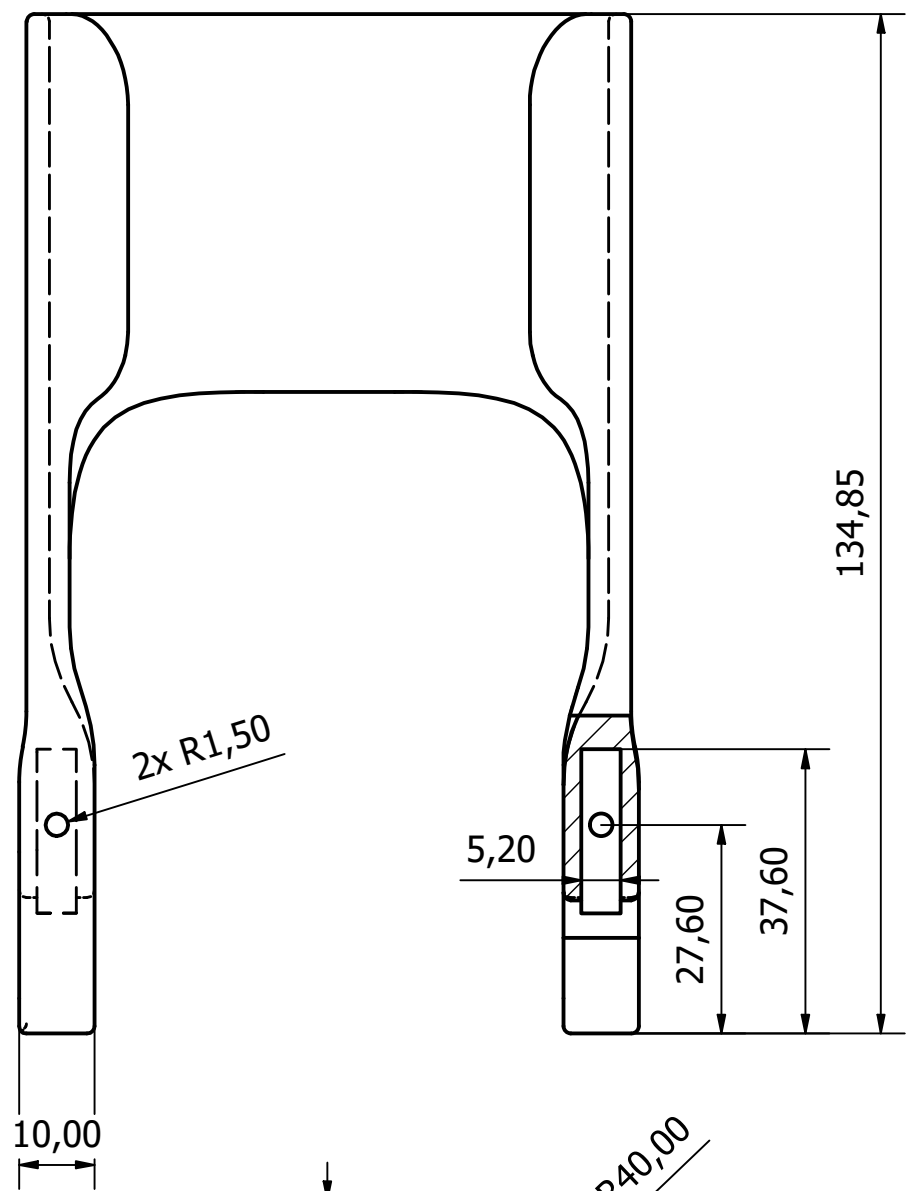


DRAWN Lucía Largo Martínez-Alarcón		13/07/2022	
CHECKED			
QA			
MFG			
APPROVED			
		TITLE Dispositivo	
SIZE A3	DWG NO Dispositivo	REV	
SCALE 2	SHEET 2 OF 2		



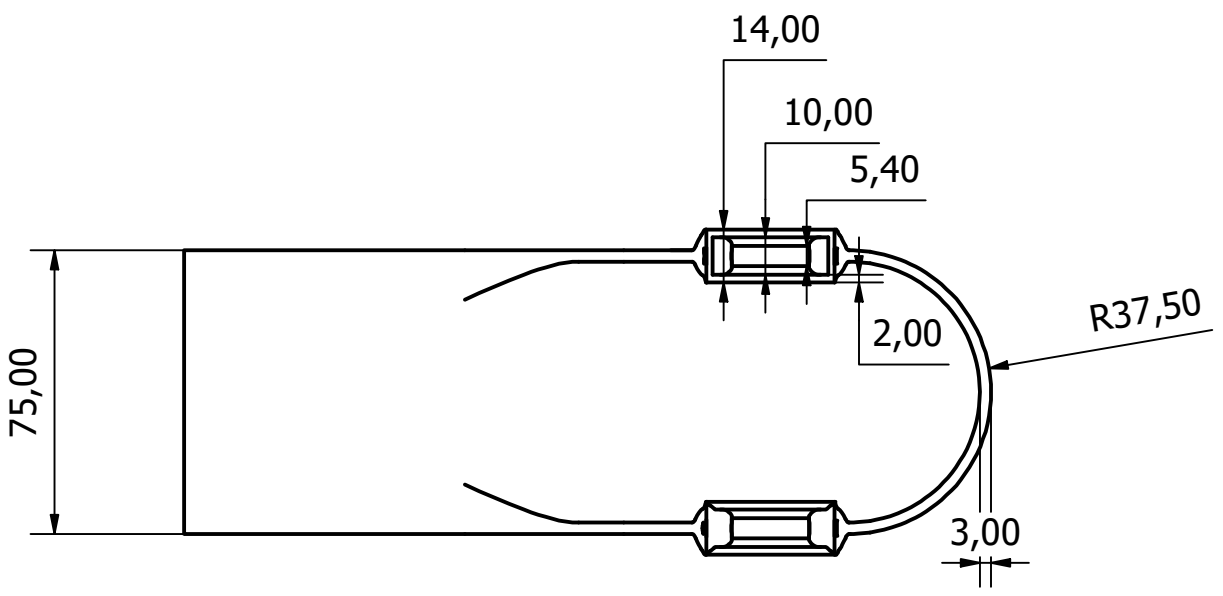
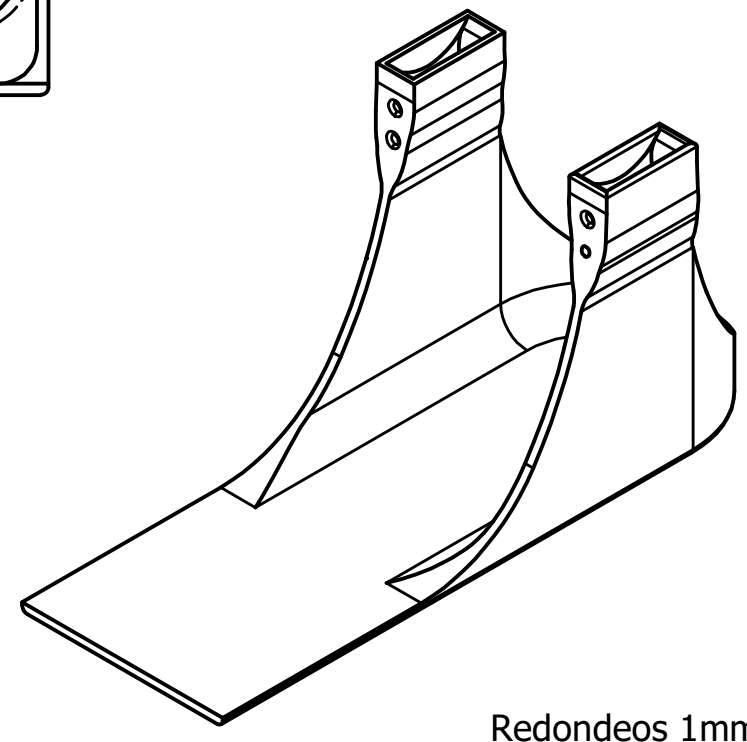
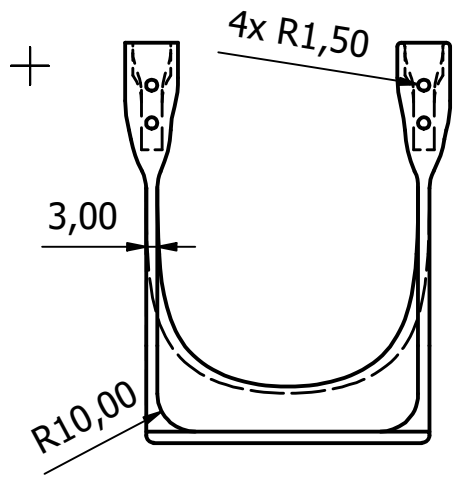
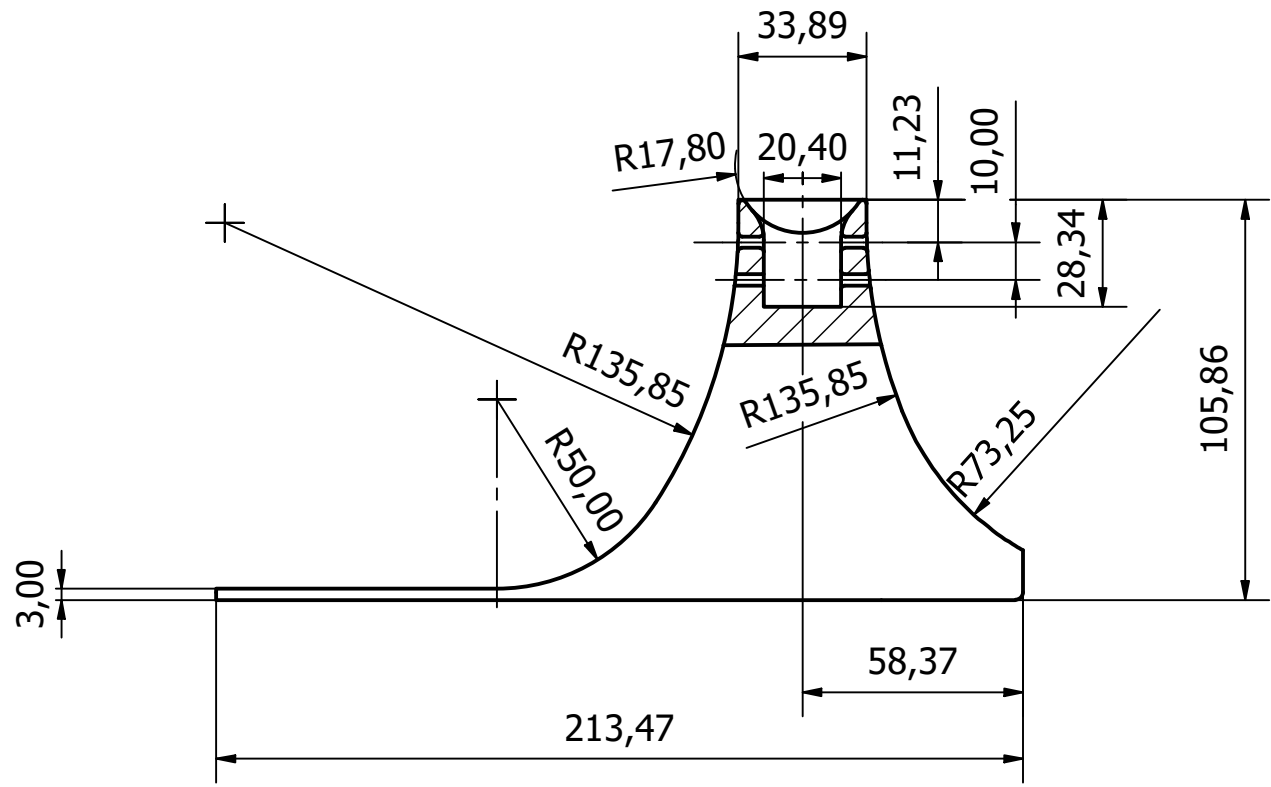
Redondeos 1 mm

DRAWN	Lucía Largo Martínez-Almeida			
CHECKED				
QA		TITLE		
MFG		Unidad de amortiguación		
APPROVED				
		SIZE	DWG NO	REV
		A4	Unidad de amortiguación	
		SCALE	5:1	SHEET 1 OF 1



Redondeos 1mm

DRAWN Lucía Largo Martínez-Almeida		14/07/2022	
CHECKED			
QA			
MFG			
APPROVED			
TITLE		Agarre Pierna D.A.F.O.	
SIZE A3	DWG NO Agarre Pierna	REV	
SCALE 1 : 1	SHEET 1 OF 1		



DRAWN Lucía Largo Martínez-Alarcón		14/07/2022		TITLE  <b>Agarre Base D.A.F.O.</b>	
CHECKED					
QA					
MFG					
APPROVED				SIZE <b>A3</b>	
				DWG NO <b>Agarre Base</b>	
		SCALE 1 : 2		REV	
				SHEET 1 OF 1	