

Trabajo de Fin de Grado
Grado en Ingeniería de Tecnologías Industriales

Optimización de un fijador para la distracción
osteogénica en ovejas.

Autor: Jaime María Moreno Sosa

Tutor: Esther Reina Romo

Juan Mora Macías

Dpto. Ingeniería Mecánica y de Fabricación
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2018



Trabajo de Fin de Grado
Grado en Ingeniería de Tecnologías Industriales

Optimización de un fijador para la distracción osteogénica en ovejas.

Autor:

Jaime María Moreno Sosa

Tutor:

Esther Reina Romo

Juan Mora Macías

Profesora titular

Profesor ayudante doctor

Dpto. de Ingeniería Mecánica y de Fabricación

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2018

Trabajo de Fin de Grado: Optimización de un fijador para la distracción osteogénica en ovejas.

Autor: Jaime María Moreno Sosa

Tutor: Esther Reina Romo
Juan Mora Macías

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2018

El Secretario del Tribunal

A mi familia

A mis maestros

Agradecimiento

Mi mayor agradecimiento es a mis padres que siempre me han apoyado durante esta carrera y durante toda mi vida académica, a mis hermanos que siempre me han ayudado en lo que han podido y a mis abuelos por haberse alegrado con cada pequeño logro que conseguía.

También a mis amigos que me han permitido olvidarme de lo dura que puede ser a veces la carrera del ingeniero y a todos mis profesores en especial a mis tutores por haberme enseñado y ayudado durante el grado.

Resumen

Este trabajo recoge las modificaciones y mejoras en un fijador empleado para la corrección de defectos óseos, mediante los métodos de la ingeniería de tejidos y el transporte óseo, y alargamiento de extremidades empleando la distracción osteogénica. Las mejoras hechas en el fijador se centran, en primer lugar, en la optimización de los sensores de fuerza para monitorizar el proceso de corrección o alargamiento, con el objetivo de simplificar la construcción del fijador original. En segundo lugar, en el estudio de varias tecnologías de actuadores que permiten producir vibraciones que favorecen la regeneración ósea, así como la selección de la tecnología más apropiada para su implementación en un futuro. En tercer lugar, en la adaptación de las piezas del fijador y el diseño de otras nuevas para permitir la instalación de los nuevos sensores de fuerza tanto en una configuración que permita la corrección de defectos (ingeniería de tejidos) como en una que permita el alargamiento de huesos (distracción osteogénica).

Abstract

This work collects the modifications and improvements on a fixator used for fixing bone defects, by using tissue engineering and bone transport, and limb lengthening using bone distraction. The improvements made in the fixator focus, firstly, on the optimization of the force sensors to monitor the fixing or lengthening process in order to simplify the construction of the original fixator. Secondly, in the study of several technologies of actuators in order to produce vibrations that favor the bone regeneration, as well as the selection of the most appropriate technology for its future implementation. Thirdly, in the adaptation of the parts of the fixator and the design of new ones to allow the installation of the new force sensors both in a configuration for fixing of defects (tissue engineering) and in one that allows limb lengthening (osteogenic distraction).

Agradecimiento	ix
Resumen	x
Abstract	xi
Índice	xii
Índice de Tablas	xiv
Índice de Figuras	xv
1 Introducción	1
1.1 <i>Corrección de defectos óseos</i>	1
1.2 <i>Tecnologías para lo monitorización con fijadores externos</i>	2
1.3 <i>Estimulación de la regeneración mediante vibraciones</i>	2
1.4 <i>Diseño del fijador original</i>	3
1.4.1 Aros	4
1.4.2 Barras fijas	4
1.4.3 Barras móviles	5
1.4.4 Células de carga.	6
1.4.5 Sistema de aislamiento del momento flector	6
1.4.6 Resumen de la colocación y del funcionamiento	8
2 Regeneración ósea. Aspectos biológicos	11
2.1 <i>Fases de la curación de la fractura</i>	11
3 Objetivo y motivación	14
4 Optimización de sensores de fuerza	16
4.1 <i>Simplificación y mejora del Sistema mediante célula de carga específica</i>	16
4.2 <i>Comprobación del esfuerzo de flexión máximo</i>	18
4.2.1 Comprobación mediante modelo de barra biapoyada	19
4.2.2 Comprobación empleando un modelo de elementos finitos	21
5 Selección de actuadores	29
5.1 <i>Rigidez del callo tras la cirugía</i>	29
5.2 <i>Tecnología de vástago y bobina.</i>	30
5.3 <i>Tecnología piezoeléctrica</i>	31
5.4 <i>Motores paso a paso</i>	32
5.4.2 Actuator mediante piñón-cremallera	34
5.4.3 Conclusiones del motor paso a paso	35
6 Optimización de las piezas	37
6.1 <i>Optimización de la sujeción de pines</i>	37
6.2 <i>Instalación de las nuevas células de carga (ingeniería de tejidos)</i>	41
6.3 <i>Instalación de las nuevas células de carga (distracción osteogénica)</i>	46
7 Conclusiones	53
Referencias	55

8	Anexo I: Código de matlab	57
9	Anexo II: Planos	59

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 4.1 Modelo 6A40B	18
Tabla 4.2 Modelo AD2.5D	18
Tabla 4.3 Características del modelo seleccionado	19
Tabla 5.1 Relación entre amplitud, fuerza máxima y tiempo de uso	31
Tabla 5.2 Comparativa entre actuadores electromagnéticos	32
Tabla 5.3 Comparativa entre motores paso a paso	36
Tabla 6.1 Dimensiones de la nueva célula de carga	43
Tabla 6.2 Comparativa básica del tamaño entre células de carga	43

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Componentes del fijador.	3
Figura 1.2 Fotografía real del fijador.	3
Figura 1.3 Esquema del aro del fijador	4
Figura 1.4 Esquema de las barras fijas	5
Figura 1.5 Fijador instalado en la pata del animal.	5
Figura 1.6 Sistema aislador de momento flector.	7
Figura 1.7 Piezas del sistema de aislamiento de momento flector original	7
Figura 1.8 Célula de carga montada en el sistema de aislamiento de momento flector	8
Figura 2.1 Fases de la curación de la fractura.	12
Figura 4.1 Plano de los aros	19
Figura 4.2 Barra biapoyada sometida a dos momentos iguales de sentido opuesto	20
Figura 4.3 Modelo 3D para el análisis mediante elementos finitos	22
Figura 4.4 Condiciones de contorno del modelo de elementos finitos	23
Figura 4.5 Mallado del modelo	23
Figura 4.6 Solución del problema de elementos finitos	24
Figura 4.7 Distribución de tensiones normales en una barra.	25
Figura 4.8 Selección en secciones ovalada y cilíndrica	25
Figura 5.1 Rigidez del callo (K (kN/mm)) con respecto al tiempo.	29
Figura 5.2 Material piezoeléctrico en su estado normal y deformado	32
Figura 5.3 Desplazamiento producido por una leva	33
Figura 5.4 Fuerzas y momentos en la leva	33
Figura 5.5 Sistema de piñón cremallera	34
Figura 6.1 Sujeción de los pines al aro en el fijador original	37
Figura 6.2 Primer diseño de la nueva sujeción de pines	38
Figura 6.3 nueva pieza para la sujeción de pines (1)	39
Figura 6.4 nueva pieza para la sujeción de pines (2)	39
Figura 6.5 nuevo soporte del pin unicortical	40
Figura 6.6 Ensamblaje de la nueva sujeción	40
Figura 6.7 Dimensiones de las células antiguas	41

Figura 6.8 Dimensiones de las nuevas células	42
Figura 6.9 Soporte de la nueva célula	43
Figura 6.10 Modelo de la nueva célula	43
Figura 6.11 Pieza para la unión al aro	44
Figura 6.12 Célula de carga nueva ensamblada	44
Figura 6.13 Arandela para la adaptación de diámetros	45
Figura 6.14 Ensamblaje con las nuevas piezas	45
Figura 6.15 Tuerca y soporte	46
Figura 6.16 Tornillo	47
Figura 6.17 Tuerca y tornillo ensamblados	47
Figura 6.18 Tornillo y pieza de sujeción tornillo-aro	48
Figura 6.19 Agujero roscado en el soporte de la tuerca	48
Figura 6.20 Célula de carga insertada al sistema tuerca-tornillo	49
Figura 6.21 Pieza de unión célula-aro	49
Figura 6.22 Montaje de la nueva barra móvil	50
Figura 6.23 Ensamblaje completo para distracción osteogénica	51

1 INTRODUCCIÓN

El siguiente trabajo trata sobre la optimización de un fijador, inicialmente utilizado para el proceso de transporte óseo, para su uso en procesos de distracción osteogénica e ingeniería de tejidos. Un fijador es un instrumento que permite la correcta alineación y rigidez de las partes de un hueso que resultan de una fractura. En los diferentes capítulos del trabajo se describirá la optimización de los sensores de fuerza del fijador original, el estudio de tecnologías para generar vibraciones que, como se explicará más adelante, contribuye al proceso de regeneración ósea, y el diseño de nuevas piezas que permita la inclusión de los nuevos sensores de fuerza al fijador original y permitirán llevar a cabo procesos de ingeniería de tejidos y de distracción osteogénica.

1.1 Corrección de defectos óseos

Se conocen tres diferentes métodos para la reparación de defectos óseos: la distracción osteogénica, ingeniería de tejidos y transporte óseo. En este apartado se describirán los tres métodos y se indicarán las diferencias más relevantes entre ellos.

La ingeniería de tejidos investiga formas de reparar defectos óseos. Algunos ejemplos son el uso de la matriz extracelular para la regeneración de tejido óseo [14], que aprovecha las propiedades de los materiales no celulares de los tejidos para favorecer la regeneración del mismo [15], o incluso el uso de materiales compuestos no presentes en el organismo como la zeína (proteína biocompatible extraída del maíz) combinada con material vítreo [3] para potenciar la capacidad regenerativa de los tejidos. En el caso del fijador para la reparación de defectos óseos, este proceso se realiza mediante un elemento llamado scaffold, o por su traducción al español, andamio. Un scaffold es una estructura que se sitúa en el lugar donde se requiere la reparación [1], y permite el desarrollo de nuevo tejido en lugares donde previamente no existía. Estos andamiajes o scaffolds deben permitir el correcto desarrollo y reproducción de las células [1], por lo que han de emplearse materiales adecuados para ello y adicionalmente deben ser biocompatibles para que su utilización sea segura para el paciente [1].

Por otro lado, existe la distracción osteogénica que consiste en la formación de tejido óseo nuevo mediante la separación progresiva de dos fragmentos de hueso. Las fases de las que consta el proceso son la fractura del hueso con el objeto de permitir la separación anteriormente mencionada (proceso denominado osteotomía), formación del callo óseo (tejido óseo inmaduro formado antes de la regeneración del hueso) y finalmente la separación de los fragmentos de hueso consiguiendo así la formación de nuevo callo a lo largo de la fractura. Una vez se ha alcanzado la longitud deseada, termina la fase de distracción y comienza la de consolidación, consistente en la transformación del callo en tejido óseo maduro [6]. Las principales aplicaciones de la distracción son el alargamiento de huesos [5] para corregir defectos tales como la heterotromía en las extremidades, la reparación de fracturas que requieran alargamiento del hueso, o incluso algunas con fines estéticos como la cirugía maxilofacial [5].

La distracción es una técnica que ya se emplea en numerosos centros de salud y cuya demanda crece muy rápidamente [4]. Los principales retos a los que se enfrenta en la actualidad son la falta de información sobre el proceso de formación ósea desde un punto de vista biológico y el gran número de estudios y experimentos realizados en la materia que implica huesos diferentes, especies diferentes y con ello resultados difíciles de relacionar entre sí [4]. El fijador estudiado en este trabajo es un fijador de tipo Ilizarov, consistente en un sistema de dos aros, colocando uno en cada segmento de hueso tras la fractura, y varias barras que unen los aros permitiendo la correcta alineación de los mismos y la transmisión de fuerzas [5]. El principal atractivo de un fijador de tipo Ilizarov es su capacidad de tratar defectos con discontinuidades en los huesos, incluso si la deformación tiene lugar en varios planos anatómicos, siendo sus principales inconvenientes la incomodidad del paciente durante el tratamiento (principalmente a causa del tamaño y peso del fijador), así como la larga duración del tratamiento [12].

Por último, el transporte óseo es el otro método además de la ingeniería de tejidos que emplea el fijador para la

reparación de defectos. El transporte consiste en desplazar un fragmento de hueso a lo largo del espacio del defecto, desde un extremo a otro. El proceso de transporte comienza con el fragmento a transportar muy próximo a uno de los segmentos que han resultado de la fractura. La proximidad entre estos permite la creación de nuevo callo óseo. A medida que se va formando este callo, el fragmento que se está transportando se va alejando gradualmente del extremo donde se colocó en un principio, permitiendo que se forme nuevo callo entre el callo anteriormente formado y el propio fragmento transportado. Una vez se alcanza el otro extremo del defecto, se habrá formado callo óseo a lo largo de toda la fractura, y este callo eventualmente se transformará en tejido óseo sano con el paso del tiempo.

La principal diferencia entre la ingeniería de tejidos y los procesos de distracción y transporte es que la ingeniería de tejidos no implica desplazamiento de ninguna parte de hueso; sino que el fijador tiene como propósito alinear dichas partes del hueso defectuoso evitando así su movimiento para que una vez reparado el defecto óseo el hueso preserve su forma original. Por otro lado, los procesos de distracción osteogénica y de transporte óseo implican ambos movimiento de alguna parte del hueso. La diferencia entre estos dos procesos es que la distracción está orientada al alargamiento de huesos, siendo incluso la fractura provocada de forma artificial (osteotomía), mientras que el transporte se emplea para reparar defectos que requieran regeneración del hueso debido a su tamaño. En la distracción, una vez realizada la osteotomía se separan las dos partes resultantes de esta, mientras que en el transporte óseo es un pequeño fragmento de hueso el que se desplaza a lo largo de la fractura permaneciendo las otras partes del hueso fijas.

1.2 Tecnologías para lo monitorización con fijadores externos

Las tecnologías para la reparación de defectos óseos requieren un fijador externo. Un fijador externo es un elemento que permite mantener la rigidez y la posición de las partes resultantes de la fractura u osteotomía, con el propósito de asegurar la correcta alineación de los segmentos del hueso, para lograr que durante y tras la reparación, el hueso no cambie su forma original. A lo largo de los últimos años se han presentado numerosos fijadores para la distracción con diferentes tecnologías para monitorizar las fuerzas y elementos mecánicos. Ya a principios de siglo, la distracción osteogénica para la reparación de defectos óseos era ampliamente utilizada [10]. A modo de ejemplo, el fijador presentado en [10] tenía una construcción muy parecida a la del fijador objeto de este trabajo (Ilizarov), siendo la mayor diferencia entre ambos la tecnología para medir las fuerzas. En el caso de [10] se empleaban transductores de desplazamiento, mientras que en el diseño en el que se basa este trabajo se utilizaron células de carga. Otras tecnologías para la monitorización de las fuerzas incluyen galgas extensométricas [9], que son dispositivos capaces de medir esfuerzos mecánicos a partir de cambios en la resistencia eléctrica de un material, fenómeno denominado efecto piezoeléctrico [6] e incluso métodos no invasivos para la medición de la rigidez del callo como los ultrasonidos [9].

El fijador que se va a optimizar en este trabajo monitoriza las fuerzas empleando células de carga que se colocan en las barras que unen los dos aros.

1.3 Estimulación de la regeneración mediante vibraciones

Existen estudios [15], [3] que confirman que el uso de vibraciones de baja amplitud y alta frecuencia favorecen la regeneración del hueso tras la fractura, así como las propiedades biomecánicas del callo formado [15].

En el estudio [13] se pretendía comprobar la hipótesis de que aplicar vibraciones de pequeña amplitud y alta frecuencia, por sus siglas en inglés LMHFV (Low Magnitude High frequency Vibrations), era capaz de estimular la curación de una fractura en hueso osteoporótico interviniendo en la “expresión de los genes” [13] (producción de proteínas vitales a partir de la información genética) que regulan los procesos de producción de cartílago (condrogénesis [13]), hueso (osteogénesis [13]) y aquellos genes que intervienen en el proceso de remodelación ósea, que como se explicará en el capítulo segundo, es el proceso que permite la transformación de un callo óseo en tejido óseo sano y formación de canal medular.

En el otro estudio referenciado ([15]), se tomaron 63 ovejas con una fractura en el metatarso, y se distribuyeron de forma aleatoria en 7 grupos: un grupo de control al cual no se le aplicaría el tratamiento con vibraciones, un grupo cuyas fracturas serían tratadas mediante vibraciones continuas durante todo el período, y cinco grupos a los que se les aplicarían las vibraciones de forma intermitente durante períodos de 1, 3, 5, 7 y

14 días. Como resultado, obtuvieron que los individuos que habían recibido vibraciones continuas durante todo el estudio y los del grupo de vibraciones intermitentes en períodos de 7 días presentaban una mayor concentración de elementos que favorecen la curación de la fractura y regeneración del hueso, Ca y P [15].

Debido a que el uso de vibraciones de baja amplitud y alta frecuencia favorece los procesos de regeneración ósea, el capítulo 5 de este trabajo se centrará en comparar diferentes tecnologías de actuadores que pueden ser utilizadas para generar vibraciones, y seleccionar aquella que sea más adecuada para su implementación en un fijador.

1.4 Diseño del fijador original

Para entender el objetivo y justificación de los cambios en el diseño del fijador que se presentan en este trabajo, es necesaria una descripción del diseño de partida del fijador. Dicho diseño se describirá en esta sección.

La figura 1.1 muestra un esquema sencillo del fijador, y la figura 1.2 una fotografía real del mismo, con las células de carga ya instaladas. Los cables vistos en esta última imagen son los cables de salida de las diferentes células de carga. Imagen 1.1 extraída de [4], imagen 1.2 extraída de [6].

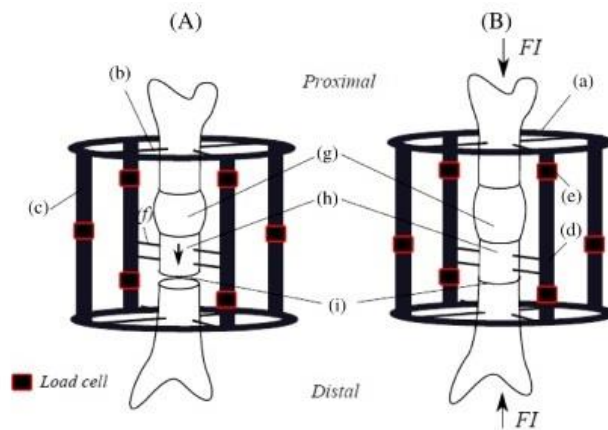


Figura 1.1 Componentes del fijador.



Figura 1.2 Fotografía real del fijador.

Las partes referenciadas en la figura 1.1 son:

(a) aros, (b) pines de Schanz (c) barra fija, (d) barra móvil, (e) célula de carga de barra móvil, (f) pines de Steinmann, (g) zona del callo, (h) fragmento de hueso transportado [6]

Y se explican las más relevantes a continuación.

1.4.1 Aros

Los aros son dos piezas metálicas situadas en la parte superior e inferior del fijador. Su objetivo es la sujeción de las barras, tanto fijas como móviles, así como de los pines que permiten el anclaje del fijador a cada fragmento óseo manteniendo así la rigidez del sistema.

Los aros están formados por dos piezas separables que permiten su colocación en la pata del animal durante la cirugía. La sujeción de los pines al aro se hace mediante abrazaderas unidas al mismo por medio de tornillos de métrica 3. Cada aro posee dos huecos semicirculares de 11mm de diámetro para la colocación de las barras fijas, las de menor tamaño, y otros dos huecos semicirculares de 18mm de diámetro para la colocación de las barras móviles. La figura 1.2 muestra una vista de planta del aro donde se pueden observar los huecos para las barras y los agujeros que permiten la colocación de las abrazaderas de los pines, así como las partes superior e inferior del aro cuya separación permite la instalación del fijador en la pata del animal durante la cirugía.

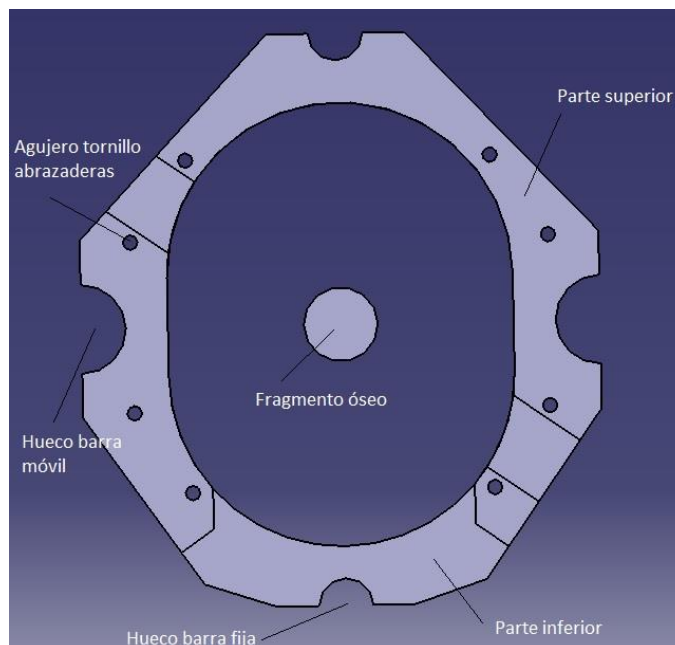


Figura 1.3 Esquema del aro del fijador

1.4.2 Barras fijas

Las barras fijas son las de menor tamaño en el fijador. Constan de dos partes diferenciadas; un sistema aislador de momento que contiene una célula de carga, y dos piezas que mediante su unión al sistema anterior permiten su colocación en el aro. El sistema aislador de momento se explicará en un apartado siguiente.

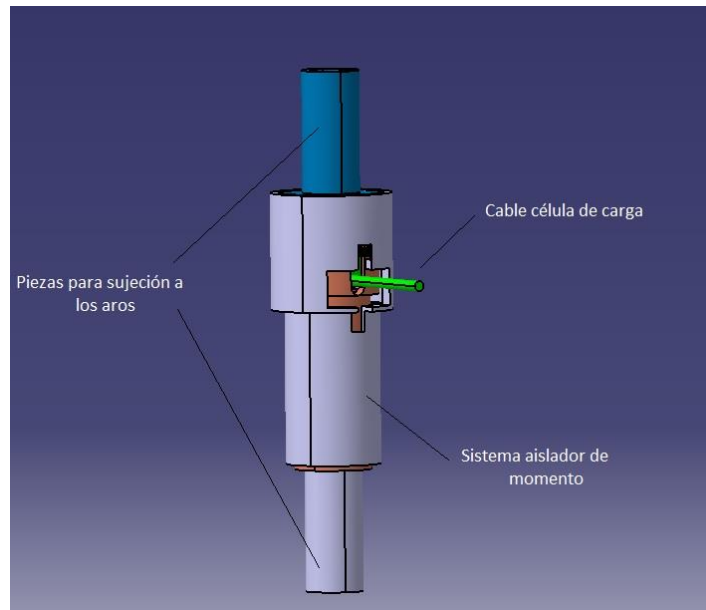


Figura 1.4 Esquema de las barras fijas

1.4.3 Barras móviles

La denominación de barra móvil hace referencia a que dichas barras son las que permiten el desplazamiento del segmento que genera el callo en el caso del transporte óseo, o la separación de los aros (y con ello de las dos partes del hueso que se va a alargar) en el caso de la distracción osteogénica. Este desplazamiento tiene lugar gracias a un sistema de tuerca y rosca. Para el caso del transporte, al girar la tuerca sobre la rosca, la estructura que sujeta los pines de Steinmann [6] (f en la figura 1.1, 2 en la figura 1.4) se desplaza hacia arriba o hacia abajo, según el sentido de giro, y con ella el segmento óseo que sujetan dichos pines consiguiendo así la formación de nuevo callo a lo largo de la fractura. Cuando se ha logrado el desplazamiento deseado, se instala un tope en esta pieza logrando que la rosca no continúe girando y desplazando el fragmento óseo. Para un proceso de distracción, el sistema de tuerca y rosca debe conseguir la separación de los aros. Esto se realiza mediante un tornillo insertado en el interior de la tuerca, que con el movimiento de esta sobresale del interior de ella, y al estar sujeto al aro gracias a una pieza cilíndrica, conseguirá la separación entre ambos aros y con ello la separación entre las dos partes resultantes de la osteotomía.

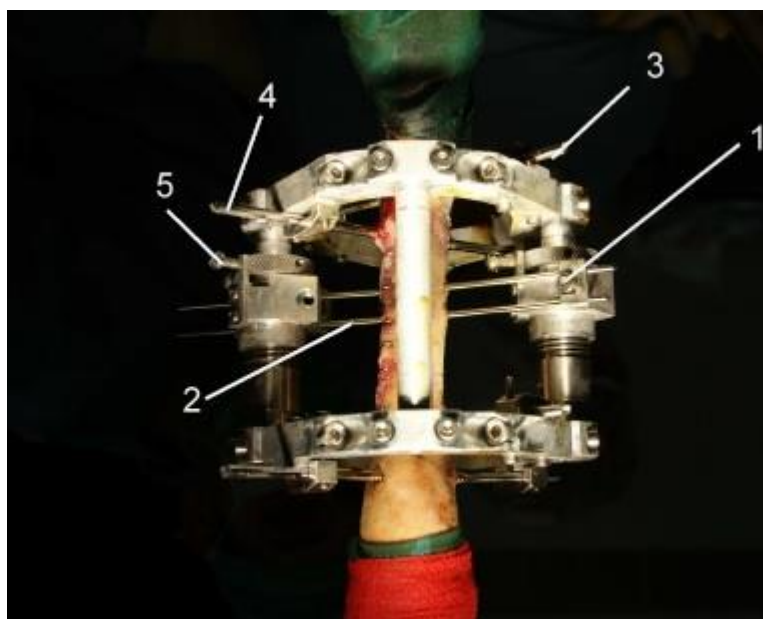


Figura 1.5 Fijador instalado en la pata del animal.

En la anterior figura, extraída de [5], se pueden observar tanto los aros descritos anteriormente, ya ensamblados (se aprecian los tornillos que unen ambas partes cuya separación permite su instalación en la pata del animal) con los pines colocados en las abrazaderas (3,4) y ya insertados en la pata de la oveja. También se puede apreciar el sistema de rosca y tuerca de las barras móviles (5 en la figura 1.4). El tope anteriormente mencionado está instalado, pudiendo apreciarse como el tornillo en la pieza 5 choca contra él impidiendo que la tuerca continúe girando, ya que si lo hiciera podría provocar un desplazamiento excesivo.

Además de este sistema, cada barra móvil cuenta con dos sistemas aisladores de momentos conteniendo una célula de carga cada uno, en total 2 células por cada barra.

1.4.4 Células de carga.

Una de las maneras de monitorizar la formación del callo durante la distracción es midiendo su rigidez. Para ello, se deben realizar medidas de fuerza empleando células de carga, ya que cuanto más maduro es el callo mayor es su rigidez y por tanto mayor es su resistencia a ser deformado, ya sea mediante la separación de los aros en el caso de la distracción, o mediante el movimiento del fragmento óseo en el caso del transporte. Adicionalmente, se puede medir la rigidez del callo sin necesidad de excitar el sistema mediante los desplazamientos recién mencionados, por medio de la marcha del animal. Al marchar el animal, el peso de este provoca una compresión entre los aros, siendo las barras y el callo los que se reparten la carga, permitiendo así determinar la rigidez del callo. Mediante plataformas de fuerza, se puede medir la reacción sobre el suelo; gracias a las células de carga podemos determinar la fuerza que absorbe el fijador, que será menor a la fuerza de reacción antedicha, ya que una parte de ésta la absorberá el callo. Restando la fuerza de reacción sobre el suelo medida en la plataforma menos la fuerza medida en el fijador, podemos determinar la fuerza que ha absorbido el callo y con ello su rigidez.

En el fijador original se colocan dos células por cada barra móvil y una por cada barra fija [5], haciendo un total de 6 durante la fase de distracción. Dado que no es posible esterilizar las células, ya que eso requeriría temperaturas que estos sensores no son capaces de soportar, se colocan en sus respectivas barras una vez la herida de la cirugía se ha cerrado evitando así infecciones [5].

El sistema de adquisición de fuerzas del fijador consta de un transductor (células de carga), un ordenador y un sistema de acondicionamiento de señal y conversión A/C [6]. Los datos obtenidos por las células se visualizan y registran en un ordenador para su posterior análisis y/o tratamiento [6].

Las células de carga empleadas en el diseño del fijador original miden esfuerzos axiales, tanto de tracción como de compresión, y se ven afectadas por esfuerzos de flexión, causando estos últimos un problema cuya solución para el fijador optimizado se explicará con más detalle en el capítulo 5 de este trabajo.

1.4.5 Sistema de aislamiento del momento flector

En un diseño anterior al tratado en este capítulo, las células de carga proporcionaban medidas erróneas e incluso llegaban a romperse debido a los esfuerzos de flexión que originaba el movimiento del animal [5]. Para solucionar este problema se implementó un sistema que lograba aislar los momentos flectores a los que estaba sometida la barra de la célula de carga alojada en su interior. El esquema de dicho sistema se muestra en las figuras 1.4 y 1.5, y una imagen real del sistema ya ensamblado en la figura 1.6. Imágenes extraídas de [5].

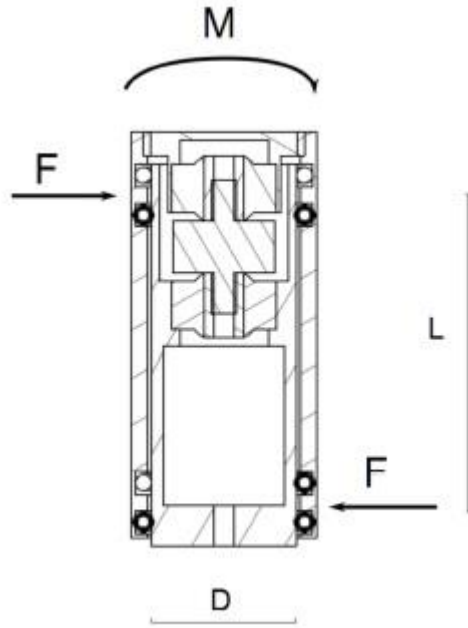


Figura 1.6 Sistema aislador de momento flector.

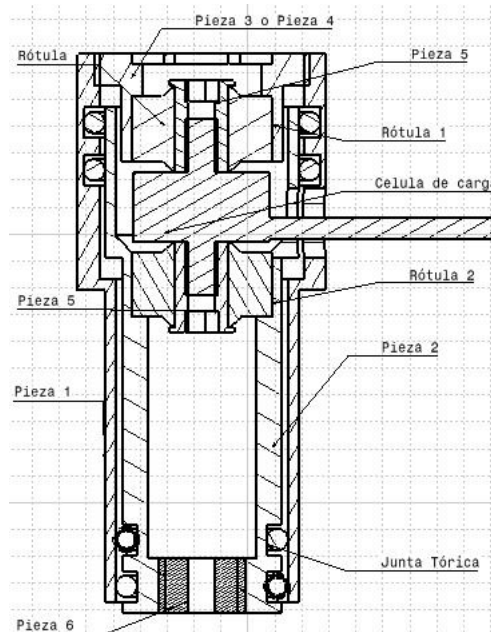


Figura 1.7 Piezas del sistema de aislamiento de momento flector original



Figura 1.8 Célula de carga montada en el sistema de aislamiento de momento flector

El modo de funcionamiento que tiene el sistema anterior es mediante la transmisión del momento flector desde la pieza 1 a la pieza 2, ambas concéntricas. Estas piezas están en contacto a través de cuatro juntas tóricas, en la figura 3.1 representadas como círculos colocados entre ambas piezas. Al estar en contacto las piezas 1 y 2 a través de las juntas, el momento flector que absorbe la parte exterior de la barra, es decir, la pieza 1, se transmite a la pieza 2. La pieza 2 del sistema solo está en contacto con las células de carga mediante dos rótulas (ver figura 1.7). Al estar unidas las células de carga al interior de la barra por medio de dichas rótulas, el momento flector no se transmitirá desde el interior de la barra (pieza 2) hasta la célula, pero si el esfuerzo axial que es el que se desea medir de forma fiable. Esto es debido a la diferencia de rigidez entre las rótulas y el material de las células de carga; al tener las juntas tóricas una rigidez mucho menor a la de la célula, prácticamente todo el esfuerzo axial al que se someten las barras será medido por la célula [5].

Aunque este sistema es efectivo y cumple bien su función, se puede observar la gran complejidad del mismo debido a sus múltiples piezas de pequeño tamaño que deben ser ensambladas, muchas veces por una persona sin experiencia en el tratamiento de sistemas mecánicos. Adicionalmente, como se ha mencionado al principio de este apartado, las células de carga no solamente presentan el problema de que su medida de fuerza axial se vea falseada por la acción de esfuerzos de flexión, sino que además dichos esfuerzos pueden llegar a romper la célula siendo necesario remplazarla para continuar con la monitorización de fuerzas. La rotura de una célula de carga obligaría a adquirir una nueva para remplazarla, siendo el precio estimado de las mismas de 1000€, además se requeriría colocarla en su lugar correspondiente en el sistema de aislamiento de momento, lo que implicaría en el caso de que el fijador estuviera ya instalado en la pata del animal renunciar a la medida de fuerza en esa barra durante el resto del proceso, o a tener que desmontar el fijador. En conclusión, siempre debe haber un método de protección de las células de carga contra los esfuerzos de flexión.

1.4.6 Resumen de la colocación y del funcionamiento

Ya habiendo descrito los principales componentes del fijador, a modo de recapitulación se describe el procedimiento de instalación y las fases posteriores.

En primer lugar, se parte de los aros con su parte superior e inferior separadas. Durante la cirugía, se insertarán los pines en cada fragmento óseo a cada lado de la fractura, se unirán al aro mediante las abrazaderas anteriormente mencionadas y se cerrarán los aros volviendo a unir las dos piezas separables. A continuación, se colocarán las barras fijas (de menor tamaño) y las móviles (con sistema de tuerca y rosca que permite el desplazamiento del fragmento óseo o la separación de los aros que permiten la formación del callo nuevo). Una vez finalizada la cirugía, se esperará a la cicatrización de la herida para evitar infecciones por cualquier contaminante que puedan contener las células de carga, se instalarán las células en sus respectivos sistemas de aislamiento de momento, y se unirán a las barras; 2 por cada barra móvil y 1 por cada barra fija.

A partir de este momento, se podrá proceder al transporte del fragmento óseo o a la separación de los aros gracias al sistema de rosca y tuerca de las barras móviles, produciendo así callo nuevo hasta llegar a la longitud deseada. Finalizada la fase de distracción o de transporte, según el tratamiento requerido, el callo formado durante la misma madurará formando tejido óseo (fase de consolidación) y una vez terminada esta última fase se habrá completado la reparación del defecto.

2 REGENERACIÓN ÓSEA. ASPECTOS BIOLÓGICOS

El siguiente capítulo explicará cuales son las fases de la regeneración ósea y sus aspectos biológicos más relevantes con el fin de aclarar que ocurre justo al principio de la distracción osteogénica, cuando se produce la fractura u osteotomía, durante el proceso de distracción, que tiene lugar la formación del callo nuevo, y después de la distracción, cuando el callo termina de madurar y eventualmente se convertirá en tejido óseo sano. Además, se explicará brevemente los dos tipos de regeneración ósea existentes, con el fin de justificar una de las funciones del fijador, que es inmovilizar el hueso para mantener su rigidez cuando la fractura es demasiado reciente como para que éste lo haga por si mismo.

2.1 Fases de la curación de la fractura

El proceso de curación de una fractura ósea puede dividirse en las siguientes fases [8]:

- **Inflamación:** la fase de inflamación tiene lugar desde el momento de la fractura hasta 1-7 días después [8]. La inflamación de la zona de fractura tiene como objetivo el transporte de una mayor cantidad de sangre a la zona aumentando la concentración de células que favorecen la eliminación del hueso necrosado [8] que se encuentra en los extremos de los fragmentos resultantes de una fractura. Durante esta fase no hay tejido nuevo uniendo los dos extremos de la fractura, por lo que ambos segmentos pueden moverse con cierta libertad pudiendo suponer un problema en caso de que se requiera una buena rigidez del sistema (regeneración directa). Para el caso de la distracción osteogénica, esta fase tiene lugar los primeros días tras la cirugía, cuando la fractura es aún muy reciente.
- **Formación de callo óseo blando:** una vez ha transcurrido la fase de inflamación, empieza a formarse el callo en la zona de la fractura y a medida que dicho callo crece, también lo hacen capilares que se encuentran en su interior, favoreciendo el riego sanguíneo [8]. En los extremos de la fractura, unas células denominadas “progenitoras” [8] atraviesan un proceso de diferenciación consistente en originar células con diferente funcionalidad mediante cambios biológicos, dando lugar a fibroblastos [8] y condrocitos [8], ambas encargadas de formar un tejido cartilaginoso en el espacio entre ambos extremos de la fractura. Estos mecanismos biológicos son los que permiten la formación del nuevo callo durante la distracción, cuando el fragmento óseo transportado recorre gradualmente el espacio que existe entre los dos segmentos resultantes de la fractura. El callo más reciente que se forma con el desplazamiento del fragmento óseo es callo blando que con el tiempo madurará y su estructura se parecerá cada vez más a tejido óseo sano.
- **Formación de callo óseo duro:** cuando la formación de cartilago anteriormente mencionada logra conectar los dos extremos de la fractura, comienza una nueva fase en la que el callo blando formado durante la fase anterior inicia su transformación en un tipo de callo diferente denominado callo duro [8]. El callo duro es más rígido que el callo blando debido a su mayor contenido de calcio [8], lo que lo hace más parecido al tejido óseo maduro, de contenido abundante en este elemento. Cuando todo el tejido blando se ha transformado en callo duro calcificado, termina esta fase dando lugar a la remodelación.
- **Fase de remodelación:** es la fase de mayor duración de las cuatro. Tiene lugar desde el fin de la fase de formación de callo duro, hasta que el hueso ha recuperado completamente su anatomía inicial, incluyendo la formación de la cavidad que aloja la médula ósea [8], pudiendo transcurrir varios meses o incluso años hasta su conclusión. Para el caso de reparación de defectos mediante un fijador, tanto en ingeniería de tejidos como en transporte o en distracción, esta fase tiene lugar después de haberse retirado el fijador del hueso del paciente.

En la figura 2.1 se pueden observar las diferentes fases de la curación de una fractura ósea. Se puede observar como en la primera figura (inflamación) no hay ningún tejido conectando ambos extremos de la fractura, en la

segunda figura (callo inmaduro o blando) se aprecia la formación del nuevo tejido, en la tercera (callo maduro o duro) se ve como el callo tiene una estructura mucho más parecida a la del hueso sano, y en la cuarta se puede observar que el nuevo tejido es prácticamente igual que el hueso sano, así como la formación del canal que alberga la médula ósea



Figura 2.1 Fases de la curación de la fractura.

Imagen extraída de [10].

La distracción osteogénica, transporte e ingeniería de tejidos cubren las 3 primeras fases; la fase de inflamación cuando la fractura es reciente, la formación de callo inmaduro a medida que se desplaza el fragmento óseo a lo largo de la fractura (transporte), se separan los huesos (distracción), o se forma el callo en el scaffold (ingeniería de tejidos) y la maduración del callo nuevo debido a que estos procesos de reparación de defectos óseos pueden durar más de 3 semanas.

3 OBJETIVO Y MOTIVACIÓN

El objetivo del presente trabajo es la mejora del diseño del fijador presentado en el apartado de introducción. Los principales problemas que tenía el diseño original eran:

- Los esfuerzos de flexión afectan a las células de carga que empleaba el fijador, haciendo menos fiables sus medidas, e incluso llegando a romperlas si el esfuerzo era lo suficientemente grande. Esto requería un sistema de aislamiento de momentos que era complejo de ensamblar y cuyo diseño requería bastantes piezas.
- El sistema de aislamiento de momentos flectores original descrito en el capítulo introductorio dificultaba en gran medida la colocación de las células, ya que estas debían meterse a través de un hueco de pequeñas dimensiones para poder roscarse. Además, el propio cableado de la célula, que no podía ser retirado para facilitar su instalación, complicaba aún más la operación de colocación de la célula de carga, impidiendo que fuera roscada directamente en su lugar.
- La colocación del fijador en la pata del animal durante la cirugía era complicada. Esto es debido a que había que insertar varios pines (ver figura 1.1, figura 1.4) en el hueso de la oveja, y había que unir dichos pines al aro de forma que el fijador quedara bien sujeto a la pata. Las abrazaderas que se encargaban de unir los pines al hueso del animal eran de un tamaño bastante reducido, por lo que su colocación en el quirófano era difícil, especialmente para el personal sanitario que no tiene experiencia en ensamblar sistemas mecánicos parecidos.

El capítulo 4 del documento se centrará en explicar y proponer una mejora para la solución del problema de la flexión empleada en el diseño original. En este diseño de partida se aislaron las células de carga de los esfuerzos de flexión mediante un conjunto de piezas que lograban la absorción de dichos esfuerzos por un tubo de bronce logrando que no se transmitieran a las células evitando así errores en la medida y posibles daños a la misma. La solución propuesta en el capítulo 4 elimina por completo ese sistema aislador del momento simplificando así la construcción y ensamblamiento de las barras.

Habiendo visto en el capítulo introductorio que los tratamientos con vibraciones favorecen la curación de una fractura incluso en la fase de remodelado, se ha dedicado el capítulo 5 a estudiar 3 tecnologías propuestas para la producción de vibraciones en el fijador, analizando sus ventajas e inconvenientes, así como estimando las fuerzas necesarias que debe ser capaz de producir el actuador para ser posible su uso durante un determinado periodo de tiempo.

Al sustituir el anterior sistema aislador de momento por una solución más simple, debieron hacerse cambios en el diseño del fijador. Estos cambios en el diseño deben garantizar que el nuevo fijador pueda ser utilizado tanto para la distracción osteogénica como para la ingeniería de tejidos. El capítulo 6 explicará y mostrará los cambios en las piezas del fijador original, tanto las modificaciones en las barras debidas a la sustitución del sistema aislador de momento por las nuevas células, como una mejora en el sistema de sujeción de los pines en los aros. Se pretende así simplificar la construcción y hacer más sencillo su ensamblaje sin comprometer la funcionalidad del fijador ni la posibilidad de usarlo tanto en procesos de reparación de defectos (ingeniería de tejidos) como de alargamiento de huesos (distracción osteogénica).

En conclusión, se busca:

- Una nueva solución al problema de la flexión en las células de carga que simplifique la construcción del actual fijador.
- Estudiar las principales tecnologías de actuadores y seleccionar la más adecuada para esta aplicación
- Optimizar el diseño del fijador adaptando aquellas piezas que deban ser modificadas, principalmente las barras, cuyo diseño cambiará al no ser necesario el sistema aislador de momento, y proponer un nuevo sistema de sujeción para los pines de los aros con el objetivo de tener menos piezas y tornillos para facilitar su instalación.

4 OPTIMIZACIÓN DE SENSORES DE FUERZA

El primer problema que se debía corregir en el modelo del fijador original era la aparición de esfuerzos de flexión que falseaban la medida de fuerza axial y podían llegar a romper la célula siendo necesario reemplazarla para continuar con la monitorización de fuerzas. Como se explicó en el capítulo de introducción, El modelo original ya contemplaba este problema empleando un sistema que lograba que el esfuerzo de flexión al que estaba sometida la barra que alojaba la célula de carga se transmitiera en un grado mucho menor a la misma que si estuviera instalada directamente en el interior de la barra.

Recordando el capítulo introductorio, este diseño para aislar las células de carga de los esfuerzos de flexión funcionaba haciendo que dichos esfuerzos que actuaban sobre la barra se transmitieran desde el exterior de la misma hasta una pieza cilíndrica interior por medio de juntas tóricas. Estos esfuerzos no se transmitían desde esta pieza interior hasta la célula debido a que la unión entre ambas era mediante rótulas (momento flector nulo). El principal problema que presentaba este sistema es la gran complejidad de este (más de 5 piezas de pequeño tamaño) haciendo difícil su ensamblaje.

4.1 Simplificación y mejora del Sistema mediante célula de carga específica

Un sistema más sencillo al anterior que permitiera simplificar tanto la fabricación como el ensamblaje y que a su vez fuera más efectivo mejoraría enormemente el fijador original.

Las alternativas que se presentaban eran diseñar un nuevo sistema de aislamiento de momento flector que fuera más sencillo que el original, pero sin perder eficacia; emplear células de carga que permitieran medir el momento flector para así poder eliminar su contaminación en la medida del esfuerzo axial, o emplear células de carga que midieran únicamente esfuerzos axiales (como en el sistema original) pero que no vieran afectada su medida por esfuerzos de flexión.

Dado que el sistema original ya había sido estudiado y probablemente hubiera poco margen de mejora desde el punto de vista mecánico, el trabajo se centró en las dos últimas alternativas.

Las células de carga multidireccionales presentaban dos problemas principalmente:

- Su precio era demasiado elevado para el presupuesto disponible, pudiendo alcanzar los 5000€ por unidad. Teniendo en cuenta que se necesitará al menos 1 célula por cada barra, el precio llegaría a los 20000€ superando enormemente el presupuesto (10000€)
- Muchas de ellas tenían una forma muy diferente a las células empleadas en el fijador original o tamaños demasiado elevados, por lo que su implementación requeriría grandes cambios en el diseño de las barras impidiendo así la reutilización de varias piezas del fijador original.

Las conclusiones anteriores sobre las células de carga multidireccionales son fruto de la consulta de varios modelos en diferentes proveedores. A continuación se muestran dos modelos de células de cargas multidireccionales y los motivos por los que no son adecuados para esta aplicación.

Modelo	Interface 6A40B
F_x máxima	500N
F_y máxima	500N
F_z máxima	2000N
M_x máximo	20Nm

M_y máximo	20Nm
M_z máximo	40Nm
Diámetro	60mm
Altura	40mm
Precio estimado	5000€ p.u

Tabla 4.1 Modelo 6A40B

Modelo	Amti AD2.5D
F_x máxima	125N
F_y máxima	125N
F_z máxima	1000N
M_x máximo	30Nm
M_y máximo	30Nm
M_z máximo	15Nm
Diámetro	63.5mm
Altura	63.5mm
Precio estimado	5000€ p.u

Tabla 4.2 Modelo AD2.5D

Como se ve en las tablas anteriores, las células de carga multidireccionales que puedan medir un rango de fuerzas axiales apropiado para nuestra aplicación (1kN, representado por F_z en las tablas) poseen un gran tamaño en comparación con el diámetro de las barras, que es 11mm en el caso de las barras fijas y 18mm en el caso de las móviles, lo cual haría muy difícil su instalación en el fijador sin grandes cambios en el diseño. Adicionalmente, muchas de las medidas que estas células ofrecen no resultan de utilidad, por ejemplo, las fuerzas F_x y F_y no son fuerzas axiales en la dirección de la barra, y no son necesario medirlas, por lo que se estaría empleando un tipo de células de carga del cual no se aprovecha todo su potencial.

Adicionalmente, el hecho de emplear una célula de carga multidireccional con el objetivo de evitar errores en la medida a causa del momento flector implicaría también la necesidad de elegir un modelo que resistiera dicho momento, ya que como se ha indicado anteriormente el problema de los esfuerzos de flexión radica no solo en los errores en la medida de esfuerzo axil, sino también en los daños ocasionados a las células por estos.

La solución por la que se ha optado finalmente, tras haber investigado varios modelos y tipos de célula, es emplear células de carga que si bien solo miden esfuerzos axiales (tracción y compresión) al igual que las del diseño original, su medida no se ve afectada por esfuerzos de flexión. De este modo, las características que debe reunir el modelo a escoger son las siguientes:

- La medida de las fuerzas axiales y la funcionalidad de la célula no debe verse afectada por esfuerzos de flexión
- Debe tolerar y medir de forma fiable fuerzas del orden de nuestra aplicación de 0N a 1kN. Con la experiencia del anterior fijador, se sabe que los mayores esfuerzos sobre este tienen lugar cuando hay impactos con el suelo, pero el valor de las fuerzas que actúan sobre este aún en caso de impacto es siempre menor a 1kN, por lo que un buen valor de diseño para asegurarnos de que tanto las medidas fueran precisas (a mayor rango de medida menor precisión) como de que las células no iban a resultar dañadas durante los experimentos es 1kN.
- Preferiblemente debe disponer de 3 cables (salida amplificada) de manera que sea más sencilla su implementación desde el punto de vista de la electrónica, ya que las células de carga del modelo original disponían del mismo sistema. Las dos opciones más frecuentes en el cableado de las células de carga son el sistema de 3 cables (salida amplificada) y el sistema de 5 cables, es decir, salida directamente del puente de Wheatstone, que es un puente resistivo de 4 nodos mediante el cual trabaja la gran mayoría de las células de carga. El fijador original empleaba el sistema de salida amplificada, por lo que un modelo de células con dicho sistema minimizará en gran medida los cambios en la electrónica.
- Debe tener un coste que se adapte al presupuesto (10000€ en total, 2500€ por célula)

Tras realizar una búsqueda en varios proveedores, se encontró una célula que se ajustaba a los requerimientos anteriores: la serie 8431 de Burster. Esta serie tiene modelos que permiten medir fuerzas máximas que varían entre 5N y 100kN. Se optó por estudiar la viabilidad del modelo que mide fuerzas máximas de 1kN ya que, como se ha indicado anteriormente, incluso habiendo impactos con el suelo, la fuerza máxima sobre la célula de carga no sobrepasará dicha magnitud.

La siguiente tabla reúne las características fundamentales del modelo. Cabe destacar que es importante el hecho de que la célula seleccionada sea capaz de medir tanto esfuerzos de tracción como de compresión, ya que durante la distracción el desplazamiento del fragmento óseo puede tener lugar en las 2 direcciones, generando esfuerzos de sentidos opuestos en cada caso, que es necesario medir.

Modelo	8431-6001
Rango de medidas	0-1kN
Diámetro	25.4mm
Altura	44.6mm
Fuerzas medidas	Axiales (tracción y compresión)
M máximo admisible	40% de la fuerza total \times 25mm
Precio estimado	1218€ p.u

Tabla 4.3 Características del modelo seleccionado

4.2 Comprobación del esfuerzo de flexión máximo

Como se vio en la tabla 4.3, el momento flector máximo admisible por la célula seleccionada es el 40% de la fuerza total sobre la célula de carga multiplicado por una distancia hipotética de 25mm. Esta distancia, no corresponde a ningún parámetro de medida del fijador; es una distancia que proporciona el fabricante para comprobar que los momentos que va a soportar la célula en la aplicación para la que sea usada no supera un valor límite. Para un valor de fuerza máxima de 1kN; el valor de diseño empleado que corresponde a un valor

que no se superará incluso en caso de impactos, obtenemos un valor de M máximo admisible de $10\text{kN}\cdot\text{mm}$, calculado de la siguiente manera:

$$0.4 \cdot 25\text{mm} \cdot 1\text{kN} = 10\text{kN}\cdot\text{mm}$$

Por tanto, se debe garantizar que el momento flector máximo en las barras no supere el valor de $10\text{kN}\cdot\text{mm}$ para garantizar la fiabilidad de las medidas y la integridad de la célula de carga. A continuación se describen los procesos de comprobación realizados para confirmar que las células son válidas de acuerdo con lo recién establecido.

4.2.1 Comprobación mediante modelo de barra biapoyada

El primer método que se empleó para comprobar la restricción anterior, fue suponer que cada barra se comportaba como una viga biapoyada de forma que tuviera total libertad de giro en sus extremos, sometida a dos momentos flectores iguales de valor M_e . El valor de M_e se calcula suponiendo que cada una de las cuatro barras absorbe una cuarta parte de la fuerza total ejercida sobre el hueso (0.25kN). La figura 3.2 ayuda a calcular el valor de M_e .

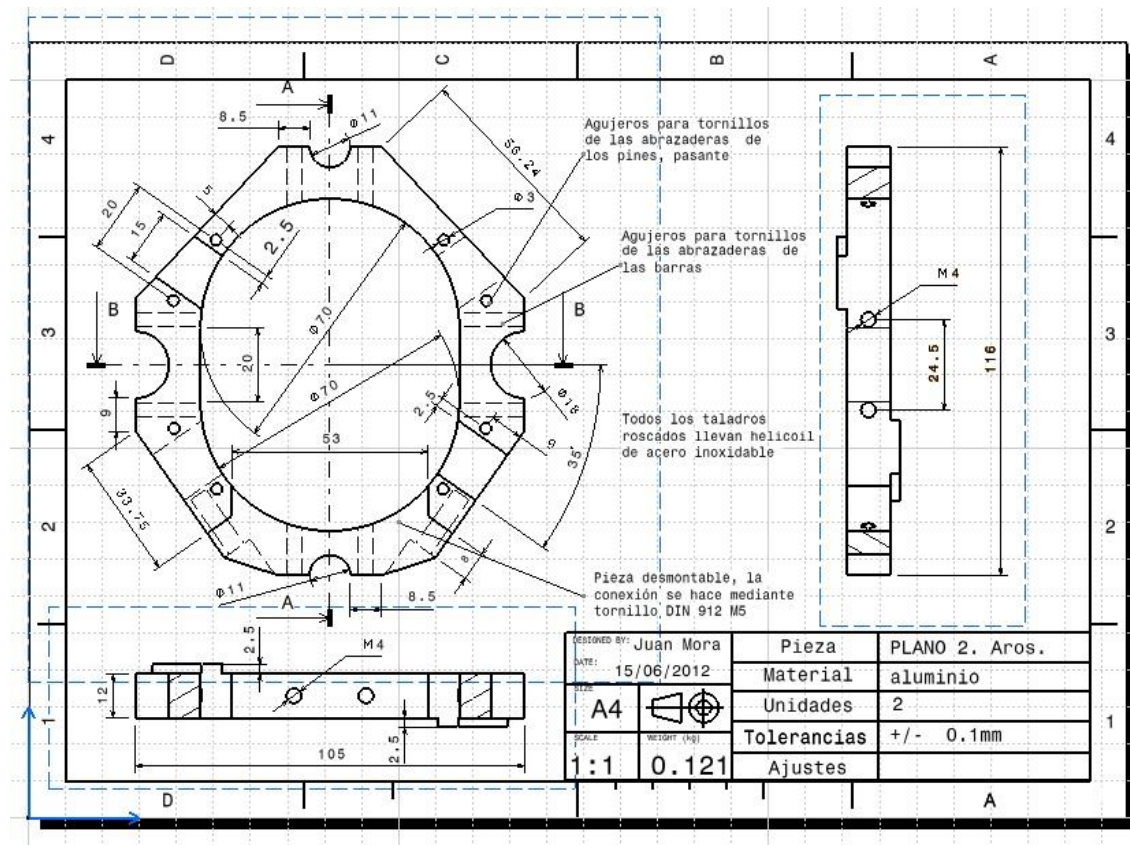


Figura 4.1 Plano de los aros

La figura anterior nos permite calcular el valor de M_e ya que nos proporciona la distancia desde el centro del aro, que es donde está situado el hueso y, por tanto, donde se aplicará la fuerza. Como se ve en la figura 1.1, las barras fijas están situadas en los huecos de 11mm en los extremos del aro, y las barras móviles en los de 18mm . De este modo, suponiendo que la fuerza se aplique en el centro del hueso, esto es, en el centro del aro, de forma que genere un momento flector igual para cada tipo de barra (un valor de M_e para las barras fijas y

otro para las móviles), podemos determinar que la distancia entre el punto de aplicación de la fuerza y las barras vale:

- Barras fijas: $\frac{116mm}{2} = 58mm$
- Barras móviles: $\frac{105mm}{2} = 52.5mm$

Por lo que los momentos M_e son:

- Barras fijas: $\frac{1}{4} \times 1kN \times 58mm = 14.5kNmm$
- Barras móviles: $\frac{1}{4} \times 1kN \times 52.5mm = 13.125kNmm$

El cálculo anterior se ha realizado suponiendo que la fuerza aplicada en el hueso, de valor 1kN, se reparte de forma equitativa entre las 4 barras, es decir, que cada barra recibirá un cuarto de dicha fuerza total.

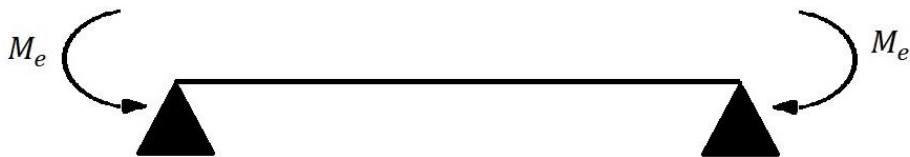


Figura 4.2 Barra biapoyada sometida a dos momentos iguales de sentido opuesto

La figura 3.4 representa el modelo que se ha usado como primera comprobación de la validez de las células de carga. La expresión del momento flector a lo largo de la barra cuando los momentos en los extremos tienen el mismo sentido es:

$$M_x = -\frac{M_a}{l}(l-x) + \frac{M_b x}{l} \quad (4.1)$$

M_a y M_b son los momentos en cada extremo, que en nuestro caso son de igual valor (M_e) y de sentido opuesto. Esto es debido a que, con el acercamiento o alejamiento de los aros, las barras tenderán a doblarse hacia fuera o hacia dentro respectivamente, pero ambos extremos en la misma dirección. Desarrollando la ecuación anterior llegamos a la siguiente expresión:

$$M_x = -M_a + \frac{M_a x}{l} + \frac{M_b x}{l} \quad (4.2)$$

Sustituyendo para nuestro sistema teniendo en cuenta que los momentos en los extremos tienen sentido opuesto obtenemos

$$M_x = -M_e + \frac{M_e x}{l} - \frac{M_e x}{l} \quad (4.3)$$

$$M_x = -M_e \quad (4.4)$$

Llegando a la conclusión de que el momento flector a lo largo de toda la barra es constante y de valor igual al de los extremos, por tanto, se concluye que el momento flector máximo para cada tipo de barra es:

- Barras fijas: 14.5kN·mm
- Barras móviles: 13.125kN·mm

Superando ambas el valor límite de 10kN·mm.

Una vez se llegó a este resultado, la selección de las células podía tomar dos direcciones: la primera opción era optar por un modelo de la misma serie con un mayor rango de medidas, que implicaría mayor resistencia a los momentos flectores, y la segunda era volver a realizar la comprobación, pero en lugar de usar un modelo tan conservador como el de la barra biapoyada, emplear un modelo que tuviera más en cuenta la morfología del fijador, esto es, lugares de aplicación de las fuerzas, condiciones de contorno (apoyo con el suelo), geometría de los aros y las barras, etc.

Dado que optar por un modelo con un rango de medidas mayor implicaría renunciar a parte de la precisión en la medida, se decidió hacer una segunda comprobación.

4.2.2 Comprobación empleando un modelo de elementos finitos

Aún no habiendo cumplido con el límite empleando el modelo de la barra biapoyada, no podíamos descartar la validez de la célula de carga ya que dicho modelo es muy conservador y proporciona unos esfuerzos de flexión en la barra mucho mayores a los que tendrían lugar en el fijador real. El motivo por el que el modelo de la barra biapoyada no es del todo fiel a la realidad, es que otorga libertad total de giro a la barra en sus extremos, lo cual no es realista ya que los aros que soportan las barras no permiten dicha libertad de giro. Cada barra, ya sea fija o móvil, está unida al aro mediante una abrazadera, por lo que los extremos de la barra no tendrán libertad total de giro, sino que esta libertad estará condicionada por la rigidez de los aros.

Teniendo esto en cuenta, se procedió a una segunda comprobación más acorde con la realidad empleando un modelo de elementos finitos.

4.2.2.1 Creación del modelo 3D

El primer paso para la comprobación mediante el método de los elementos finitos es la creación de un modelo 3D que pueda utilizarse en un software de elementos finitos para analizar los esfuerzos en la estructura. El modelo se consistió en una estructura similar al fijador que constaba de dos aros, cuatro barras de las cuales dos tenían un diámetro de 11mm representando las barras fijas de menor tamaño y las otras dos con un diámetro de 18mm que corresponde al de las barras móviles del fijador real. Asimismo, los aros superior e inferior están unidos mediante pines de diámetro 4mm a dos barras que representan el hueso de la pata de la oveja. De este modo, la parte del hueso unida al aro inferior será el apoyo de la estructura y la parte unida al aro superior será donde se aplicará la fuerza de compresión máxima previsible de 1kN.

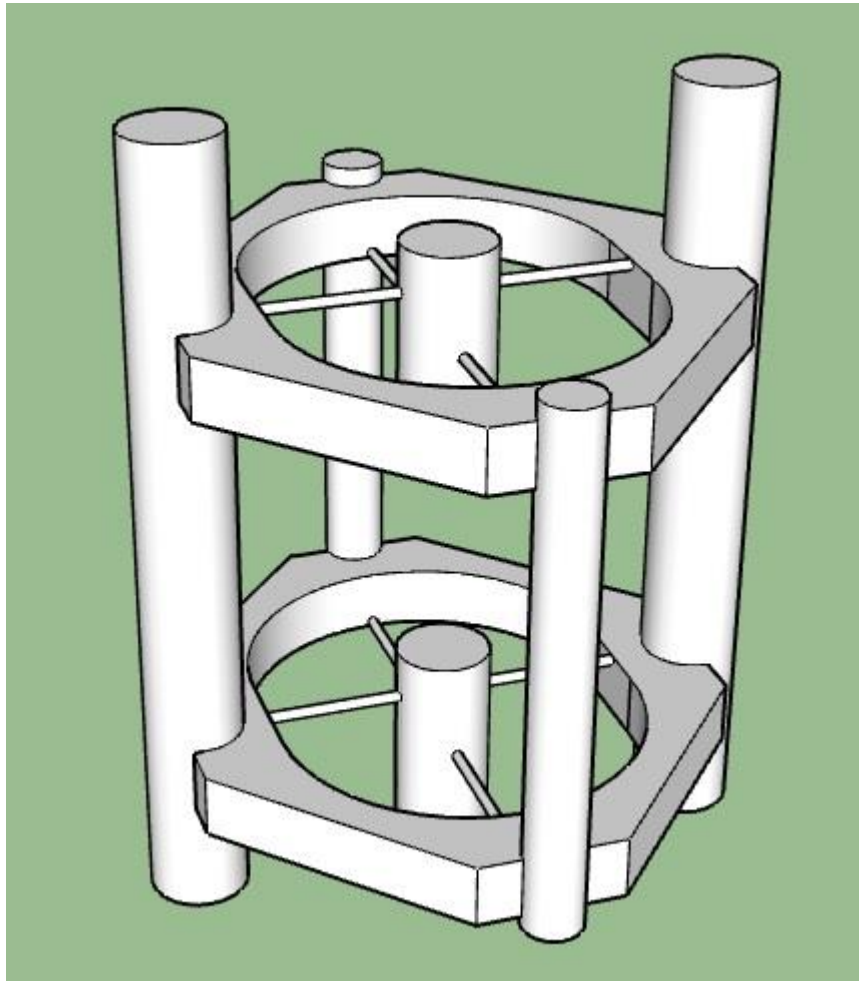


Figura 4.3 Modelo 3D para el análisis mediante elementos finitos

4.2.2.2 Implementación del modelo en Ansys

Una vez creado el modelo 3D, se procedió al análisis de tensiones mediante el método de los elementos finitos empleando la herramienta Ansys. En primer lugar, se definió el material del que está hecha la estructura, en nuestro caso se empleó aluminio que es el material del que está construido el fijador real. A continuación, se definió el apoyo (A, parte inferior del hueso, representando la pata apoyada en el suelo) y la fuerza aplicada (B, compresión de 1kN en la parte superior del hueso, que como se mencionó anteriormente es la máxima fuerza prevista en caso de impacto con el suelo en base a medidas en ensayos anteriores) como se muestra en la figura 3.5. Este nuevo planteamiento se aproxima mucho más a la realidad del fijador, ya que en lugar de calcular el momento máximo empleando el modelo de una viga biapoyada, este modelo permite tener en cuenta la transmisión de los esfuerzos por todo el fijador, así como el lugar donde realmente se aplica la fuerza (hueso del animal) y su condición de contorno (pata apoyada en el suelo).

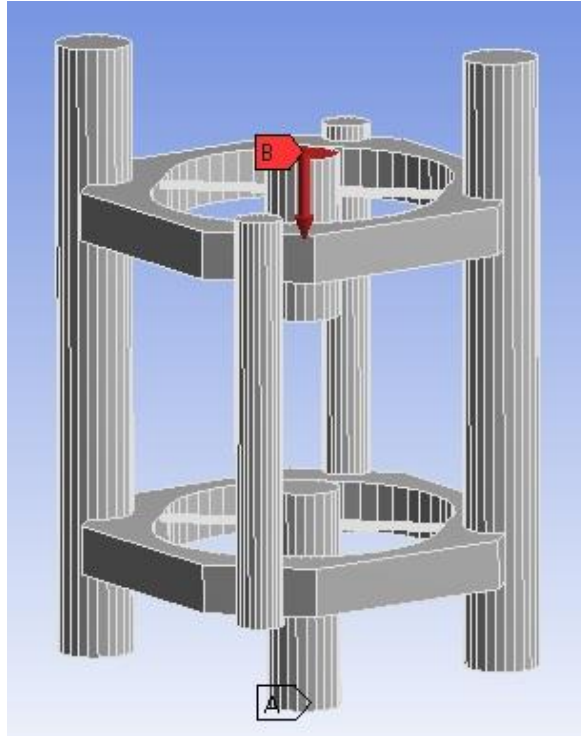


Figura 4.4 Condiciones de contorno del modelo de elementos finitos

Por último, se procedió al mallado (figura 3.6) y cálculo de las tensiones en el fijador (figura 3.7). El menor tamaño del mallado en las barras con respecto a los aros nos permitirá calcular de forma más precisa las tensiones de flexión en las mismas, ya que el objetivo es calcular el momento máximo en las barras, que es donde se instalan las células de carga.

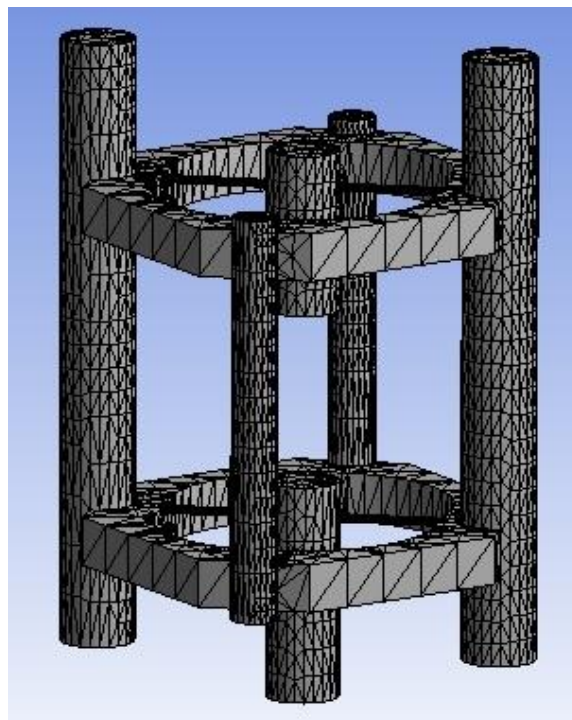


Figura 4.5 Mallado del modelo

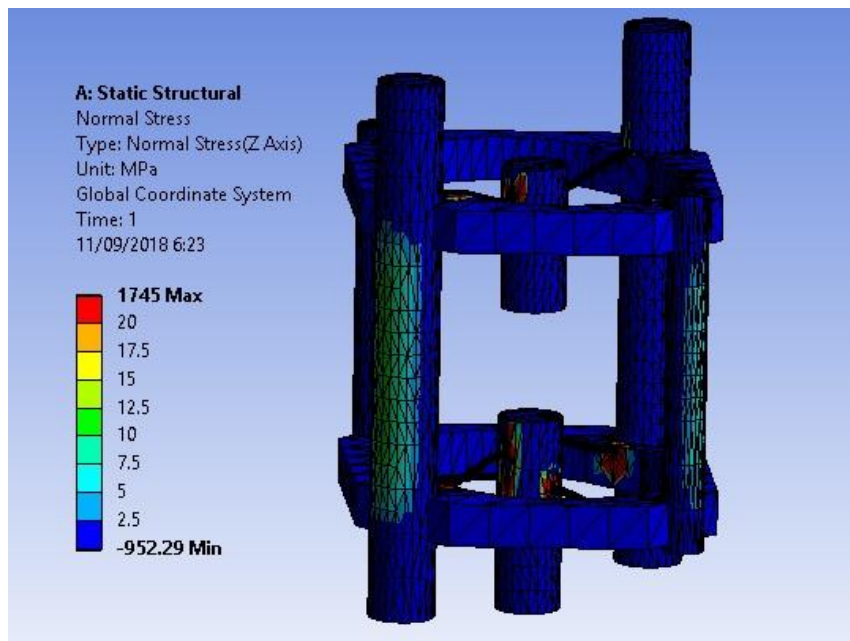


Figura 4.6 Solución del problema de elementos finitos

La solución del problema en Ansys nos otorgaba los valores de tensión normal (en la dirección del eje Z en nuestro caso) para los diferentes nodos, sin embargo, lo que necesitábamos calcular es el momento flector máximo en las barras, por lo que dicha solución debió ser tratada mediante un script de Matlab para obtener los datos que necesitábamos para determinar la validez de las células de carga. El tratamiento numérico de la solución de ansys se describe en el siguiente apartado.

4.2.2.3 Cálculo del momento flector máximo con la solución de elementos finitos

Las tensiones que se producen en las barras tienen una componente de compresión a la que denominamos σ_c y una componente de flexión a la que nos referiremos con σ_m . Para calcular el momento flector máximo se emplea la componente σ_m , por lo que el script de Matlab tuvo que calcular y eliminar la componente debida a la compresión σ_c . Por otro lado, σ_c resultó útil para asegurarnos de que el modelo que habíamos empleado se comportaba correctamente, ya que al multiplicar 4 por σ_c y por el área de cada barra deberíamos obtener una fuerza similar a la que se ejerció en la parte superior del hueso, en este caso 1kN. En la figura 3.8 se muestra un esquema de las tensiones en las barras y sus componentes.

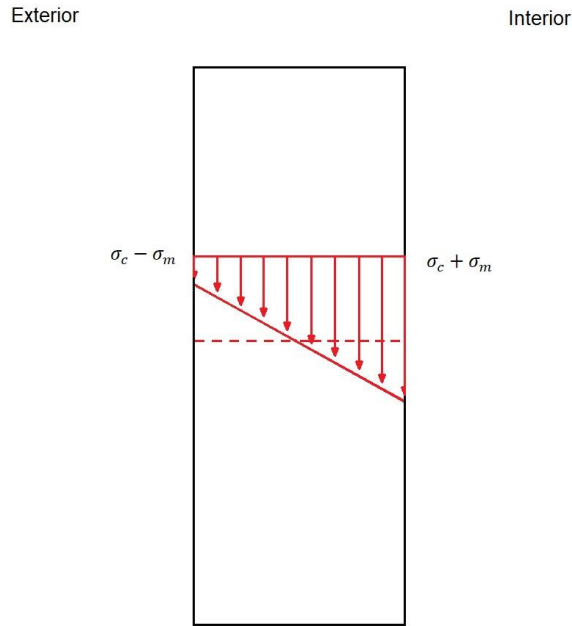


Figura 4.7 Distribución de tensiones normales en una barra.

Las anotaciones “exterior” e “interior” hacen referencia a la parte de la barra más alejada del hueso y a la parte más cercana respectivamente. Para el cálculo de las componentes σ_c y σ_m se tomaron puntos de una carcasa cilíndrica de la barra y de un óvalo en la superficie interior respectivamente. En el primer caso, tomar los nodos en forma de cilindro nos permite estimar σ_c haciendo la media aritmética de las tensiones en los puntos, ya que la componente debida al flector σ_m se cancela (suma y resta en puntos opuestos). Para calcular σ_m se tomaron los puntos en una región ovalada en la superficie de la barra que corresponde a puntos que soportan una misma tensión $\sigma_c + \sigma_m$, y debido a que previamente habíamos calculado σ_c se puede obtener σ_m de manera inmediata. La selección de puntos en la sección cilíndrica (rodaja) y ovalada de las barras se muestra en la figura 3.9:

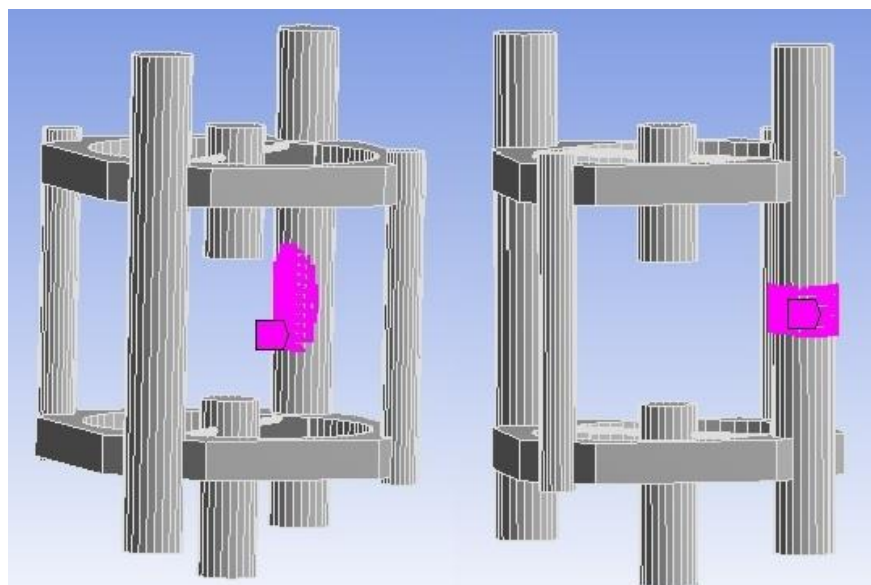


Figura 4.8 Selección en secciones ovalada y cilíndrica

Para tomar únicamente los valores de tensión de los puntos en los que estábamos interesados, se exportó la solución completa a un fichero de formato Excel que contenía el valor de la tensión para cada punto de la estructura. Posteriormente se creó un fichero Excel para cada región (óvalos y cilindros) que contenía los números asignados a cada nodo de la región. El script de Matlab empleado para los cálculos se encargaba de guardar en diferentes vectores únicamente los valores de tensión correspondientes a aquellos puntos pertenecientes a la región. De este modo, obtuvimos cuatro vectores; dos para los óvalos (barra grande y pequeña) y dos para los cilindros (barra grande y pequeña). A partir de los vectores obtenidos para cada región, se calcularon σ_c y σ_m .

Para el cálculo de σ_c se hizo la media aritmética de la tensión en cada nodo de la región cilíndrica seleccionada anteriormente. Como se indicó anteriormente y de acuerdo con la figura 3.9, para cada punto situado en la superficie de la barra, hay otro que está sometido a la misma tensión σ_c pero cuya σ_m es de signo opuesto, por lo que al sumar todos los puntos de la región dicha componente de flexión σ_m se cancelará, permitiéndonos mediante la media aritmética llegar a un valor aproximado de σ_c .

Asimismo, se comprobó que el modelo se comportaba correctamente empleando el cálculo anteriormente mencionado utilizando σ_c , es decir, al multiplicar 2 por σ_c por el área de las barras fijas, y sumarle 2 por σ_c por el área de las barras móviles debemos obtener una fuerza del orden de la aplicada (1kN). Este cálculo se justifica ya que, por la propia construcción del sistema, son las 4 barras las que absorberán la mayor parte de las cargas axiales aplicadas, por lo que multiplicando la σ_c de cada tipo de barra, fija y móvil, por su área y por 2 (al haber 2 barras de cada tipo), deberíamos obtener un valor de fuerzas muy similar al utilizado para el ensayo de acuerdo con este principio.

Por último, se procedió a calcular el momento máximo en cada barra haciendo uso de la siguiente ecuación:

$$M = \frac{2I\sigma_m}{l} \quad (4.5)$$

Siendo I la inercia de la sección circular de la barra y l la longitud de la misma.

La inercia I, al ser una sección circular, se calcula mediante:

$$I = \frac{\pi d^4}{64} \quad (4.6)$$

Al ejecutar el código, obtenemos los siguientes resultados:

$$F_{total} = -956.8818 \text{ N}$$

$$M_{bg} = -0.8032 \text{ kN}\cdot\text{mm}$$

$$M_{bp} = -0.7048 \text{ kN}\cdot\text{mm}$$

El script de Matlab se programó para devolver el valor de F_total en N y los valores de M_bg y M_bp en kN·mm. Se observa que el valor de F_total es muy cercano a 1000N, que fue la fuerza que se aplicó en el ensayo, lo cual indica un buen comportamiento del modelo de elementos finitos según lo explicado antes; el signo negativo de la fuerza es debido a que en el ensayo se aplicó una fuerza de compresión sobre el hueso (dirección negativa del eje z para el programa Ansys). El valor de los momentos M_bg y M_bp están muy por debajo de los 10kN·mm del límite de las células de carga, por lo que se llegó a la conclusión de que el modelo de células seleccionado era adecuado para la aplicación.

El código de Matlab completo se encuentra en el anexo I de este documento, pero para concluir en capítulo justificando los valores anteriores, a continuación, se encuentra una breve explicación del mismo.

En primer lugar, una vez Ansys obtuvo la solución del problema de elementos finitos, los números de referencia de los puntos de las diferentes regiones anteriormente mencionadas, esto es, cilindro en barra fija y móvil, óvalo en barra fija y móvil, se leyeron empleando el comando “xlread” de Matlab y se almacenaron en un vector para cada conjunto de datos.

La forma de guardar los datos en el fichero Excel que proporciona Ansys es en forma de columna, con un número de referencia de un punto por cada fila. Una vez se leían los ficheros, se guardaban los números de cada punto en diferentes vectores, obteniendo así 4 vectores, uno para cada región.

Por otro lado, la solución del problema de elementos finitos de Ansys se guarda en forma de fichero Excel codificado de la siguiente manera: la primera columna indica el número del punto referenciado y la segunda el valor de su tensión en MPa. Una vez se leyó dicho fichero, se consiguió asignar a cada punto de las regiones de interés el valor de su tensión; esto se hizo recorriendo el fichero de solución del problema de elementos finitos y comparando su primera columna con el vector correspondiente de la región. En este punto, teníamos ya almacenados los valores de tensión para cada punto de cada región de interés.

Por último, se procedió a calcular los valores de σ_c y σ_m empleando el procedimiento anteriormente descrito, esto es, σ_c haciendo el promedio en la región cilíndrica y σ_m haciendo el promedio en la región óvalada y restando el valor de σ_c (ya que la componente de σ_c en la parte interior de la barra, de donde se cogieron los puntos, tiene signo positivo [ver figura 3.10])

5 SELECCIÓN DE ACTUADORES

En el siguiente capítulo se discutirá la implementación de un actuador en el fijador. La función del actuador es generar vibraciones de baja amplitud, frecuencia en el rango de 1 a 50 Hz (considerada alta frecuencia para esta aplicación; a modo de ejemplo, en el estudio [15] se emplearon 35 Hz, un valor intermedio dentro de este rango), y con el mayor rango de fuerzas posible. Como se indicó en el capítulo introductorio mediante los artículos referenciados, aplicar vibraciones de baja amplitud y alta frecuencia durante la regeneración del hueso favorecen los procesos biológicos que intervienen en ella.

Debido a que la rigidez del callo aumenta progresivamente conforme avanza el tiempo tras la cirugía, tal como se mostrará a continuación en el documento, cuanto mayor sea la fuerza que ejerce el actuador mayor será el intervalo de tiempo en el que se podrá usar, ya que éste será capaz de ejercer fuerzas superiores a la rigidez del callo durante un tiempo más prolongado.

En este capítulo se analizan 3 tipos de actuadores distintos propuestos por el grupo de electrónica de la Universidad de Huelva tras haber explicado la aplicación para la que se utilizarán: actuadores magnéticos (bobina y vástago), actuadores piezoeléctricos y motores paso a paso y se concluye cual de las 3 tecnologías sería mas apropiada a la hora de implementar un actuador en modificaciones futuras al fijador.

5.1 Rigidez del callo tras la cirugía

Una vez colocado el fijador, los 20 primeros días tiene lugar la fase de distracción. Pasada esa fase, a partir de los 40 días tras la cirugía, la rigidez del callo aumenta exponencialmente haciendo necesario un actuador mucho más potente para mantener la amplitud y frecuencia de las vibraciones. En la figura 4.1, extraída de [4], se muestra una gráfica que representa la rigidez del callo óseo respecto al tiempo (días) tras la cirugía.

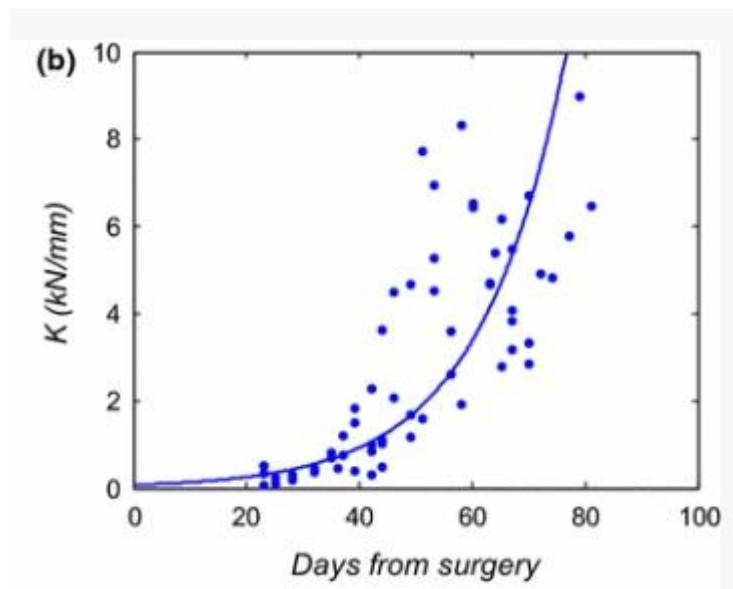


Figura 5.1 Rigidez del callo (K (kN/mm)) con respecto al tiempo.

En la figura anterior se aprecia como la rigidez K aumenta de forma exponencial a partir de los 40 días, aproximadamente. Esto supone tanto una ventaja como un inconveniente. Es ventajoso ya que un actuador que produzca fuerzas relativamente pequeñas, por ejemplo, de 0.1kN, podrá ser utilizado durante un número considerable de días tras la cirugía (unos 20 en el caso de que la amplitud sea 1mm), ya que en un principio el crecimiento de la rigidez es muy poco pronunciado. Por otro lado, el inconveniente de este crecimiento exponencial en la rigidez a la hora de dimensionar un actuador es que, como se vió en la introducción, en

concreto haciendo referencia al artículo [15], el tratamiento con vibraciones de forma continuada favorece algunos mecanismos de regeneración del hueso, haciendo deseable el uso del actuador durante el tiempo más prolongado posible. Lógicamente, a partir de las 6 semanas tras la cirugía, el rápido aumento en la rigidez obligará a dejar de usar el actuador debido a la potencia limitada que se puede conseguir con un actuador con un tamaño adecuada para su implementación

Para lograr un desplazamiento de 1mm en el callo, que es la amplitud deseada de las vibraciones, se deberá ejercer una fuerza de $K \cdot 1$ kN según la figura 4.1. Dependiendo del resultado de ese cálculo, el actuador nos permitirá aplicar las vibraciones más o menos tiempo dependiendo de la fuerza máxima que sea capaz de aplicar. A modo de ejemplo, un actuador capaz de ejercer una fuerza de 0.1kN, si la amplitud de las vibraciones es de 1mm, podría ser utilizado durante aproximadamente los primeros 20 días tras la cirugía, ya que, a partir de ese momento, la rigidez del callo haría imposible su desplazamiento con ese actuador, a menos que se redujera la amplitud de las vibraciones, por otra parte, si se empleara un actuador que pudiera ejercer una fuerza de 0.2kN, para la misma amplitud el tiempo de uso aumentaría hasta los 30 días. La tabla 5.1 recoge algunos valores de amplitud, fuerza y tiempo estimado de uso del actuador.

Amplitud de la vibración (mm)	Fuerza máxima del actuador (kN)	Tiempo de uso del actuador (días)
1	1	40
1	0.1	20
0.5	1	50
0.5	0.1	25

Tabla 5.1 Relación entre amplitud, fuerza máxima y tiempo de uso

De este modo, no es necesario encontrar un actuador que sea capaz de producir las vibraciones de la amplitud deseada durante todo el ensayo, ya que eso requeriría enormes fuerzas a partir de los 40 días, y el tamaño necesario para un actuador de tal potencia, así como la tensión de alimentación, haría inviable su implementación en el fijador. Más bien se trataba de encontrar un actuador de tamaño compacto, que fuera capaz de producir las vibraciones de 1mm de amplitud durante las primeras 2 o 3 semanas tras la cirugía.

5.2 Tecnología de vástago y bobina.

El principio de funcionamiento de los actuadores magnéticos de vástago y bobina es el siguiente: aplicando una corriente a una bobina se crea un campo magnético en su interior que atrae un vástago metálico desplazándolo en la dirección del campo. Cuando la corriente deja de aplicarse el vástago vuelve a su posición original, ya que el campo magnético en el interior de la bobina desaparece.

Esta tecnología presenta algunos problemas que comprometen la viabilidad de la misma para esta aplicación:

- Dejar de aplicar la corriente a la bobina deja libre el vástago, por lo que quedaría una pieza que o bien requeriría sujeción o bien quedaría suelta, lo cual es un problema ya que las ovejas al andar o mover la pata por algún otro motivo, harían oscilar el vástago metálico produciendo impactos en el fijador. Una posible solución a este problema sería diseñar alguna pieza que sujetara el vástago cuando el actuador no está en funcionamiento, pero esto requiere complicar el diseño del fijador y añadiría más piezas que ensamblar a la hora de la instalación en la pata del animal, lo cual contradice uno de los objetivos

fundamentales del trabajo, que es simplificar la instalación.

- Requieren altas tensiones para producir fuerzas del orden que se necesitan en nuestra aplicación, haciendo más complicada la electrónica del sistema o directamente inviable.

La siguiente tabla muestra datos sobre algunos actuadores electromagnéticos encontrados:

Modelo	Amplitud de la vibración (mm)	Fuerza máxima del actuador (N)	Voltaje de operación (V)	Longitud (cm)
1	15	70	110 (DC)	12.4
2	10	45	12 (DC)	60
3	25	22	12 (DC)	80

Tabla 5.2 Comparativa entre actuadores electromagnéticos

Como se puede observar, este tipo de actuadores se suelen centrar más en producir amplitudes relativamente grandes en comparación con las que nuestra aplicación necesita, y fuerzas pequeñas. El modelo 1 de la tabla anterior, que es el que más se acerca a la fuerza de 0.1kN que como se indicó anteriormente permite su uso durante un período de unos 20 días tras la cirugía, que es un período relativamente largo (3 semanas) pero en el que la rigidez del callo aún es pequeña, requiere una tensión de alimentación de 110V, lo cual hace muy complicada su aplicación desde el punto de vista eléctrico, concretamente haría necesaria una fuente de alimentación específica. Adicionalmente, su tamaño es muy grande para esta aplicación; a modo de ejemplo la distancia de diseño entre los aros es de aproximadamente 70mm, y la longitud de ese actuador es mayor que dicha distancia, haciendo muy complicada una eventual instalación de este.

5.3 Tecnología piezoeléctrica

La tecnología piezoeléctrica consiste en un material que es capaz de deformarse cuando se le aplica una determinada tensión (efecto piezoeléctrico). La deformación del material se aprovecharía para desplazar el callo. Una vez se deja de aplicar la tensión, el material vuelve a su estado original. La figura 4.2 muestra un esquema del funcionamiento de un actuador piezoeléctrico.

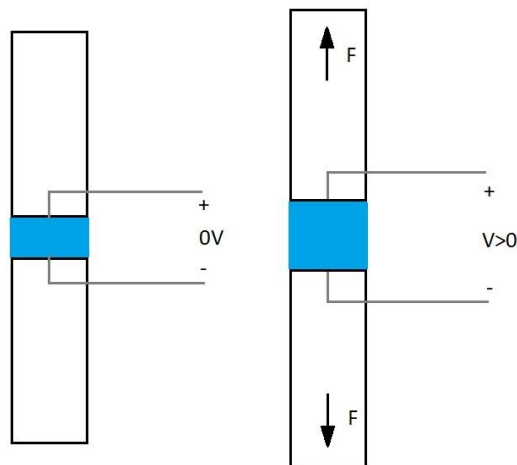


Figura 5.2 Material piezoeléctrico en su estado normal y deformado

Debido a que el material piezoeléctrico actuaría directamente sobre el callo, es decir, sin ningún mecanismo, la fuerza que debe generar es igual a la rigidez del callo multiplicada por la amplitud de las vibraciones.

Esta tecnología, a pesar de parecer atractiva en un principio, se descartó ya que está orientada fundamentalmente a aplicaciones que requieren fuerzas y desplazamientos muy pequeños. Su aplicación más popular actualmente es la de sensores de contacto y pulsadores, por lo que resultaría muy complicado encontrar un actuador de esta tecnología que fuerza capaz de generar fuerzas del orden de 0.1kN para poder usarlo durante un tiempo razonable, e incluso si se encontrara, requeriría voltajes muy elevados que complicarían enormemente la electrónica del fijador. Es interesante saber que realmente el efecto piezoeléctrico consiste en la polarización de un material cuando se le aplica un esfuerzo mecánico que lo deforma, mientras que el efecto contrario que es el que se busca para producir las distracciones, esto es, deformarse al aplicarse una tensión eléctrica, es conocido como efecto piezoeléctrico inverso, poniendo de manifiesto que la aplicación más directa de estos materiales es la polarización mediante la deformación [6].

5.4 Motores paso a paso

La tecnología de motor paso a paso nos ofrece dos posibilidades diferenciadas:

- Actuador mediante leva
- Actuador mediante piñón-corredera

Estas dos formas de generar vibraciones mediante un motor paso a paso son las más sencillas desde el punto de vista mecánico, ya que necesitamos transformar un movimiento de rotación, que es el que se produce en el eje del motor paso a paso, en uno lineal correspondiente a las vibraciones, siendo los sistemas de leva y piñón-corredera los más populares para este propósito, por ejemplo, las levas son empleadas en la inmensa mayoría de motores de combustión interna alternativos presentes en una gran variedad de vehículos, para la conversión del movimiento rotatorio de un eje en un movimiento lineal que permite la apertura y cierre de las válvulas. A continuación se estudiarán ambas alternativas y se dimensionará el motor necesario para producir las vibraciones.

5.4.1 Actuador mediante levas

Las implementación de levas permitiría convertir el movimiento circular del eje del motor paso a paso en un

movimiento recilíneo que provocaría la vibración del callo. La manera de instalar un mecanismo de este tipo en el fijador sería mediante la división de las barras. En lugar de disponerse la barra como una única pieza como se hace en nuestro fijador (ver capítulo de introducción), se dividirían en 2 piezas y se colocaría la leva entre ambas, pudiendo producir las vibraciones.

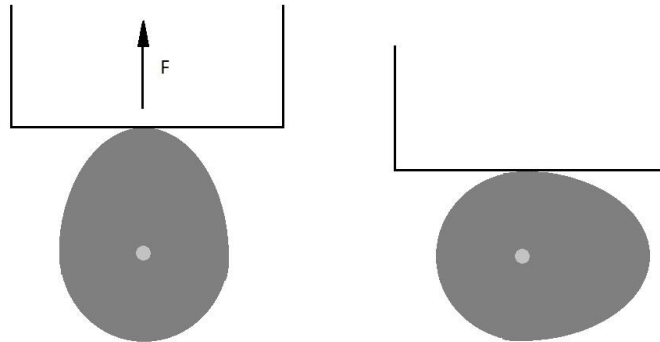


Figura 5.3 Desplazamiento producido por una leva

Para dimensionar el motor paso a paso necesario para la implementación de un actuador por levas, se deberá hacer un análisis de fuerzas en la leva. El esquema de las fuerzas que intervienen en el movimiento de la leva se presenta en la figura 4.4

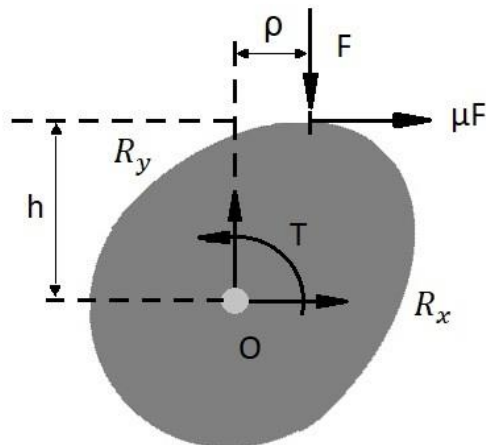


Figura 5.4 Fuerzas y momentos en la leva

Siendo:

R_x : reacción horizontal en el punto de contacto

R_y : reacción vertical en el punto de contacto

F: fuerza que debe vencer la leva (rigidez del callo)

μF : fuerza de rozamiento

T: par del motor paso a paso

h: distancia entre el eje y el punto de contacto en la dirección del eje y

ρ : distancia entre el punto de contacto y el eje en la dirección del eje x

Para hallar el valor de T que debe tener el motor para conseguir el desplazamiento del callo se hace un equilibrio de fuerzas y momentos en el punto O.

$$R_x + \mu F = 0 \quad (5.1)$$

$$R_y - F = 0 \quad (5.2)$$

$$T - F\rho - \mu Fh = 0 \quad (5.3)$$

Debido a que el valor de μF es despreciable respecto a F, ya que el contacto entre 2 metales suele tener un coeficiente de rozamiento μ menor a 0.3, podemos simplificar la ecuación 4.3 y dimensionar el valor de T mediante:

$$T = F\rho_{max} \quad (5.4)$$

Siendo ρ_{max} el valor de ρ cuando el punto de contacto está en el extremo de la barra. Si tomamos $\rho_{max} = 9mm$, y $F = 1kN$ (40 días de uso del actuador), necesitaríamos un par motor $T \geq 9kN \cdot mm = 9N \cdot m$. Para valores de fuerza diferentes, bastaría con multiplicar el valor anterior por el valor de la fuerza deseada en kN.

La ventaja más clara de emplear levas para producir las vibraciones es que la frecuencia de estas se controla muy fácilmente cambiando la velocidad de giro del motor, no siendo necesario cambiar el sentido del giro ya que la propia leva debido a su forma elevaría la barra al estar ésta en contacto con su cresta, y la bajaría al estar en contacto con la parte correspondiente al círculo base.

5.4.2 Actuador mediante piñón-cremallera

La otra opción para la implementación del motor paso a paso es emplear un sistema de piñón cremallera. La cremallera iría unida a la barra, y el motor paso a paso girando en un sentido o en otro la desplazaría hacia arriba o hacia abajo logrando las vibraciones. La fuerza F que debe vencer el motor es nuevamente la rigidez del callo multiplicada por la amplitud de la vibración necesaria.

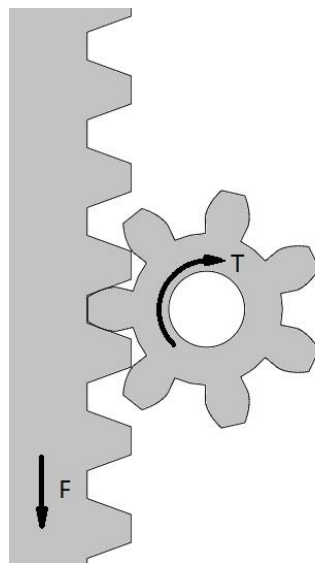


Figura 5.5 Sistema de piñón cremallera

En este caso, el par motor T necesario para generar las vibraciones se calcula mediante:

$$T = F \cdot R \quad (5.5)$$

Siendo R el radio del piñón.

En nuestro caso, suponiendo un piñón de radio 9mm (la mitad del diámetro de las barras móviles), y una fuerza F de valor 1kN (amplitud de 1mm, 40 días de uso del actuador), obtenemos un par motor de 9N·m

5.4.3 Conclusiones del motor paso a paso

El motor paso a paso se consideró la opción más apropiada de las tecnologías estudiadas debido a la gran oferta existente al ser un elemento muy utilizado en diversas aplicaciones, lo cual nos permite una mayor flexibilidad en cuanto a tamaño, par motor, consumo eléctrico, etc

En la siguiente tabla se presentan varios modelos de motor paso a paso y sus características mas relevantes para nuestro caso:

Modelo	Par motor (N·m)	Voltaje de operación (V)	Longitud (cm)	Precio aproximado (€)
Autonics A4K-M564-S	0.4	24 (DC)	4.85	100
Oriental motor PKP266D14A2	1.5	4.6 (DC)	5.4	80
Oriental motor PKP268D28M	2.3	3.4 (DC)	11.2	150

Tabla 5.3 Comparativa entre motores paso a paso

Como conclusión, se observa que los motores paso a paso son una opción bastante económica, con precios alrededor de los 100€, y que permiten el uso del actuador durante 20-40 días. Adicionalmente, se pueden encontrar motores paso a paso en una gran variedad de tamaño, lo cual ayuda a seleccionar un modelo adecuado para ser instalado en el fijador.

6 OPTIMIZACIÓN DE LAS PIEZAS

En este capítulo se explicarán los cambios realizados en las piezas del fijador original. El capítulo se dividirá en tres apartados; uno de ellos para explicar los cambios relativos a la sujeción de los pines de Schanz, que como se vio en el capítulo 1 son aquellos que permiten la sujeción del aro a cada parte del hueso fracturado, y dos apartados para exponer las nuevas piezas que permiten la instalación de las nuevas células de carga, tanto en una configuración para ingeniería de tejidos, que como se explicó en el capítulo introductorio no requiere desplazamiento en ninguna parte del hueso, como en una configuración para distracción osteogénica que si requiere el desplazamiento de los aros para así permitir la separación de las dos partes del hueso al que se le practicó la osteotomía.

6.1 Optimización de la sujeción de pines

Como se indicó en el capítulo de introducción, los pines de Schanz, aquellos que unen el aro a cada fragmento de hueso resultante de la fractura, se sujetan al aro mediante unas abrazaderas unidas al mismo. En la figura 5.1 se puede ver uno de los aros con sus correspondientes abrazaderas situadas en su posición correspondiente.

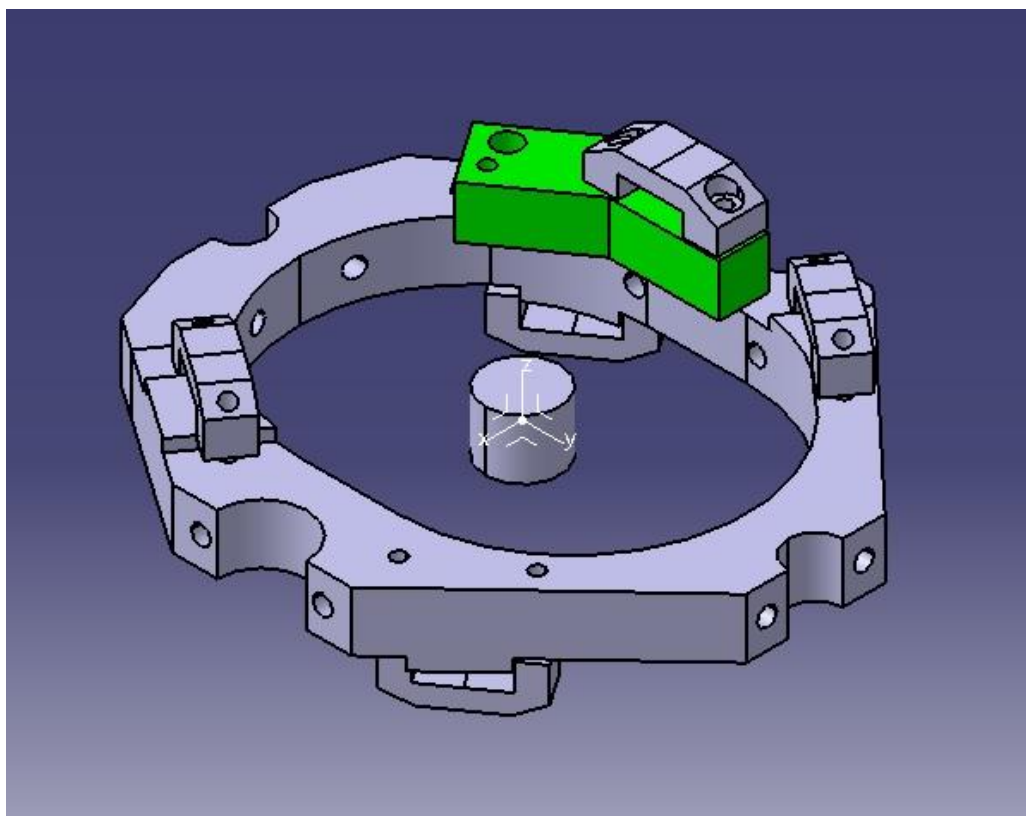


Figura 6.1 Sujeción de los pines al aro en el fijador original

Como se observa en la figura, el aro posee 4 abrazaderas unidas directamente a él, permitiendo así la unión al de cuatro pines que se introducirán en el hueso de la pata del animal permitiendo la sujeción. Los pines quedan fijos gracias al apriete que produce la abrazadera al atornillarse. La pieza verde con una abrazadera sobre ella corresponde a la sujeción del pin unicortical, que se encuentra en una posición diferente a los otros 4. Esta

configuración para la sujeción de los pines es igual en el aro situado en la parte inferior del fijador. Cada abrazadera se une al aro mediante dos tornillos de métrica 3. El principal inconveniente de esta configuración es la dificultad del montaje ya que las 5 abrazaderas de cada aro deben colocarse una a una con dos tornillos por unidad, lo cual dificulta bastante el ensamblaje durante la cirugía, por lo que se buscó una solución que simplificara en la medida de lo posible la sujeción de los pines, sin perder rigidez en el sistema.

En un principio se diseñó un sistema de sujeción consistente en dos piezas cubre-aros que se atornillarían al mismo dejando el espacio suficiente en los zócalos donde se colocan los pines (ver figura 6.1, partes que sobresalen de la superficie del aro). Si bien la colocación de dichas piezas es muy sencilla, ya que sus huecos encajan directamente con los zócalos para los pines ya existentes, el hecho de ser una pieza única con forma de aro resulta un inconveniente a la hora de instalarlo en la pata del animal durante la cirugía. Esto ocurre porque, como se indicó en el capítulo introductorio, los aros pueden separarse en dos piezas haciendo que puedan ensamblarse directamente sobre la pata del animal. Si la pieza fuera única, tendría que ser insertada previamente en la pata lo cual dificultaría el proceso de ensamblaje del fijador, a menos que se diseñara un sistema similar al de los aros que permitiera dividir dichas piezas cubre-aros. El principal inconveniente de esta última opción es que añadiría más tornillos y más operaciones a la hora de ensamblar en fijador, y dado que se pretende reducir esa complejidad dicho diseño quedó descartado. Este primer diseño se puede ver en la figura 6.2

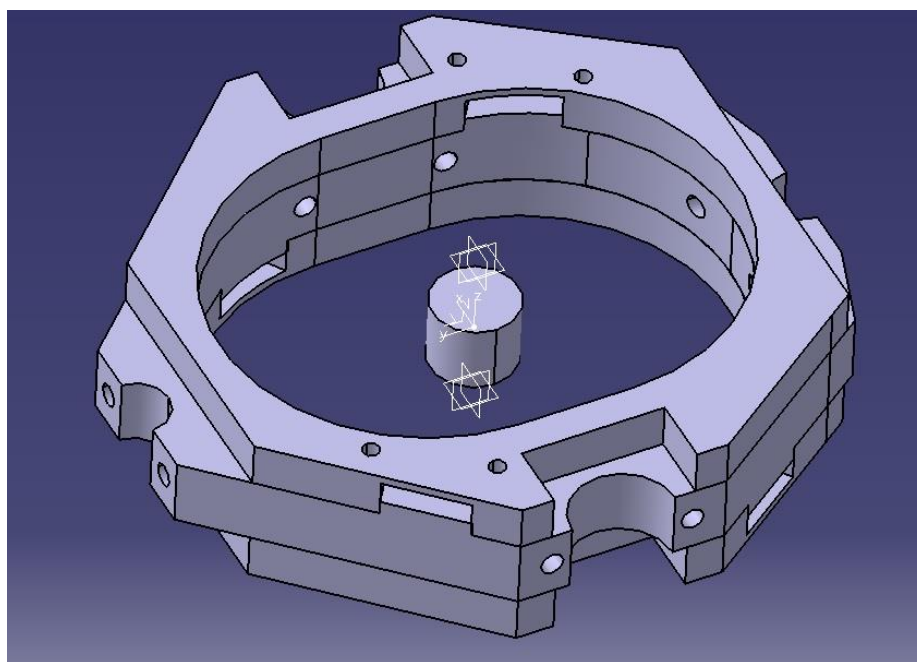


Figura 6.2 Primer diseño de la nueva sujeción de pines

La solución por la que se optó finalmente fue “separar” el diseño anterior en dos piezas independientes que se colocarán en la parte superior e inferior del aro, en cada una de sus caras. Adicionalmente, el hueco disponible en dichas piezas para la colocación de las barras se hizo más grande con el objetivo de asegurar que no haya colisión entre las nuevas piezas que soportan las nuevas células de carga y las piezas cubre-aros para la sujeción de los pines, dejando así la posibilidad de realizar un acercamiento de los aros en trabajos futuros haciendo el sistema más compacto. Las nuevas piezas se muestran en las figuras 6.3 y 6.4

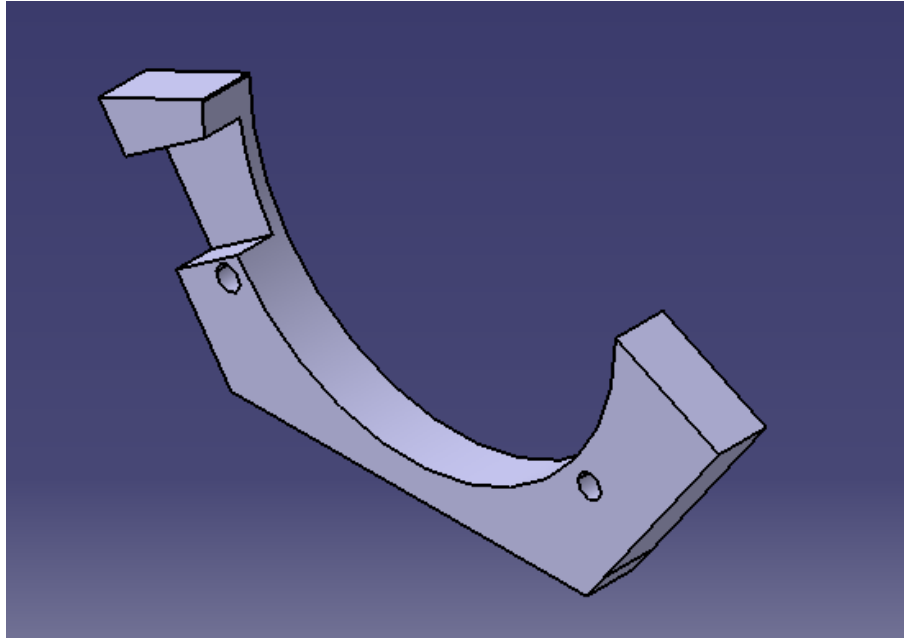


Figura 6.3 nueva pieza para la sujeción de pines (1)

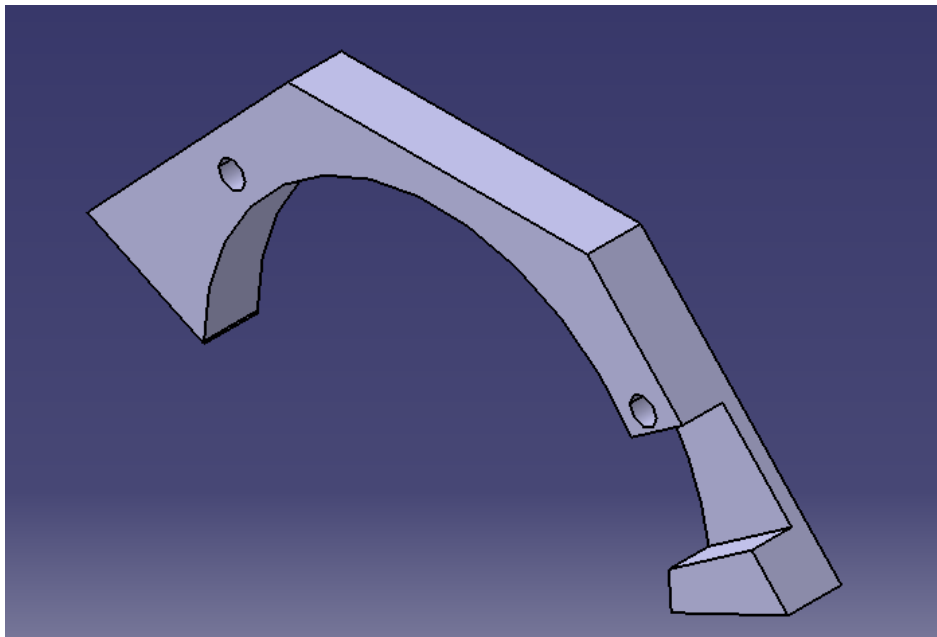


Figura 6.4 nueva pieza para la sujeción de pines (2)

Con estas nuevas piezas, se aumenta el tamaño de la parte encargada de la sujeción de los pines, facilitando considerablemente su instalación. La métrica de los tornillos de sujeción se ha aumentado, de 3mm (fijador original) a 4mm, proporcionando una sujeción más segura. Por otro lado, la holgura entre la abrazadera nueva y la parte del aro en la que se apoya el pin sigue siendo la misma (4mm), por lo que los pines utilizados hasta el momento podrán seguir siendo empleados en el nuevo diseño, asegurando así la compatibilidad entre las piezas del fijador original y las nuevas introducidas.

Para la sujeción del pin unicortical, se ha empleado el mismo sistema que en el fijador original, es decir, utilizando la misma abrazadera, pero cambiando el soporte (pieza verde en la figura 5.1 correspondiente al fijador original). La razón por la cual no se ha diseñado una pieza nueva, es porque se puede adaptar fácilmente el soporte a la nueva sujeción como se explica a continuación, y en segundo lugar para dejar el mayor espacio posible entre el aro y el hueso de forma que su instalación durante la cirugía sea lo mas sencilla

posible, lo cual lograba el sistema original al adaptarse muy bien al tamaño de la abrazadera. La figura 5.4 muestra el nuevo soporte para el pin unicortical (pieza donde se apoyará).

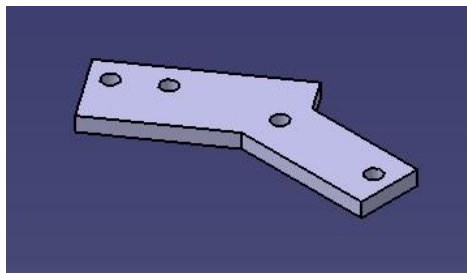


Figura 6.5 nuevo soporte del pin unicortical

Para la sujeción de esta última pieza a las piezas de sujeción de los pines, se emplean dos agujeros roscados de métrica 4, de forma que uno de ellos será el que se utilice para unir la sujeción al aro y otro será un agujero auxiliar para evitar el giro de la pieza una vez instalada.

Se puede observar una diferencia en el espesor de la pieza original (pieza verde en la figura 5.1) y el nuevo diseño. Esto es debido a que la pieza original iba atornillada directamente sobre el aro, y la nueva lo hará sobre la nueva pieza para sujeción de los pines, que cubre parte del aro, aprovechando el tornillo que la sujeta al aro. La posición en la que queda el pin unicortical en el sistema original y en el nuevo es idéntica.

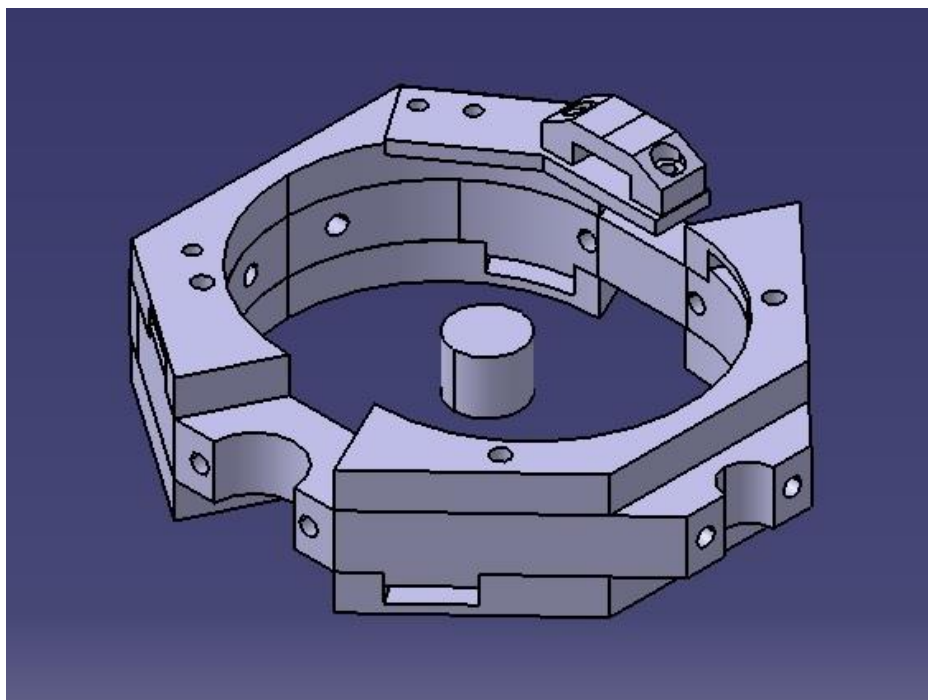


Figura 6.6 Ensamblaje de la nueva sujeción

En la figura anterior se muestra el ensamblaje de la nueva sujeción de pines. Este nuevo sistema facilita el montaje gracias a la mejor distribución de los tornillos, la disminución del número de estos y una mayor robustez en la unión gracias al aumento de su métrica.

6.2 Instalación de las nuevas células de carga (ingeniería de tejidos)

El capítulo 3 de este trabajo se centraba en la resolución del problema que ocasionaban los momentos flectores en las células de carga, que eran la alteración de las medidas de fuerzas axiales, y la rotura o daño que podían ocasionar en las células. Gracias a las células de carga que se seleccionaron en ese capítulo, se puede simplificar enormemente la instalación de estas, ya que no requieren el sistema que las aísla de los esfuerzos de flexión que estaba compuesto de múltiples piezas que debían ser ensambladas a mano.

Como se comentó en el capítulo de objetivos de este trabajo, el nuevo diseño del fijador tendría que poder utilizarse tanto para la ingeniería de tejidos como para la distracción osteogénica. El ensamblaje que se presenta en este apartado permite la medición de fuerzas axiales, sin embargo, este montaje no dispone del sistema de tuerca y tornillo que, si bien es necesario para la distracción osteogénica ya que este sistema es el que permite la separación de los aros mediante el desplazamiento del tornillo al desenroscarlo de la tuerca, no lo es para la ingeniería de tejidos, ya que este no cumple ninguna función en este tipo de ensayos al no realizarse ninguna separación en los aros. A continuación, se describe el proceso de diseño de nuevas piezas que permiten implementar las nuevas células de carga en el fijador en una configuración para la ingeniería de tejidos.

En primer lugar, es necesario conocer las diferencias de tamaño entre el modelo antiguo de las células de carga y el modelo seleccionado en este trabajo. Las figuras 6.6 y 6.7 permiten comparar las dimensiones de las células antiguas y las de las nuevas, poniendo de manifiesto la necesidad de diseñar este nuevo sistema para unir las barras.

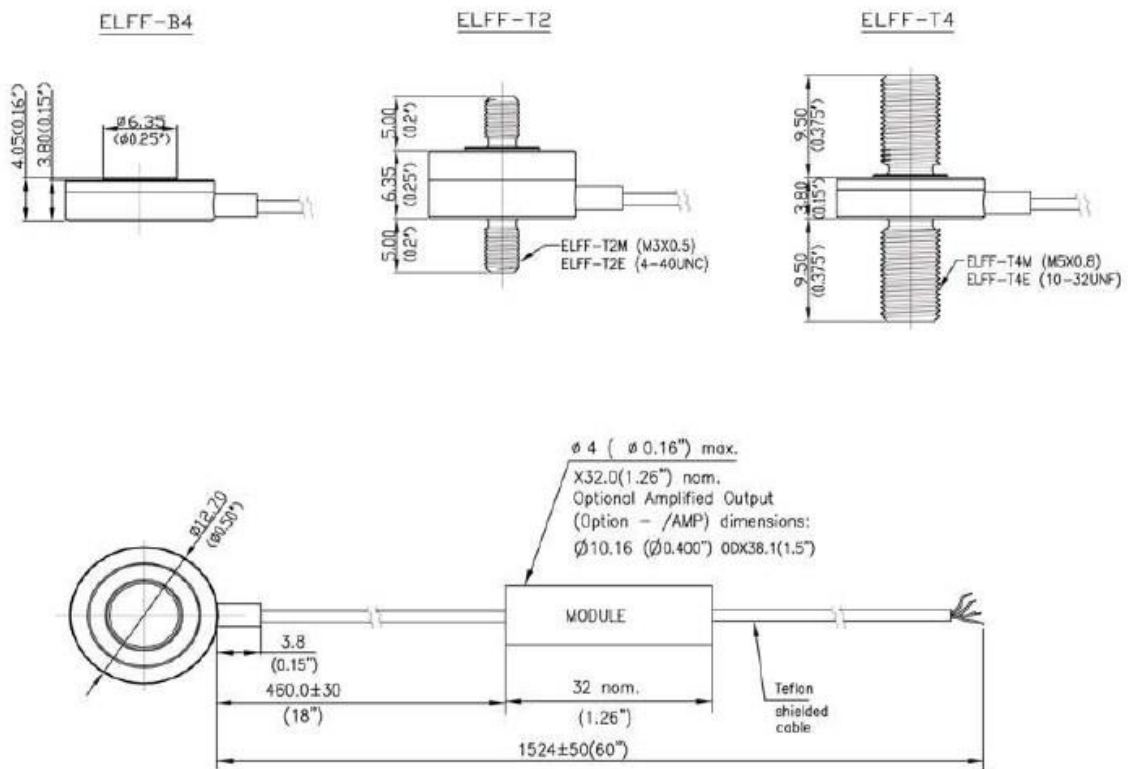


Figura 6.7 Dimensiones de las células antiguas

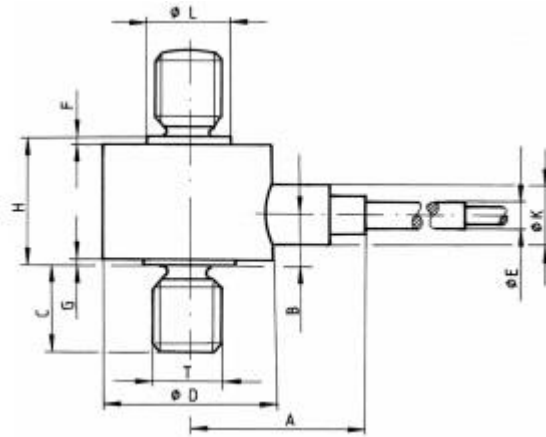


Figura 6.8 Dimensiones de las nuevas células

Parámetro	Valor (mm)
A	25.4
B	7
C	9.7
D	25.4
E	3.6
F	0.8
G	0.5
H	23.9
K	6.4
L	8.7

Tabla 6.1 Dimensiones de la nueva célula de carga

Para ver de forma rápida las diferencias en las dimensiones entre ambas células, nos ayudamos de la tabla 6.2

	Modelo antiguo	Modelo nuevo
Altura (mm)	16.35	44.6
Diámetro (mm)	12.70	25.4

Tabla 6.2 Comparativa básica del tamaño entre células de carga

Nota: La altura de cada célula en la tabla 6.2 corresponde a la distancia entre el extremo de la rosca superior y el extremo de la rosca inferior.

Como el sistema aislador de momento flector ya no es necesario con las nuevas células, estas se unieron a las barras mediante piezas que se roscan en ellas, reduciendo así enormemente el número de piezas necesarias (el sistema aislador de momento original contenía más de 5 piezas, mientras que el diseño propuesto solo consta de 3) Las siguientes figuras muestran la instalación de las nuevas células.

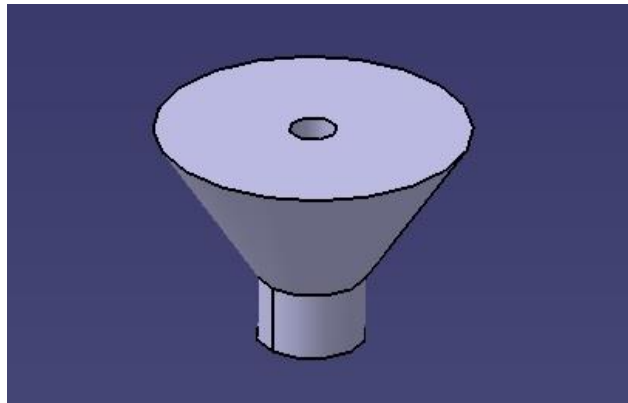


Figura 6.9 Soporte de la nueva célula

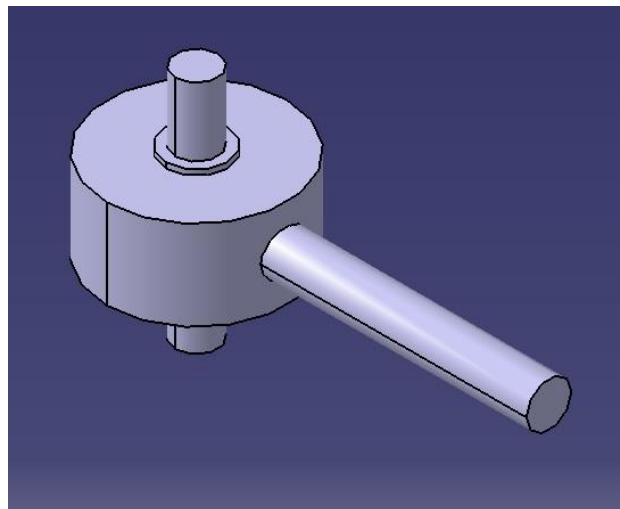


Figura 6.10 Modelo de la nueva célula

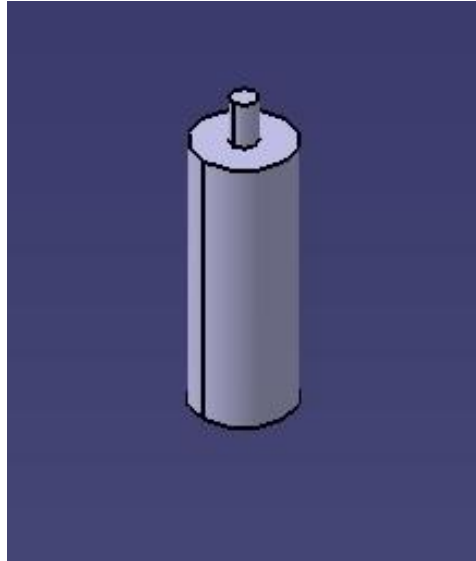


Figura 6.11 Pieza para la unión al aro

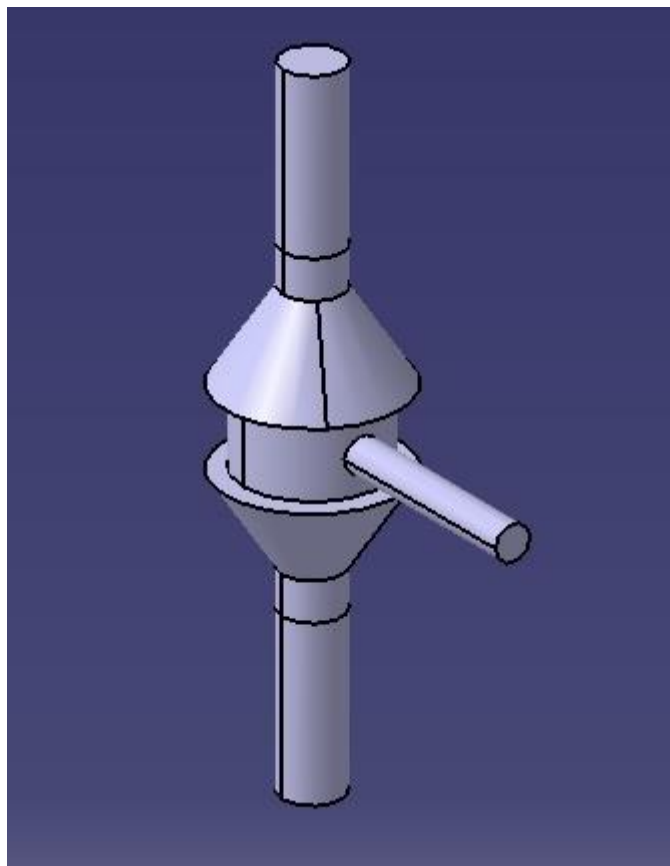


Figura 6.12 Célula de carga nueva ensamblada

La manera de ensamblar el nuevo soporte para las células es la siguiente: se rosca una pieza de soporte como la mostrada en la figura 6.9 en cada extremo de la célula hasta que el zócalo situado en cada cara de la célula (ver figura 6.10, este zócalo es el que debe hacer contacto con el elemento que transmitirá la fuerza a la célula)

hace contacto con la pieza de soporte. Posteriormente se roscan las piezas de la figura 6.11 en los soportes superior e inferior ya enroscados en la célula permitiendo así la unión del sistema con los aros.

El diámetro de las piezas cilíndricas de la figura 5.11 que permiten la sujeción de las células de carga ya roscadas en sus soportes es de 11mm, por lo que se pueden colocar directamente en los huecos que había en el aro original para las barras fijas también de diámetro 11mm. Para colocar las otras dos células en los huecos que inicialmente habían sido diseñados para las barras móviles de diámetro 18mm (ver figura 3.1), se diseñó la pieza mostrada en la figura 5.12 que permite la adaptación entre ambos diámetros.

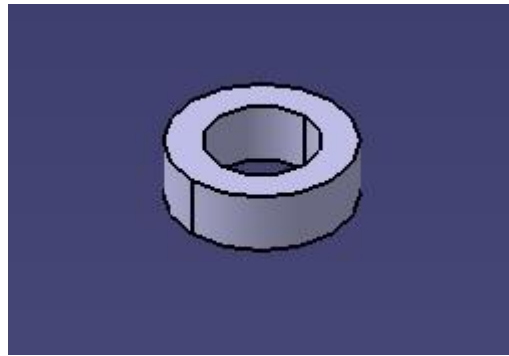


Figura 6.13 Arandela para la adaptación de diámetros

Esta pieza es una arandela que va encajada en la abrazadera de las antiguas barras móviles, permitiendo la adaptación entre diámetros.

De este modo, el nuevo ensamblaje del fijador completo sería el siguiente:

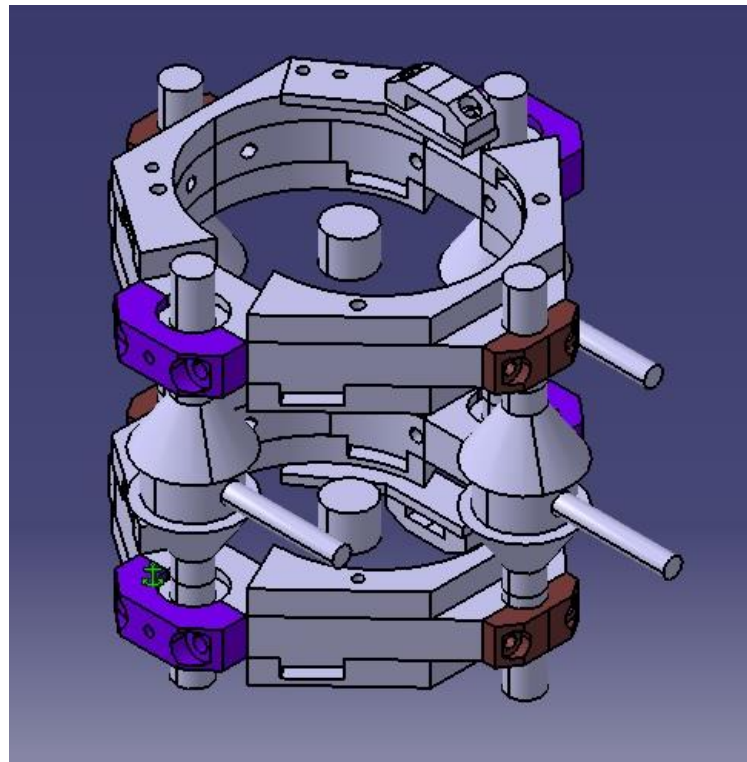


Figura 6.14 Ensamblaje con las nuevas piezas

Se ha logrado por tanto un diseño del fijador apropiado para la ingeniería de tejidos que elimina totalmente la complejidad del sistema asilador de momento del diseño original al haber reducido tanto el número de piezas a ensamblar como el tamaño de la sujeción de los pines que fijan el fijador al hueso. Esta configuración del fijador permite la medida de fuerzas axiales entre los 2 aros para monitorizar así el proceso de formación de nuevo callo determinando su rigidez como se explicó en el capítulo 5.

Debido a que, como se explicó en el capítulo de objetivos, el fijador debe permitir tanto la distracción como la ingeniería de tejidos, se diseñó también un sistema que permite acoplar las nuevas células de carga con el sistema de tuerca y tornillo que permite la separación de los aros y la sujeción de ambos elementos a ambos aros. En el siguiente apartado se describe dicho sistema y se muestran las nuevas piezas diseñadas.

6.3 Instalación de las nuevas células de carga (distracción osteogénica)

En primer lugar, se modeló en catia el sistema de tuerca y tornillo que permite la separación de los aros, con el objetivo de poder dimensionar las piezas nuevas que permitirán la instalación de las nuevas células de carga.

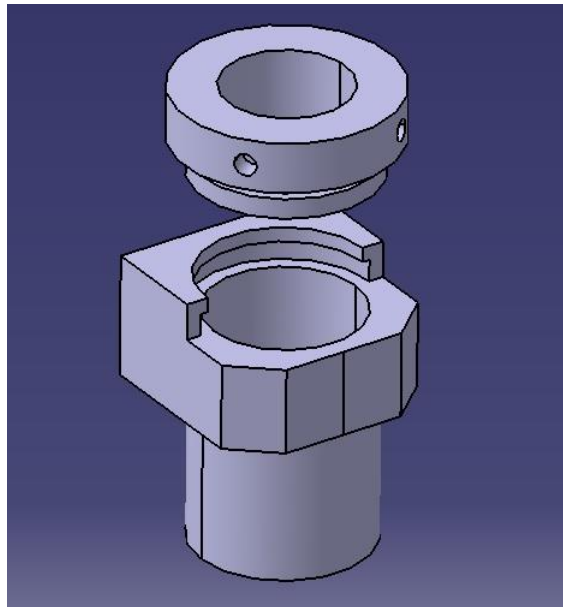


Figura 6.15 Tuerca y soporte

En la figura anterior se puede ver la tuerca que permite el desplazamiento del tornillo que va roscado en su interior y con ello el movimiento de los aros, así como la pieza que sirve de soporte para esta rosca.

Seguidamente, se modeló el tornillo que se rosca en el interior de la tuerca anterior.

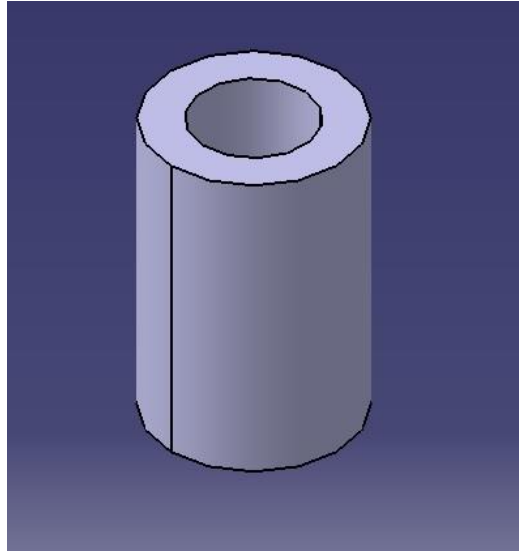


Figura 6.16 Tornillo

El tornillo de la figura 6.16 (nuevo diseño) es muy parecido al que se empleaba en el diseño del fijador (distractor) anterior, sin embargo, este nuevo tornillo es de menor longitud. El motivo de este acortamiento en la longitud es que no es necesario separar los aros más de 15mm, mientras que en el tornillo anterior en su estado más extendido respecto a la rosca sobresalía una longitud de unos 25mm, por lo que emplear el tornillo anterior supondría un gasto de espacio innecesario e incluso perjudicial teniendo en cuenta que las nuevas células de carga poseen un tamaño mayor a las anteriores, lo cual haría imposible colocar la célula de carga entre los dos aros mediante un diseño relativamente simple. El tornillo nuevo posee una rosca de métrica 20 y paso 2.5mm en su parte exterior, haciendo posible su roscado en la tuerca, también de métrica 20 y paso 2.5mm. Adicionalmente, en su parte interior posee un agujero pasante, del cual los 8 primeros milímetros poseen una rosca de métrica 14 y paso 2 mm. El propósito de esta rosca interior es permitir ensamblar la pieza que permitirá la sujeción al aro superior, pero solo están roscados los primeros 8 milímetros para asegurar que, una vez instalada la pieza recién mencionada, el sistema quedara fijo y dicha pieza no siguiera enroscándose hacia dentro.

A continuación se muestra una imagen del sistema de tuerca y tornillo ensamblado:

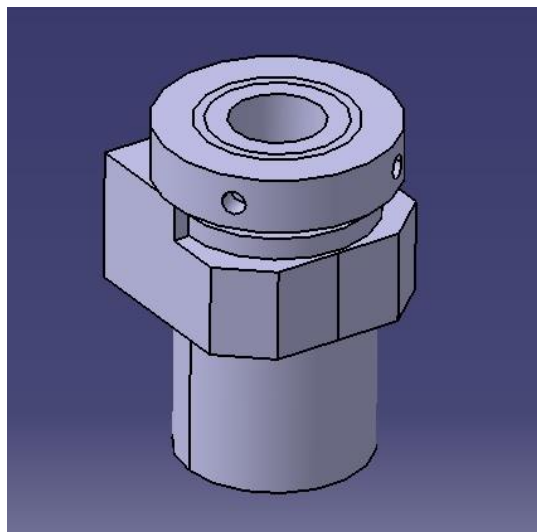


Figura 6.17 Tuerca y tornillo ensamblados

Como aclaración, en la anterior imagen puede parecer que hay un conflicto con los diámetros de la rosca del tornillo y de la tuerca, sin embargo, esto únicamente es debido a la forma de Catia de dibujar las roscas. Ambas piezas poseen una rosca de la misma métrica.

Para la sujeción del tornillo con el aro superior, se diseñó la siguiente pieza, consistente en una barra que en su parte inferior tiene un diámetro de 14mm (con rosca de métrica 14 para insertarse en la parte interior del tornillo) y en su parte superior un diámetro de 11mm para permitir su introducción en la abrazadera del aro.

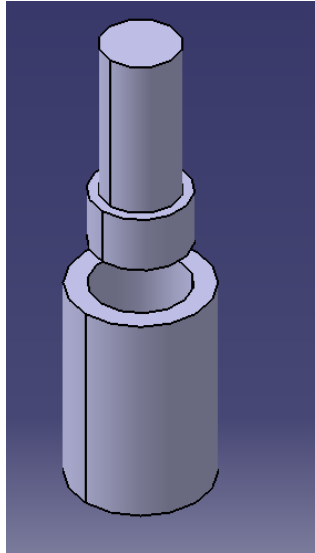


Figura 6.18 Tornillo y pieza de sujeción tornillo-aro

Llegados a este punto, se tiene el sistema de tuerca y tornillo ensamblado sobre un soporte, y la pieza de unión tornillo-aro. El siguiente paso es diseñar la unión entre la célula de carga, el aro y el resto del sistema.

En primer lugar, en la parte inferior de la pieza soporte de la tuerca y el tornillo (ver figuras 6.15, 6.17), se practicó un agujero roscado de métrica 6 y profundidad 11.75mm para permitir que la célula se enrosque por completo (viendo la tabla 6.1, la parte de la célula que se enrosca en el soporte mide aproximadamente 10mm). El agujero roscado en el soporte se puede ver en la figura 6.19.

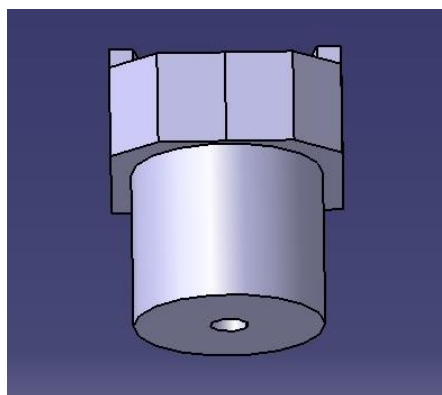


Figura 6.19 Agujero roscado en el soporte de la tuerca

Una vez insertada la célula en dicho agujero, se tiene el siguiente montaje:

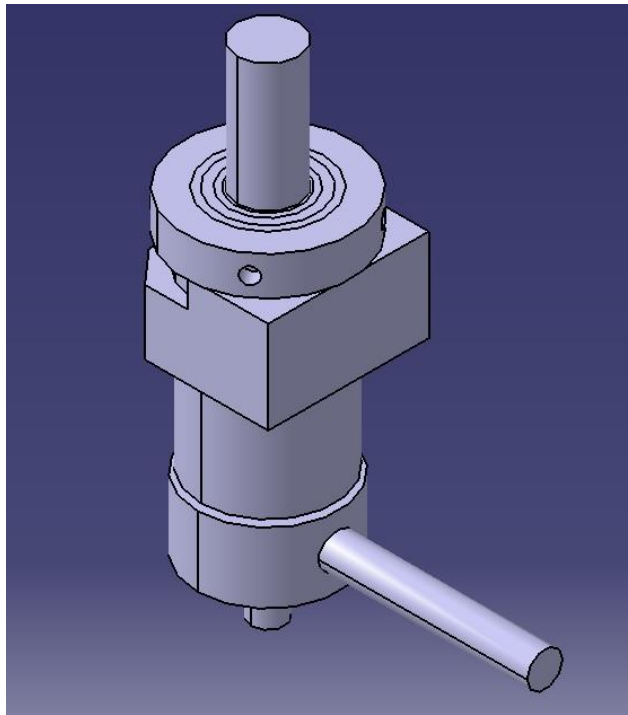


Figura 6.20 Célula de carga insertada al sistema tuerca-tornillo

El último paso es el diseño de la pieza que unirá la célula de carga al aro inferior. Dicha pieza consiste en una barra cilíndrica con un agujero roscado de métrica 6 donde se enrosca la célula. El diámetro de dicha barra es de 11mm.

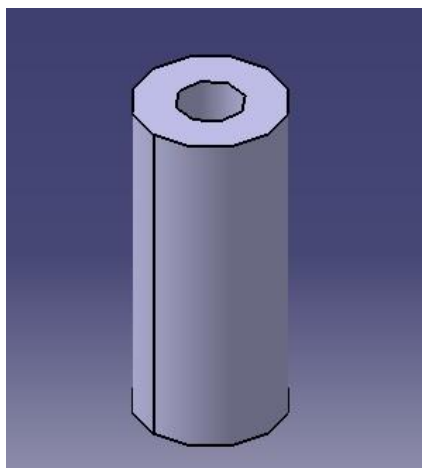


Figura 6.21 pieza de unión célula-aro

Una vez enroscada esta última pieza en la célula de carga, se dispone ya de de todo el montaje. En la figura 6.22 se puede ver una imagen del mismo.

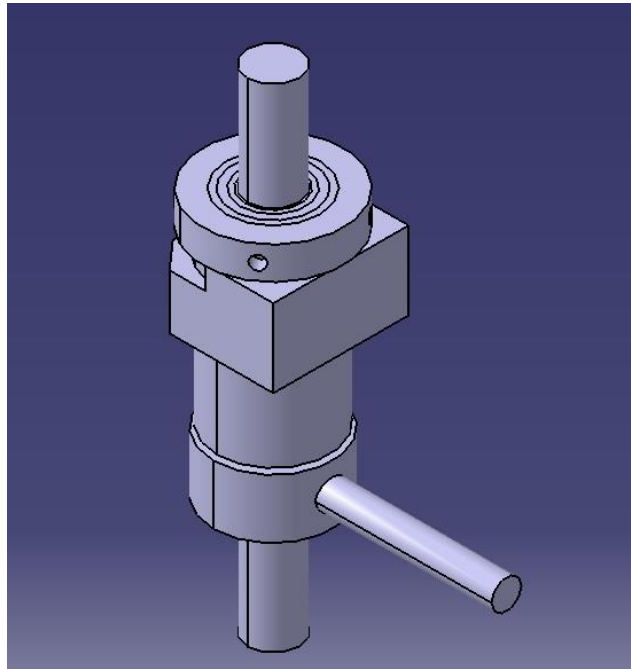


Figura 6.22 Montaje de la nueva barra móvil

Finalmente, en la figura 6.23 se muestra el fijador (distractor) completo ensamblado para la distracción osteogénica:

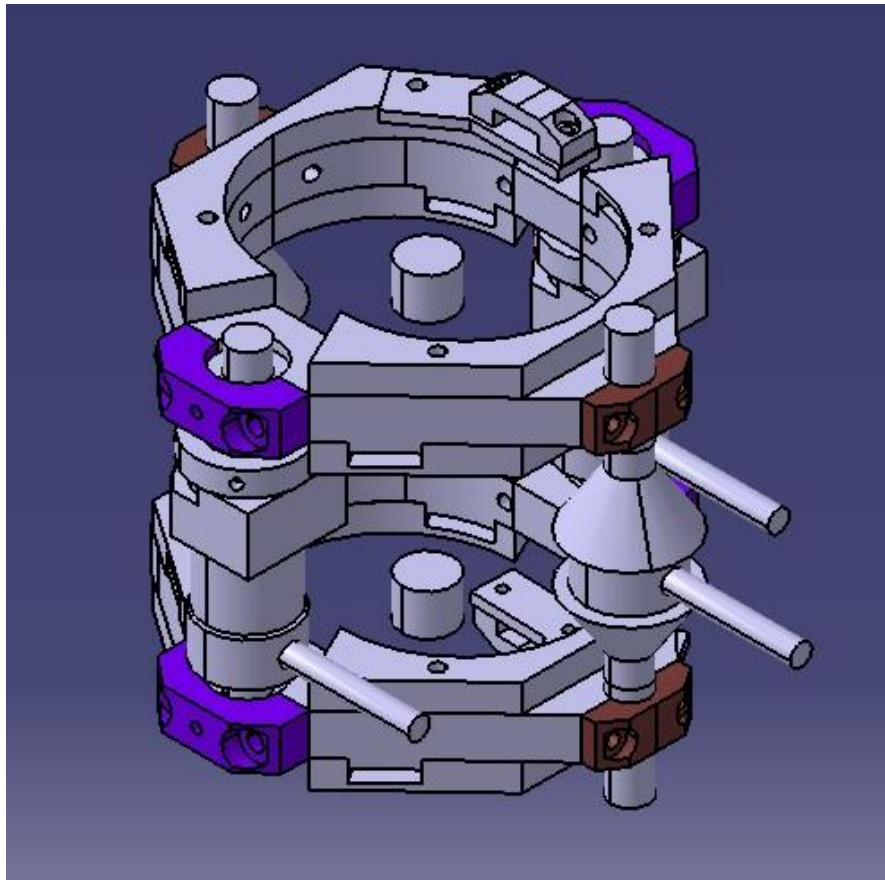


Figura 6.23 Ensamblaje completo para distracción osteogénica

Este montaje posee una ventaja adicional; entre la célula de carga y el aro inferior, y entre la tuerca y el aro superior existe una holgura total de 10.75mm, lo cual permitirá en futuros proyectos un acercamiento de ambos aros haciendo el sistema más compacto.

El montaje conseguido permite la separación de los aros (y con ello de las partes del hueso unidas a ellos) gracias al sistema de tuerca y tornillo. Al desenroscar el tornillo, éste comenzará a sobresalir del agujero interior de la tuerca y, al estar sujeto al aro mediante la pieza de unión tornillo-aro presentada anteriormente, producirá la separación entre ambos aros. Al igual que el anterior montaje para ingeniería de tejidos, este sistema permite medir las fuerzas axiales entre los aros para determinar la rigidez del callo que está siendo generado, gracias a las células de carga.

7 CONCLUSIONES

Mediante este trabajo, se ha conseguido mejorar el diseño del fijador original; las principales mejoras conseguidas se recuerdan a continuación:

Se sustituyó el sistema aislador del momento flector que prevenía las células de carga de resultar dañadas por dichos esfuerzos o de proporcionar medidas erróneas por unas células de carga específicamente diseñadas para tolerar dichos esfuerzos y no verse afectada su medida por los mismos. Además de simplificar la instalación de las células en el fijador, se seleccionó un modelo que se adapta muy bien al presupuesto de 10.000€, siendo el coste unitario de 1218€.

Se realizó una comparativa entre tres tecnologías propuestas para un actuador que genere vibraciones los días después de la cirugía. Se ha determinado que el motor paso a paso es la tecnología más adecuada para este propósito, siendo sus principales atractivos su tamaño compacto que facilita su implementación en un futuro, la capacidad de generar fuerzas relativamente altas, en rangos de 0.5 a 2.5 kN·mm aproximadamente, lo cual permite su uso durante varias semanas después de la cirugía, con el consiguiente beneficio para la regeneración ósea. Esta selección sienta las bases para trabajos futuros donde se diseñen los cambios en la construcción para introducir un actuador en el fijador.

Se hizo el diseño de un nuevo sistema de sujeción de pines que simplifica el ensamblaje del fijador durante la cirugía a la vez que logra que los pines ya fabricados puedan seguir utilizándose al ser el espacio para su sujeción idéntico al anterior.

Se adaptaron las nuevas células de carga seleccionadas al diseño del fijador, mediante la introducción de nuevas piezas que permitieran su sujeción e instalación en el fijador. Asimismo, se diseñaron 2 configuraciones diferentes en el fijador, una de ellas para ingeniería de tejidos y otra para distracción osteogénica, evitando tener que emplear el sistema de tuerca y tornillo para ensayos de ingeniería de tejidos al no ser necesario.

Por último, este trabajo abre las puertas a futuras mejoras al fijador, destacando principalmente la implementación física del actuador seleccionado en el capítulo 5 (motor paso a paso), y el acercamiento de los aros para lograr un sistema más compacto que permita alejar los aros de las articulaciones entre huesos.

REFERENCIAS

- [1] F. J. O'Brien, «Biomaterials & scaffolds for tissue engineering,» *Materials today*, vol. 3, nº 14, pp. 88-95, 2011.
- [2] I. B. Cervantes, «Consolidación ósea,» 2015. [En línea].
- [3] J. Hum, «Bioactive glass combined with zein as composite material for the application in bone tissue engineering,» *Biomedical Glasses*, vol. 1, nº 4, pp. 72-81, 2018.
- [4] J. M. Macías, «Distraction osteogenesis device to estimate the axial stiffness of the callus in Vivo,» *Medical engineering & physics*, vol. 10, nº 37, pp. 969-978, 2015.
- [5] J. M. Macías, *Biomechanics of bone transport: in vivo, ex vivo and numerical characterization*, Sevilla, 2016.
- [6] J. M. Macías, *Diseño de dispositivos para el análisis experimental del proceso de transporte óseo en ovejas*, Sevilla, 2012.
- [7] J. M. Montes, *Ciencia e Ingeniería de los Materiales*, Sevilla: Paraninfo, 2014.
- [8] K. Ito, «Biology of Fracture Healing,» *AO Principles of Fracture Management*, 2007.
- [9] L. C. YuhWong, «Review of techniques for monitoring the healing fracture of bones for implementation in an internally fixated pelvis,» *Medical engineering & physics*, vol. 2, nº 34, pp. 140-152, 2012.
- [10] L. Claes, «The influence of stiffness of the fixator on maturation of callus after segmental transport,» *The Journal of bone and joint surgery*, vol. 1, nº 82, pp. 142-148, 2000.
- [11] R. Marsell, «The Biology of Fracture Healing,» *Injury*, vol. 6, nº 42, pp. 551-555, 2011.
- [12] R. Rohilla, «Outcome of distraction osteogenesis by ring fixator in infected, large bone defects of tibia,» *Journal of clinic orthopaedics and trauma*, nº 7, pp. 201-209, 2016.
- [13] S.-L. Chung, «Low-Magnitude High-Frequency Vibration Enhances Gene Expression Related to Callus Formation, Mineralization and Remodeling During Osteoporotic Fracture Healing in Rats,» *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 12, nº 32, pp. 1572-1579, 2014.
- [14] T. Onishi, «Osteogenic Extracellular Matrix Sheet for Bone Tissue Regeneration,» *European cells & materials*, nº 36, p. 68, 2018.
- [15] Y. Li, «Effects of continuous or intermittent low-magnitude high-frequency vibration on fracture healing in sheep,» *International orthopaedics*, pp. 1-8, 2018.
- [16] Z. W., «Cell-Derived Extracellular Matrix: Basic Characteristics and Current Applications in Orthopedic Tissue Engineering,» *Tissue Engineering Part B: Reviews*, vol. 3, nº 22, pp. 193-207, 2016.

8 ANEXO I: CÓDIGO DE MATLAB

El siguiente anexo contiene el código del Script de Matlab indicado en el capítulo 3 que se utilizó para calcular las el momento flector máximo en las barras.

Código:

```
%CARGAMOS LOS DATOS
clear
clc

puntos_de_rodaja_bg=xlsread('puntos_de_rodaja_bg.xlsx');
puntos_de_rodaja_bp=xlsread('puntos_de_rodaja_bp.xlsx');
tensiones=xlsread('stress.xlsx');
puntos_de_ovalito_bg=xlsread('ovalito_bg.xlsx');
puntos_de_ovalito_bp=xlsread('ovalito_bp.xlsx');
k=1;

% CÁLCULO DE LA INERCIA DE LAS BARRAS

I=1/12*2700*pi/4*(18e-3)^2*151.05e-3*(151.05e-3)^2;

datos_rodaja_bg=[];
datos_rodaja_bp=[];
datos_ovalito_bg=[];
datos_ovalito_bp=[];

for i=1:length(tensiones)
    if tensiones(i)==puntos_de_rodaja_bg(k)
        datos_rodaja_bg=[datos_rodaja_bg;k tensiones(i,2)];
        if k<length(puntos_de_rodaja_bg)
            k=k+1;
        end
    end
end
k=1;

for i=1:length(tensiones)
    if tensiones(i)==puntos_de_rodaja_bp(k)
        datos_rodaja_bp=[datos_rodaja_bp;k tensiones(i,2)];
        if k<length(puntos_de_rodaja_bp)
            k=k+1;
        end
    end
end
k=1;

for i=1:length(tensiones)
    if tensiones(i)==puntos_de_ovalito_bg(k)
        datos_ovalito_bg=[datos_ovalito_bg;k tensiones(i,2)];
```

```

        if k<length(puntos_de_ovalito_bg)
            k=k+1;
        end
    end
end
k=1;

for i=1:length(tensiones)
    if tensiones(i)==puntos_de_ovalito_bp(k)
        datos_ovalito_bp=[datos_ovalito_bp;k tensiones(i,2)];
        if k<length(puntos_de_ovalito_bp)
            k=k+1;
        end
    end
end
k=1;

sigma_c_total_bg=sum(datos_rodaja_bg(:,2))/length(datos_rodaja_bg)*1e6;
sigma_c_total_bp=sum(datos_rodaja_bp(:,2))/length(datos_rodaja_bp)*1e6;

F_total=2*sigma_c_total_bg*pi/4*(18e-3)^2+2*sigma_c_total_bp*pi/4*(11e-3)^2

%CALCULO MOMENTOS

sigma_m_bg=sum(datos_ovalito_bg(:,2))*1e6/length(datos_ovalito_bg)-sigma_c_total_bg;
sigma_m_bp=sum(datos_ovalito_bp(:,2))*1e6/length(datos_ovalito_bp)-sigma_c_total_bp;

I_bg=pi*(18e-3)^4/64;
I_bp=pi*(11e-3)^4/64;

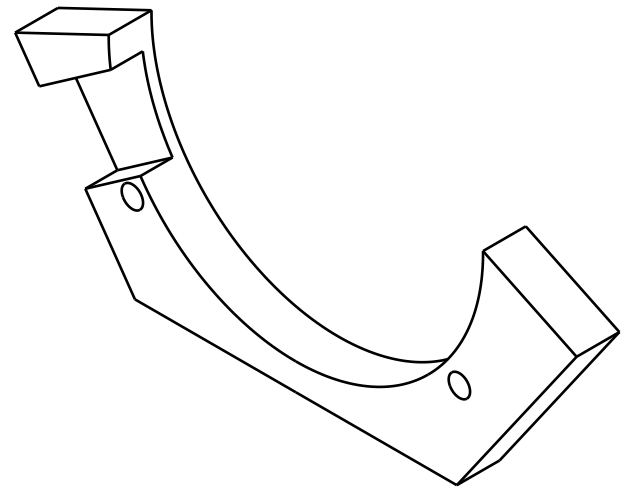
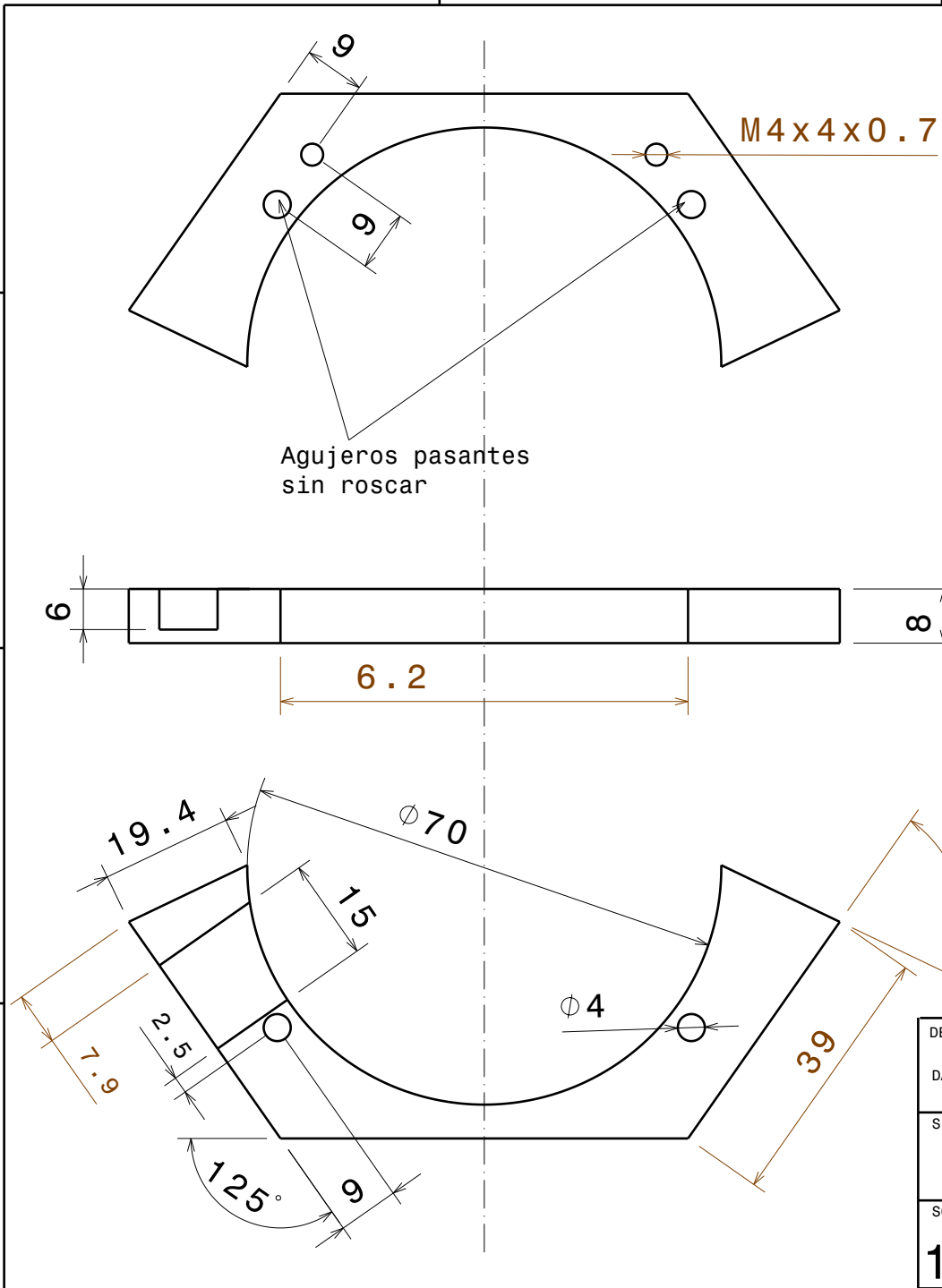
M_bg=sigma_m_bg*I_bg*2/((151.05*10^-3))
M_bp=sigma_m_bp*I_bp*2/((101*10^-3))

```

9 ANEXO II: PLANOS

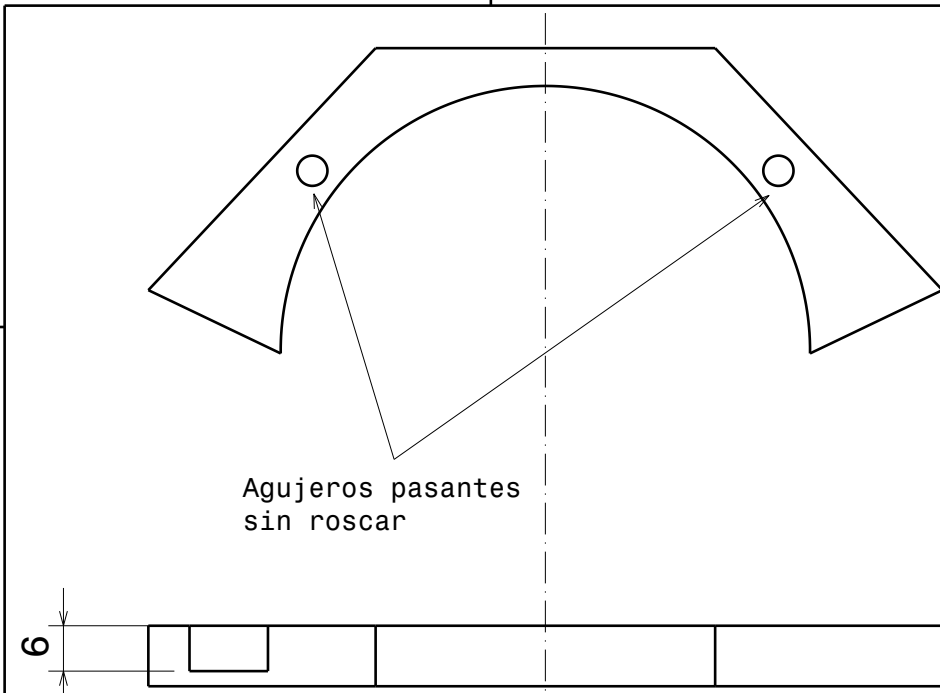
En este anexo se muestran los planos de las piezas nuevas introducidas en el fijador.

- Plano 1: pieza 1 de la sujeción de pines
- Plano 2: pieza 2 de la sujeción de pines
- Plano 3: Soporte de células de carga

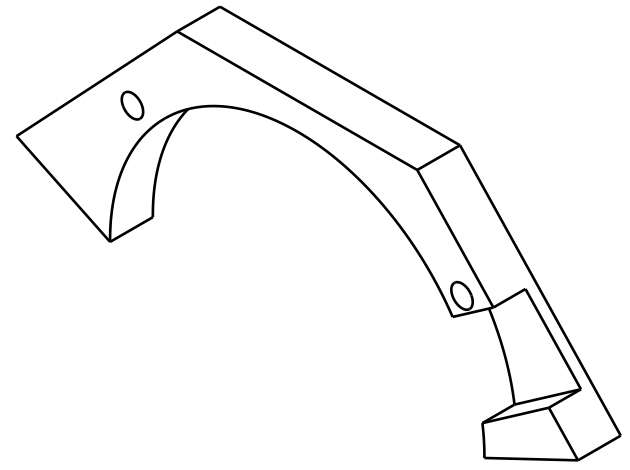
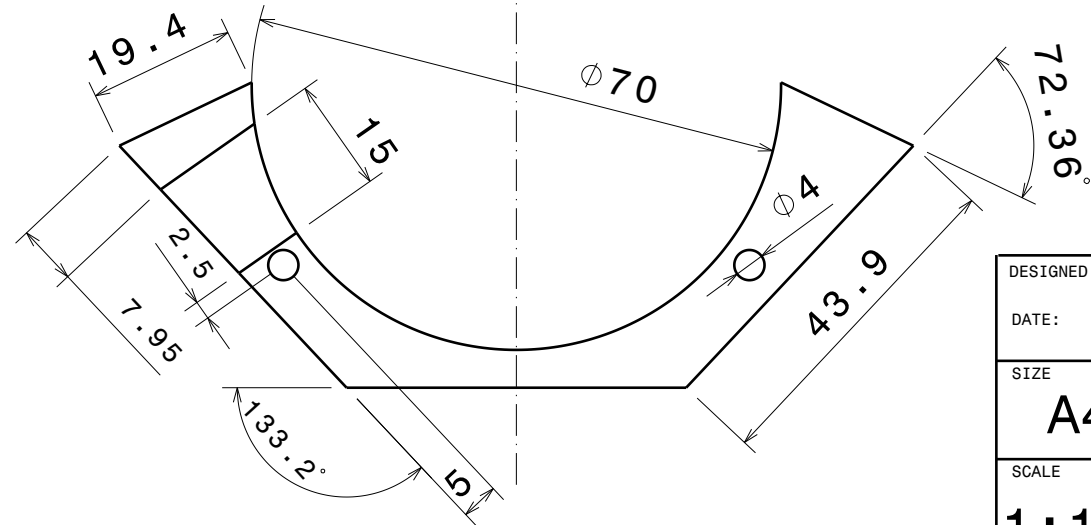
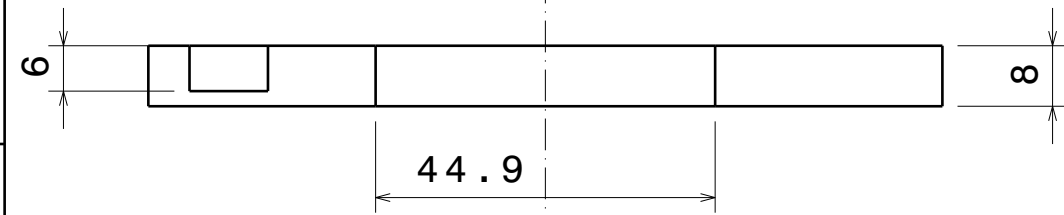


Isometric view

DESIGNED BY:	Jaime Moreno	Pieza	Plano 1: Pieza 1 Sujeción
DATE:	10/09/18	Material	Aluminio
SIZE	A4	Unidades	2
SCALE	1:1	Tolerancias	+/- 0.1mm
		Ajustes	

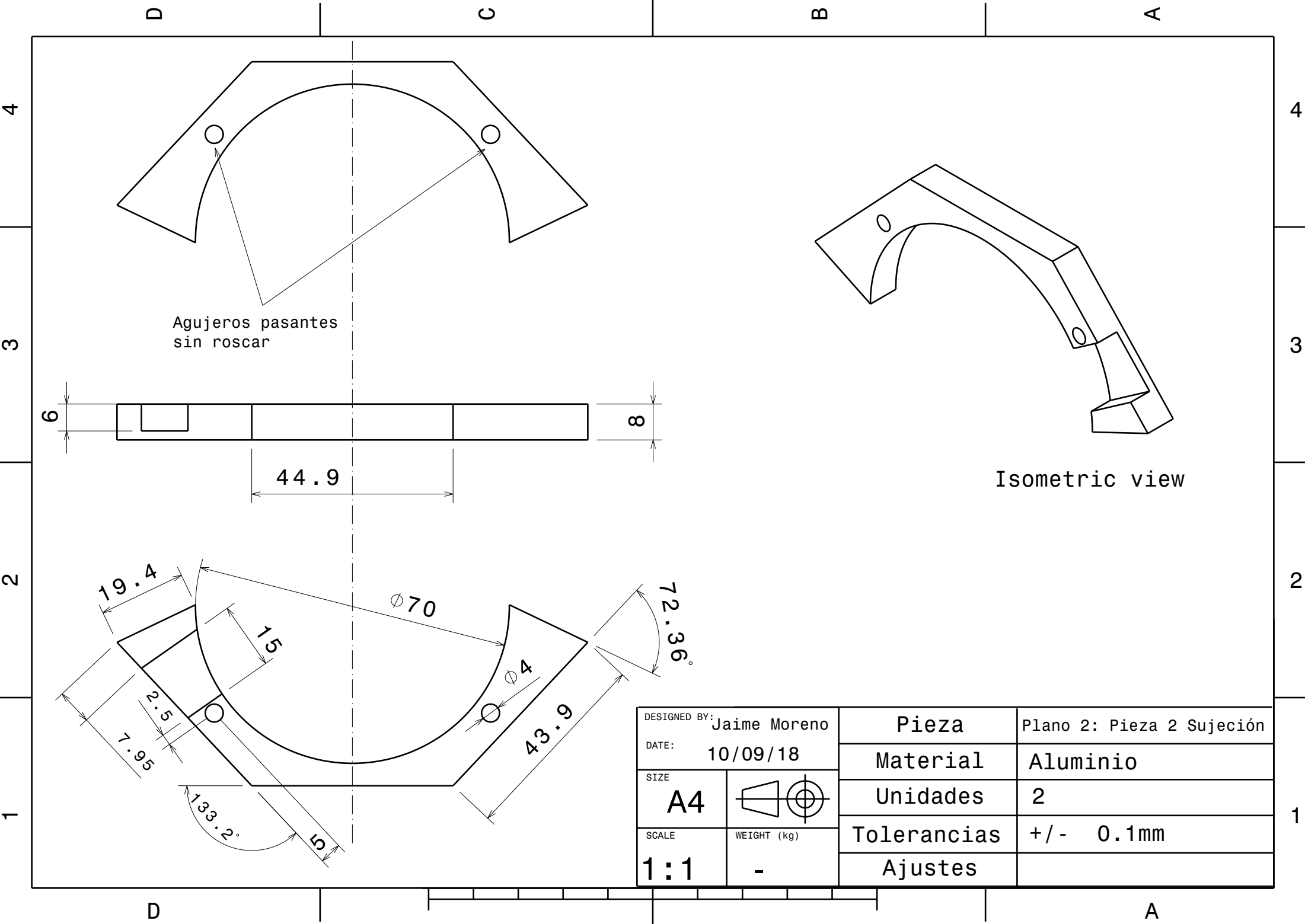


Agujeros pasantes
sin roscar



Isometric view

DESIGNED BY:	Jaime Moreno	Pieza	Plano 2: Pieza 2 Sujeción
DATE:	10/09/18	Material	Aluminio
SIZE	A4	Unidades	2
SCALE	1:1	Tolerancias	+/- 0.1mm
		Ajustes	



D

C

B

A

4

4

3

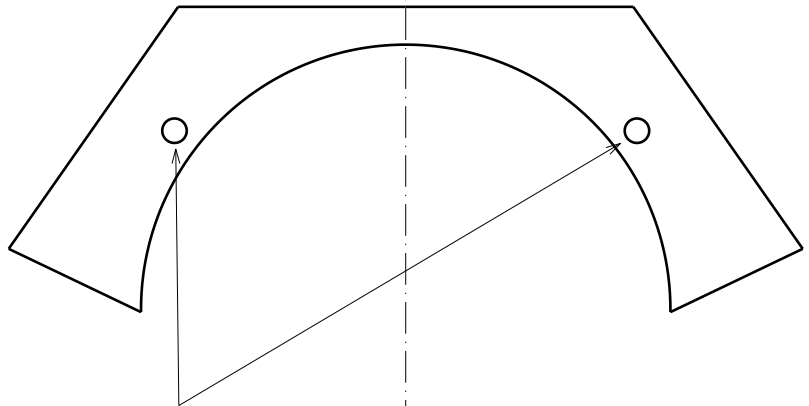
3

2

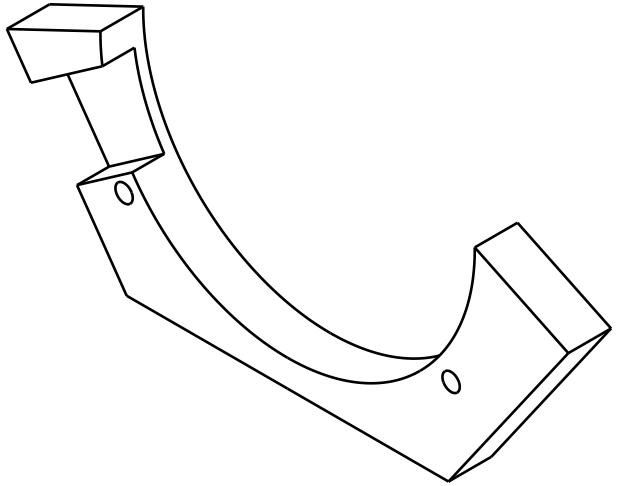
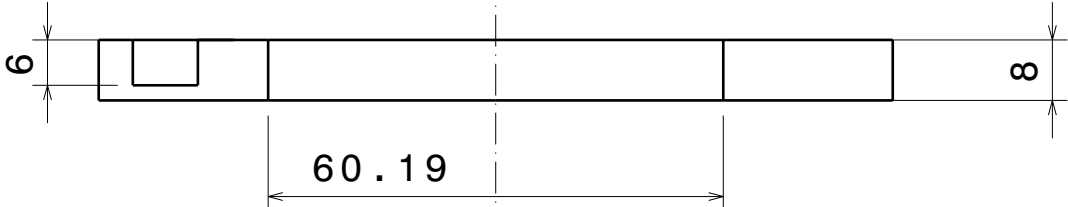
2

1

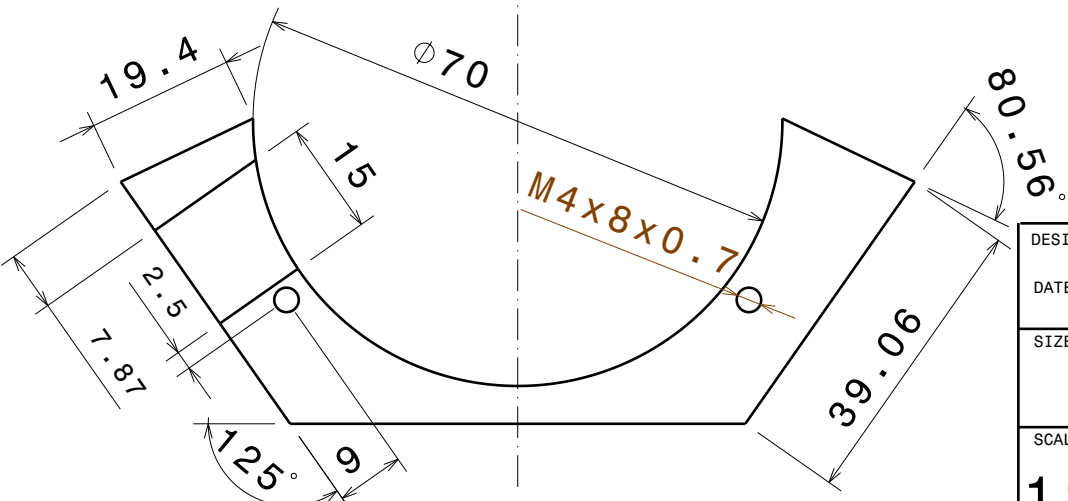
1



Agujeros
roscados



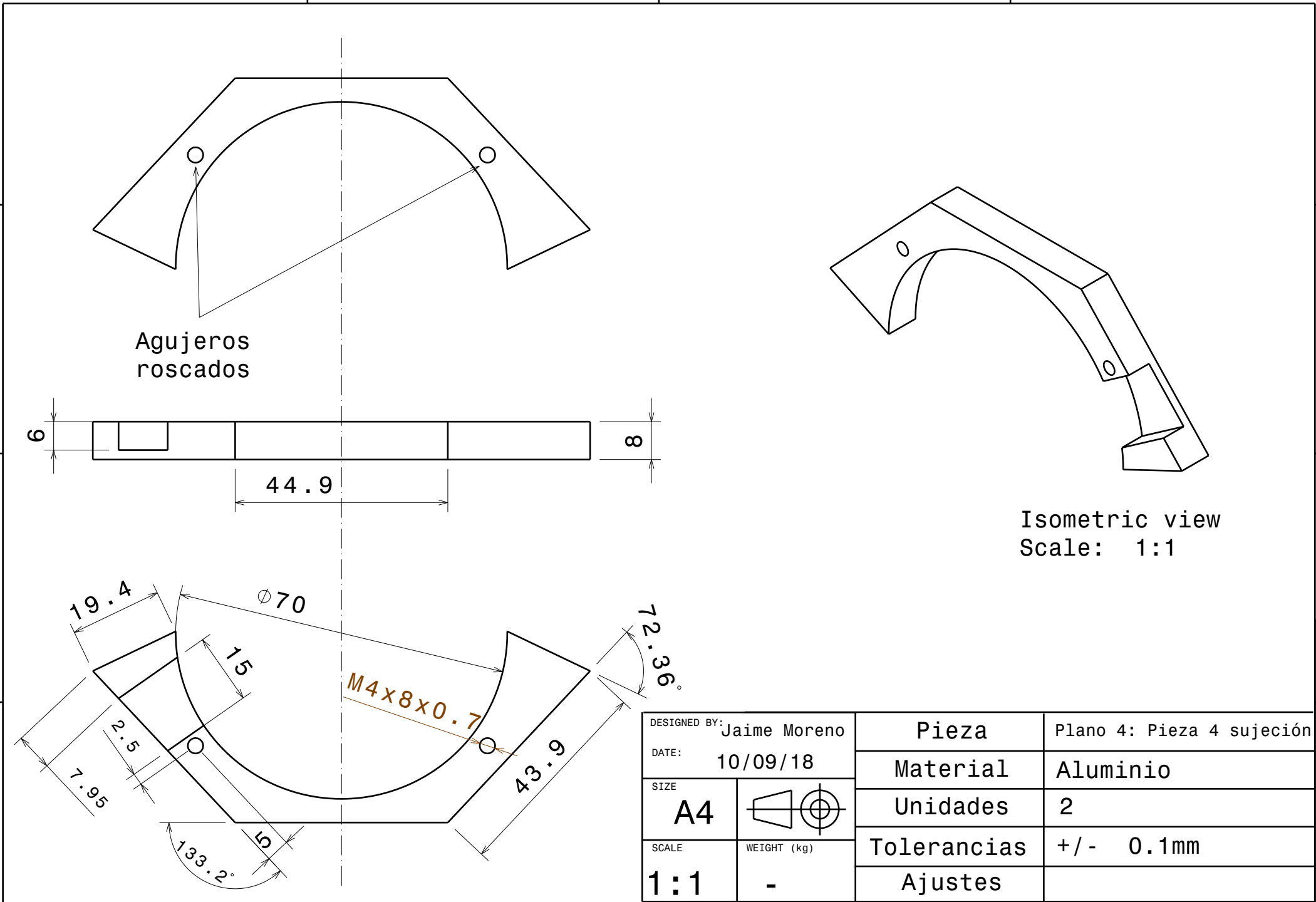
Isometric view



DESIGNED BY:	Jaime Moreno	Pieza	Plano 3: Pieza 3 sujeción
DATE:	10/09/18	Material	Aluminio
SIZE	A4	Unidades	2
SCALE	1:1	Tolerancias	+/- 0.1mm
WEIGHT (kg)	-	Ajustes	

D

A



Agujeros
roscados

Isometric view
Scale: 1:1

DESIGNED BY:	Jaime Moreno	Pieza	Plano 4: Pieza 4 sujeción
DATE:	10/09/18	Material	Aluminio
SIZE	A4	Unidades	2
SCALE	1:1	Tolerancias	+/- 0.1mm
WEIGHT (kg)	-	Ajustes	

D C B A

4

3

2

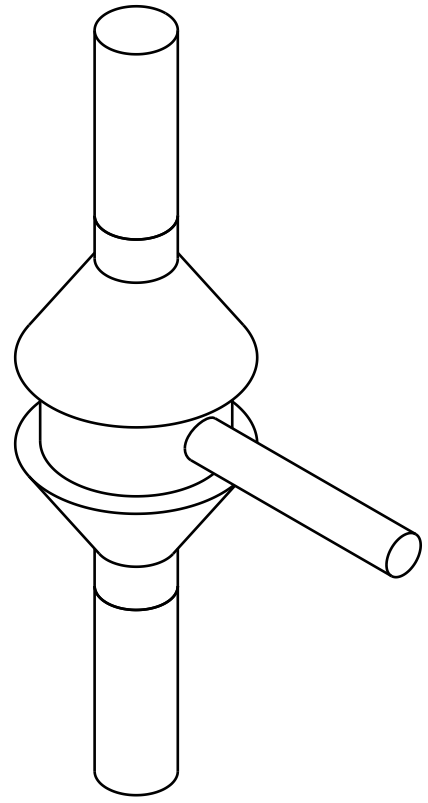
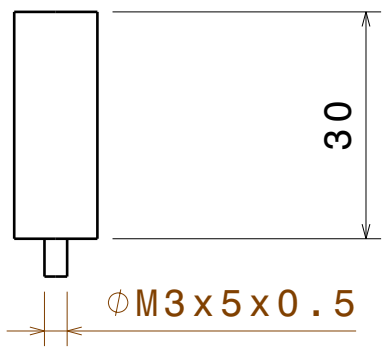
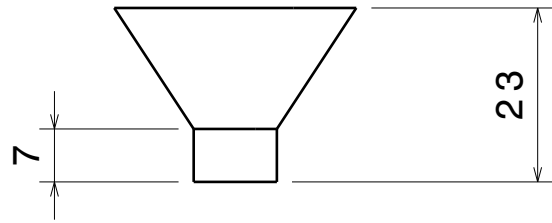
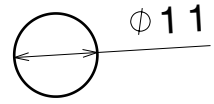
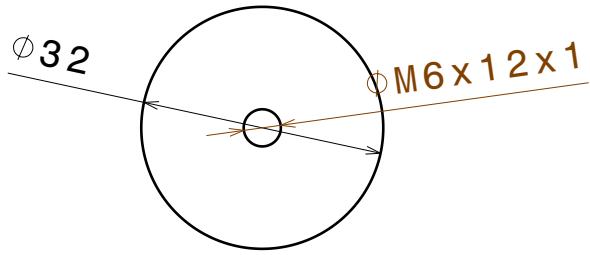
1

4

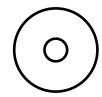
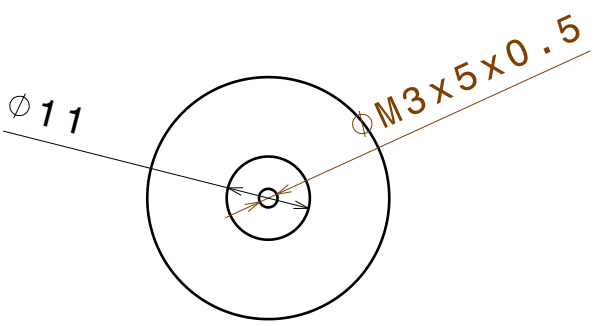
3

2

1



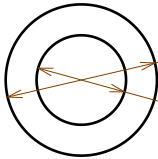
Isometric view
Célula ensamblada



DESIGNED BY:	Jaime Moreno	Pieza	Plano 5 Barra fija
DATE:	10/09/18	Material	Aluminio
SIZE	A4	Unidades	2 soporte y 2 vástago
SCALE	1:1	Tolerancias	+/- 0.1mm
		Ajustes	
	WEIGHT (kg)		
	-		

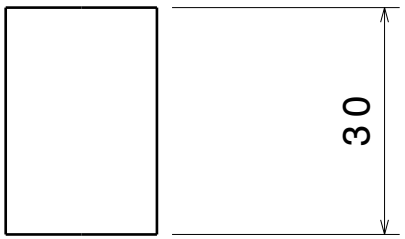
D

A



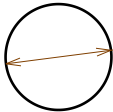
Rosca trapecial 20x30x2.5

ØM14x8x2

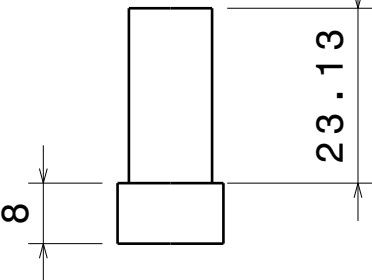


30

Tornillo

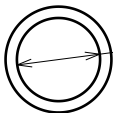


ØM14x8x2



23.13

Sujeción tornillo-aro



Ø11

DESIGNED BY:	Jaime Moreno	Pieza	Plano 6: Barra móvil (1)
DATE:	10/09/18	Material	Aluminio
SIZE	A4	Unidades	1
SCALE	1:1	Tolerancias	+/- 0.1mm
		Ajustes	

D

C

B

A

4

4

3

3

2

2

1

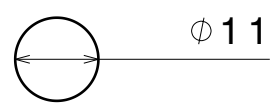
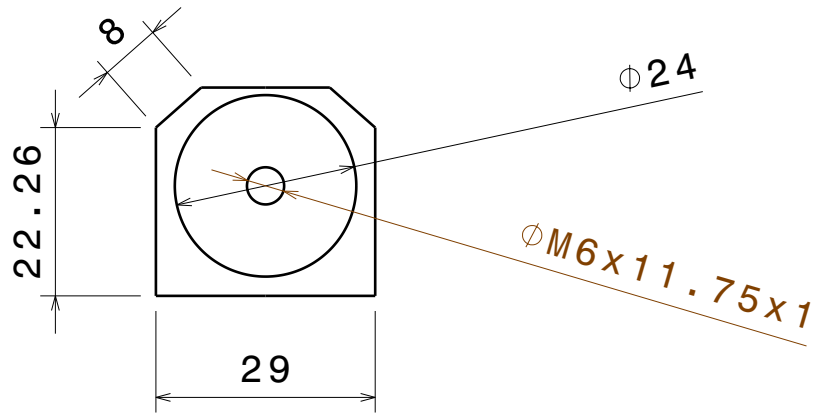
1

D

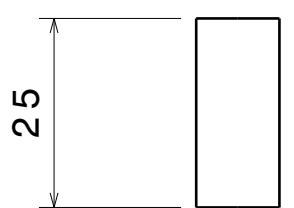
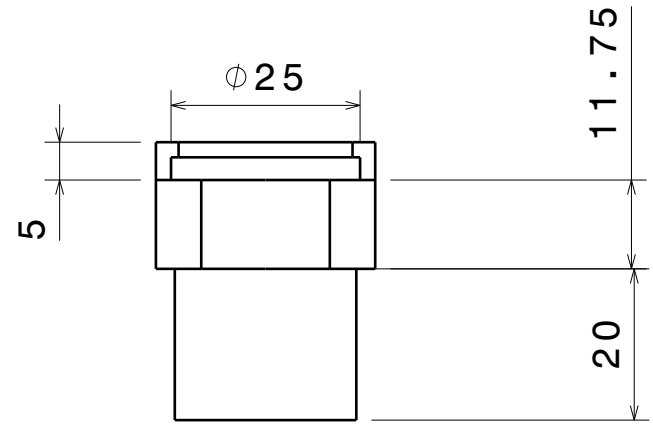
A

D C B A

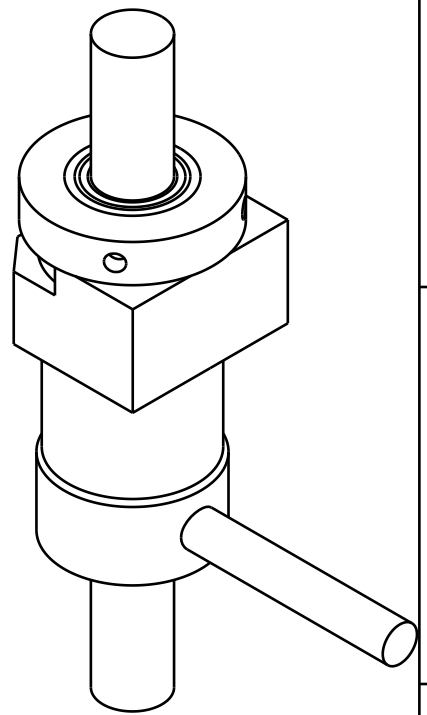
4



3



Sujeción célula-aro



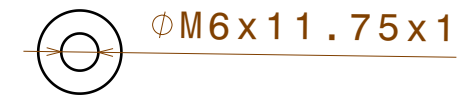
4

3

Barra móvil ensamblada

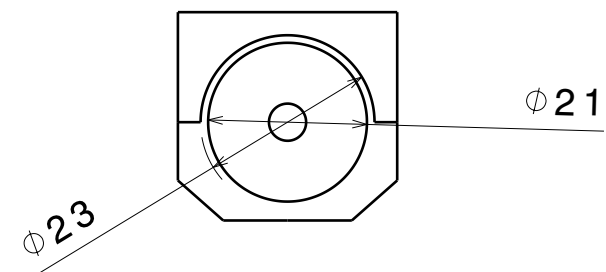
2

Soporte de la tuerca



2

1



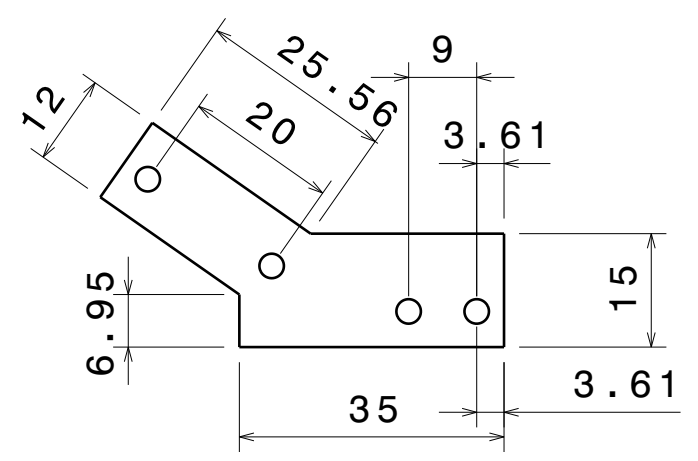
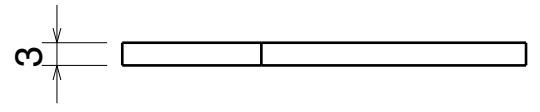
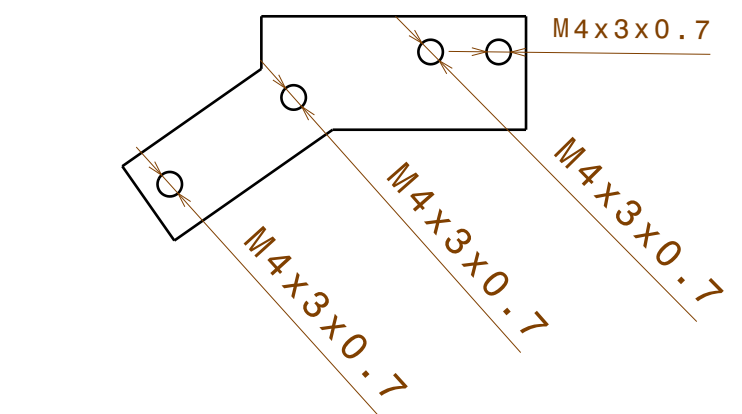
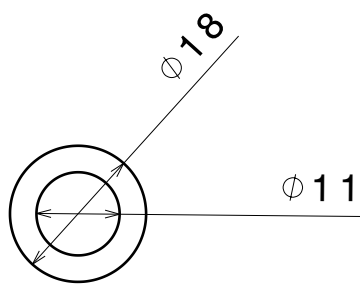
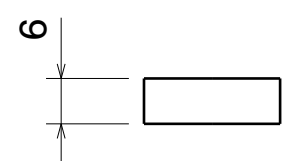
DESIGNED BY: Jaime Moreno	Pieza	Plano 7: Barra móvil (2)
DATE: 10/09/18	Material	Aluminio
SIZE: A4	Unidades	1
SCALE: 1:1	Tolerancias	+/- 0.1mm
WEIGHT (kg): -	Ajustes	

1

D A

D C B A

4
3
2
1



D A

DESIGNED BY:	Jaime Moreno	Pieza	Plano 8: piezas adicionales
DATE:	10/09/18	Material	Aluminio
SIZE	A4	Unidades	Según pieza
SCALE	1:1	Tolerancias	+/- 0.1mm
WEIGHT (kg)	-	Ajustes	

4
3
2
1

10 ANEXO III: FICHA TÉCNICA DE LA CÉLULA DE CARGA SELECCIONADA

Precision Load Cell

Model 8431

Model 8432 with overload protection

Code:	8431 EN
Delivery:	ex stock
Warranty:	24 months



Model 8431



Model 8432

- Small dimensions
- For tension and compression forces
- Temperature compensation starting at - 55 °C and up to 200 °C optional
- Minimum lateral sensitivity due to supporting membranes

Application

Precise tension and compression force measurements can be performed in limited space with model 8431 and 8432 precision miniature load cells. High precision, various measuring ranges, convenient load application via threaded pins with external winding and small dimensions offer a wide scope of applications in laboratories and production.

The series are among our most precise and yet mechanically sturdy miniature load cells. All options, typical only for larger load cells, are available with this miniature series such as hermetically sealed construction, overload protection and boring for pressure compensation when applied under vacuum.

Its complex design with integrated support membranes and overload protection reduces additional construction effort for external overload protection or guidance of force of applied parts in many applications. This requires little space, has little material and weight and almost no component friction, which could falsify the measurement result.

The connection cable suitable for robot applications make the precision miniature load cells especially suitable for use in the areas of special purpose

- ▶ Machinery manufacture
- ▶ Tool manufacturing
- ▶ Handling gear

- Measurement accuracy from 0.2 % F.S.
- Measurement ranges from 0 ... 2.5 N to 0 ... 100 kN
- Model 8432 with overload protection for directions tension and compression

Description

The force to be measured is applied to the cylindrical sensor unit in the tension or compression direction by means of the two external threads. This means that the sensor must be mounted without any attachments touching the end faces of the sensor housing. This avoids excessive contact pressures on the material and tensions inside the sensor that would affect its measuring element. Please refer to the sensor user manual for guidance on the various options for fitting the sensor, which depend amongst other factors on its measurement range. Although the precision miniature load cell is designed to isolate the measuring element from external forces, torsion and bending moments should be avoided.

Two stabilizing support diaphragms inside the sensors for small measurement ranges minimize the effect of transverse forces and moments and ensure long-term mechanical stability for measurements.

The network for temperature compensation or standardization of the output signal is located on a sheathed circuit board in a wider section of the sensor's connecting cable.

The maximum static operational force is the maximum force in the direction of the measurement axis that the sensor can tolerate. The overload protection is not designed for frequent use of the sensor in the overload range or for sudden loads. The sensors work in any orientation. They have an active side which acts directly on the measuring element, whereas the passive side is fixed to the housing.

Technical Data
Model 8431

Order Code	Measurement Range	Dimensions [mm]								
		$\varnothing D$	H	Thread T	C	A	F	G	B	
8431-5005	0 ... 5 N	25.4	12.7	M 4 x 0.7	6.4	17.4	2.8	0.8	5.9	
8431-5010	0 ... 10 N	19.0	12.7	M 4 x 0.7	6.4	17.4	1.3	0.4	5.9	
8431-5020	0 ... 20 N	19.0	12.7	M 4 x 0.7	6.4	17.4	1.3	0.4	5.9	
8431-5050	0 ... 50 N	19.0	12.7	M 4 x 0.7	6.4	17.4	1.3	0.4	5.9	
8431-5100	0 ... 100 N	25.4	16.0	M 5 x 0.8	6.4	25.4	2.8	0.2	6.6	
8431-5200	0 ... 200 N	25.4	16.0	M 5 x 0.8	6.4	25.4	2.8	0.2	6.6	
8431-5500	0 ... 500 N	25.4	16.0	M 5 x 0.8	6.4	25.4	2.8	0.2	6.6	
8431-6001	0 ... 1 kN	25.4	14.0	M 6 x 1.0	9.7	25.4	0.8	0.5	7.0	
8431-6002	0 ... 2 kN	25.4	14.0	M 6 x 1.0	9.7	25.4	0.8	0.5	7.0	
8431-6005	0 ... 5 kN	25.4	14.0	M 6 x 1.0	9.7	25.4	0.8	0.5	7.0	
8431-6010	0 ... 10 kN	25.4	19.1	M 10 x 1.5	12.7	25.4	0.8	-	6.5	
8431-6020	0 ... 20 kN	31.8	25.4	M 12 x 1.5	16.0	28.6	0.3	-	14.2	
8431-6040	0 ... 40 kN	35.0	28.7	M 20 x 1.5	22.4	30.3	0.5	-	15.0	
8431-6050	0 ... 50 kN	35.0	28.7	M 20 x 1.5	22.4	30.3	0.5	-	15.0	
8431-6100	0 ... 100 kN	60.0	48.0	M 30 x 2.0	42.0	45.0	0.5	-	23.6	

Model 8432 with bidirectional overload protection

Order Code	Measurement Range	Dimensions [mm]								
		$\varnothing D$	H	Thread T	C	A	F	G	B	
8432-5002	0 ... 2.5 N	25.4	21.9	M 4 x 0.7	6.4	25.4	2.8	0.2	9.6	
8432-5005	0 ... 5 N	25.4	21.9	M 4 x 0.7	6.4	25.4	2.8	0.2	9.6	
8432-5010	0 ... 10 N	25.4	21.9	M 4 x 0.7	6.4	25.4	2.8	0.2	9.6	
8432-5020	0 ... 20 N	25.4	21.9	M 4 x 0.7	6.4	25.4	2.8	0.2	9.6	
8432-5050	0 ... 50 N	25.4	21.9	M 4 x 0.7	6.4	25.4	2.8	0.2	9.6	
8432-5100	0 ... 100 N	25.4	21.9	M 5 x 0.8	6.4	25.4	2.8	0.2	9.6	
8432-5200	0 ... 200 N	25.4	21.9	M 5 x 0.8	6.4	25.4	2.8	0.2	9.6	
8432-5500	0 ... 500 N	25.4	21.9	M 5 x 0.8	6.4	25.4	2.8	0.2	9.6	
8432-6001	0 ... 1 kN	31.8	23.9	M 6 x 1.0	8.0	29.4	2.4	0.4	10.8	
8432-6002	0 ... 2 kN	38.1	26.7	M 6 x 1.0	9.6	31.8	0.7	0.4	14.9	

Electrical values
Bridge resistance: (full bridge):

measuring range $\leq 0 \dots 5$ N semi conductor strain gauge
500 Ω , nominal

measuring range $\geq 0 \dots 10$ N foil strain gauge 350 Ω , nominal

Reference excitation voltage:

measuring range $\leq 0 \dots 50$ N 5 V DC or AC

measuring range $\geq 0 \dots 100$ N 10 V DC or AC

Nominal sensitivity:

measuring range $\leq 0 \dots 5$ N 15 mV/V ... 40 mV/V, nominal

measuring range 0 ... 10 N 1.5 mV/V, nominal

measuring range $\geq 0 \dots 20$ N 2 mV/V, nominal

Insulation resistance:

 5000 M Ω at 50 V DC

Calibration resistor:

 59 k Ω \pm 0.1 %

The bridge output voltage caused by a shunt of this value is given in the calibration protocol.

Environmental conditions

Range of operating temperature: - 55 $^{\circ}$ C ... + 120 $^{\circ}$ C

Nominal temperature range: + 15 $^{\circ}$ C ... + 70 $^{\circ}$ C

Influence of temperature on zero:

measuring range $\leq 0 \dots 5$ N $\leq \pm 0.05$ % F.S./K

measuring range $\geq 0 \dots 10$ N $\leq \pm 0.03$ % F.S./K

Influence of temperature on sensitivity:

measuring range $\leq 0 \dots 5$ N $\leq \pm 0.05$ % F.S./K

measuring range $\geq 0 \dots 10$ N $\leq \pm 0.03$ % F.S./K

Mechanical Value
Measurement error, consisting of relative non-linearity:

measuring range $\leq 0 \dots 1$ kN $< \pm 0.15$ % F.S.

measuring range $\geq 0 \dots 2$ kN $< \pm 0.2$ % F.S.

Relative hysteresis:

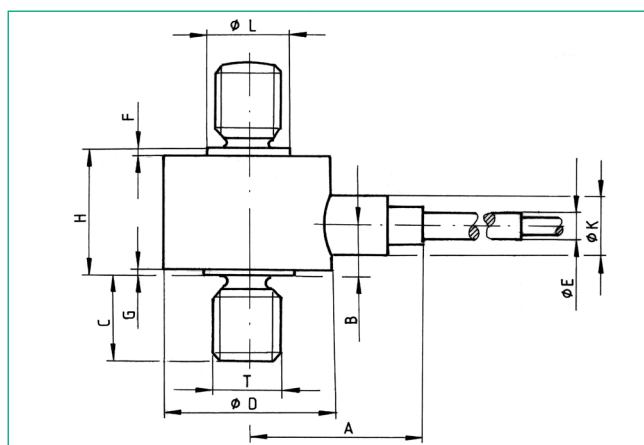
measuring range 0 ... 5 N < 0.3 % F.S.

measuring range $\geq 0 \dots 10$ N < 0.2 % F.S.

Kind of measurement:

Tensile and compressive forces

calibration in tensile direction (preferential direction)
expect a changed characteristic, if using the sensor against the preferential direction.

Dimensional drawing models 8431 and 8432


The CAD drawing (3D/2D) for this sensor can be imported online directly into your CAD system.

Download via www.burster.com or directly at www.traceparts.com.
For further information about the burster traceparts cooperation refer to data sheet 80-CAD-EN.

Maximum static force in operation:

model 8431
all measuring range bidirectional 150 % of nominal load

model 8432
all measuring range bidirectional 100 % of nominal load

Maximum static load to overload stop:

model 8432
measuring range $\leq 0 \dots 500$ N bidirectional 500 % of nominal load
measuring range 0 ... 1000 N bidirectional 250 % of nominal load
measuring range 0 ... 2000 N bidirectional 200 % of nominal load

Dimensions: refer to table and dimensional drawing

Technical Data

Model 8431

Order Code	Measurement Range			Dimensions [mm]			Resonance Frequency [kHz]	Weight [g] with / without Cable		Thread Adapter* Model
				ø K	ø L	ø E				
8431-5005	0 ...	5	N	4.8	9.6	-	0.3	25 /	18	8431-Zx01
8431-5010	0 ...	10	N	4.8	5.9	2.5	0.3	25 /	18	8431-Zx01
8431-5020	0 ...	20	N	4.8	5.9	2.5	0.7	25 /	18	8431-Zx01
8431-5050	0 ...	50	N	4.8	5.9	2.5	0.9	25 /	18	8431-Zx01
8431-5100	0 ...	100	N	6.4	6.6	3.6	1.2	65 /	34	8431-Zx02
8431-5200	0 ...	200	N	6.4	6.6	3.6	2.7	65 /	34	8431-Zx02
8431-5500	0 ...	500	N	6.4	6.6	3.6	3.3	65 /	34	8431-Zx02
8431-6001	0 ...	1000	N	6.4	8.7	3.6	5.3	68 /	40	-
8431-6002	0 ...	2000	N	6.4	8.7	3.6	7.5	68 /	40	-
8431-6005	0 ...	5000	N	6.4	8.7	3.6	9.7	68 /	40	-
8431-6010	0 ...	10	kN	9.5	6.5	3.6	1.3	88 /	60	-
8431-6020	0 ...	20	kN	9.5	14.2	3.6	1.0	144 /	124	-
8431-6040	0 ...	40	kN	9.5	15.0	3.6	1.0	264 /	238	-
8431-6050	0 ...	50	kN	9.5	25.0	3.6	1.0	264 /	238	-
8431-6100	0 ...	100	kN	13.0	23.6	-	0.5	1150 /	1124	-

Model 8432 with bidirectional overload protection

Order Code	Measurement Range			Dimensions [mm]			Resonance Frequency [kHz]	Weight [g] with / without Cable		Thread Adapter* Model
				ø K	ø L	ø E				
8432-5002	0 ...	2.5	N	9.7	9.6	-	0.2	92 /	68	8432-Zx01
8432-5005	0 ...	5	N	9.7	9.6	-	0.2	92 /	68	8432-Zx01
8432-5010	0 ...	10	N	9.5	9.6	3.6	0.2	92 /	68	8432-Zx01
8432-5020	0 ...	20	N	9.5	9.6	3.6	0.35	92 /	68	8432-Zx01
8432-5050	0 ...	50	N	9.5	9.6	3.6	0.6	92 /	68	8432-Zx01
8432-5100	0 ...	100	N	6.4	9.6	3.6	1.2	92 /	68	8432-Zx02
8432-5200	0 ...	200	N	6.4	9.6	3.6	2.7	92 /	68	8431-Zx02
8432-5500	0 ...	500	N	6.4	9.6	3.6	3.3	92 /	68	8432-Zx02
8432-6001	0 ...	1000	N	9.5	10.8	3.6	3.4	142 /	125	8432-Zx03
8432-6002	0 ...	2000	N	9.5	14.5	3.6	3.8	238 /	210	8432-Zx04

* By ordering studs as spare parts, state serial number of the load cell.

Dynamic load:

recommended 70 % of nominal load
possible 100 % of nominal load

Deflection:

15 µm ... 50 µm

Material:

stainless steel 17-4 PH (similar to 1.4542)

Electrical connection: Shielded, high flexible, Teflon isolated cable,
cable length approx. 1.7 m
with standardization in cable cable length approx. 2.0 m
diameter 2.0 mm.

The cable has a 50 mm bend protection at the sensor body, outer diameter ø B = 3.6 mm. The minimum bending radius of the cable is 30 mm, or 8 mm at static operations.

Only model 8431-6100, measuring range 0 ... 100 kN
High flexible, Teflon isolated strands,
cable length approx. 1.7 m
with standardization in cable cable length approx. 2.0 m
overall diameter 2.5 mm;
minimum bending radius of the cable 20 mm, or 5 mm for static
operations. There is no bend protection available. Cable port with
PG screwing mini M8.

Protection class: acc. to EN 60529 IP65

Wiring code:

red excitation voltage positive
black excitation voltage negative
green output signal negative
white output signal positive

Dimensions:

refer to table and dimensional drawing

Wiring for submarine cable:

red excitation voltage positive
brown excitation voltage negative
yellow output signal negative
orange output signal positive

Dimensions:

refer to table and dimensional drawing

Weight:

see table

General tolerance of dimensioning:

acc. to ISO 2768-f

Order Information

Precision miniature load cell, measurement range 0 ... 2000 N
state options additionally **8431-6002**

Options

Extension of the nominal temperature range
to -30 °C ... 95 °C for measuring ranges ≥ 0 ... 100 N **...-VxExxxxx**

Extension of the nominal temperature range
to 20 °C ... 120 °C for all measuring ranges available **...-VxFxxxx**

Extension of the nominal temperature range
to 20 °C ... 160 °C for measuring ranges ≥ 0 ... 100 N **...-VxGxxxx**

Extension of the nominal temperature range
to 20 °C ... 200 °C, for measuring ranges ≥ 0 ... 100 N **...-VxHxxxx**

Extension of the nominal temperature range
to -55 °C ... 120 °C for measuring ranges ≥ 0 ... 20 N **...-Vxlxxxx**

Submarine cable, up to 80 °C, pressure proof up to 35 bar,
length of cable 3 m, diameter of cable 7.3 mm, bending radius 60 mm
Please inform us, if you wish another cable length.
Although the dimensions A and Ø K - see drawing -
are changing to A = 90 mm, Ø K = 12.7 mm.
additional weight 200 g **...-Vxxxlxxx**

Note: All options, stated above, are only available for load cells of
measurement ranges ≤ 0 ... 40 000 N.

Standardization of the characteristic in the sensors connection cable to
1.5 mV/V ± 0.25 %. Therefore a small circuit board (L 30 mm x W 8 mm)
with resistors is attached to the cable, approx. 30 cm away from the
cable's end.

Available for measurement ranges ≥ 0 ... 10 N **...-V015**

Longer Cable

In general, with regard to the delivery time, it is possible to attach a
longer cable to each sensor. If the sensor is available ex stock it is
possible to extend the cable by a circuit board. This will result in a
shorter delivery time as for a new cable.

Permissible External Forces

Due to this precision miniature load cells construction with two stabilizing support membranes, it is only slightly sensitive to non-central forces applied to the sensor.

The influence of these undesired external forces cannot be globally quantified with certainty. It depends on the sensor's measuring range and from which side the force is applied. As a rule of thumb, the amount of external force influence on the measurement signal is between 0.25 % and 1 % depending on the measurement range as long as it is within the range of the table below.

The table shows the maximum percentage values that the external forces can have in relation to the respective measurement range of the load cell. The total of all loads on the load cell (forces and torques) should not exceed 100% of the measurement range.

The torque entries refer to a gap of 25 mm from the point of force application to the sensor surface or the sensor axis.

End Value of Meas. Range up to	Shear Force (Lateral Force) [% F.S.]	Bending Torque (Bending Force) [% F.S.]	Torsion (Torque) [% F.S.]
0 ... 2 kN	50	40	25
0 ... 10 kN	30	25	25
0 ... 100 kN	20	20	10

Accessories

Connectors

12 pin suitable to all burster desktop units

Model 9941

9 pin, suitable to SENSORMASTER and DIGIFORCE® model 9310

Model 9900-V209

Mounting of a connector to the sensors connection cable for main usage in preferential direction (positive signal for tensile load)

Order code: 99004

only for connection of the sensor to SENSORMASTER model 9163 desktop unit

Order Code: 99002

against the preferential direction (positive signal for compressive load)

Order Code: 99007

only for connection of the sensor to SENSORMASTER model 9163 desktop unit

Order Code: 99008

Sensor electronics, amplifier and process control units like modular amplifier model 9243, digital indicator model 9180 or DIGIFORCE® model 9307

refer to section 9 of the catalog.

Spare part threaded bolt

The threaded bolts attached to the sensor are also available as a substitution part. The bolt suitable to the particular sensor is given in the table.

Adapter

If a sensor of the model 8431 or 8432 should be mounted on a plunger of a press, a centering and mounting adapter with a 10 H7 mounting hole is available.

Centering and mounting adapter with internal thread M 4 x 0.7

5501-Z014

Centering and mounting adapter with internal thread M 5 x 0.8

5501-Z015

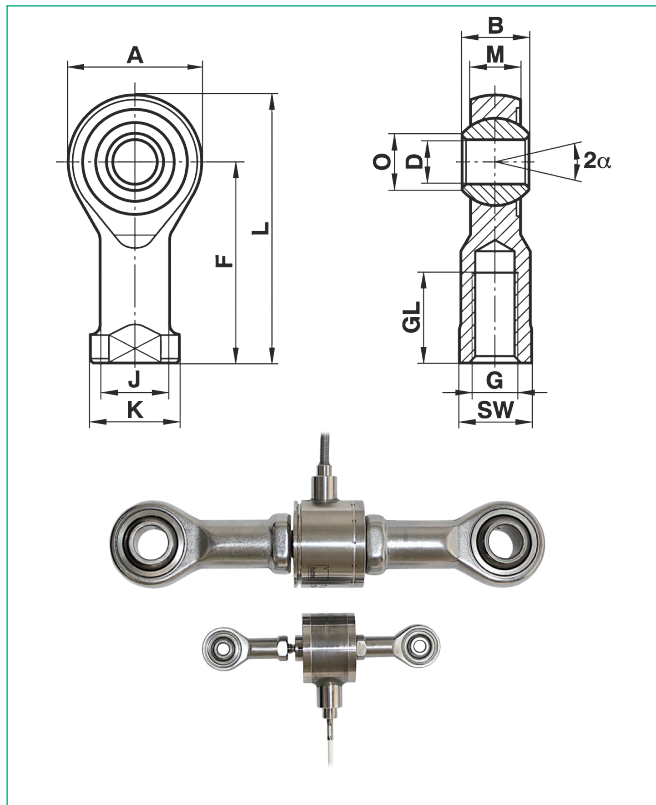
Rod ends with female thread

Model 8591

through hole with fit size H7 for spigot fit size g6, continuously rotatable inner ring, maintenance-free, stainless steel, temperature range - 45 °C ... 120 °C

see accessories data sheet 8591

Rod ends model 8591



Factory Calibration Certificate (WKS)

Calibration of a load cell separately as well as connected to an indicator. Standard is a certificate with 11 points, starting at zero, running up and down in 20% increments covering the complete measuring range for preferential direction. Special calibrations on request. Calculation of costs by base price plus additional costs per point.

Order Code 84WKS-84...

Application example

Automatic mechanical haptics test on high-quality control elements



Inspecting the tactile behavior entails the precise measurement of the most minute operational forces, click ratio, blocking loads, et al.

The precision miniature pressure sensor should be installed simple and with reduced engineering effort between a linear unit operated with an electric multiphase motor and a tappet. This ensures the exact and sensitive activation of the switch and push-button, whose actuating force, switch points, stop points and release points should be defined. Any lateral forces on the sensor axis which might be caused by the "soft" placement of operating elements are absorbed by the supporting diaphragms inside the sensor and kept away from the actual sensing element. This prevents them from having any influence on the sensor results.