

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería de Tecnologías Industriales

Diseño de utillaje para la implantación sistemática de prótesis de cadera

Autor: Estiben Daniel Medina Hermosilla

Tutores: Esther Reina Romo y Juan Mora Macías

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

Sevilla, 2021



Trabajo Fin de Grado
Grado en Ingeniería de Tecnologías Industriales

Diseño de utillaje para la implantación sistemática de prótesis de cadera

Autor:

Estiben Daniel Medina Hermosilla

Tutores:

Esther Reina Romo

Catedrática de Universidad

Juan Mora Macías

Profesor Contratado Doctor

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

Sevilla, 2021

Trabajo Fin de Grado: Diseño de utillaje para la implantación
sistemática de prótesis de cadera

Autor: Estiben Daniel Medina Hermosilla
Tutor: Esther Reina Romo y Juan Mora Macías

El tribunal nombrado para juzgar el trabajo arriba indicado, compuesto por los siguientes profesores:

Presidente:

Vocal/es:

Secretario:

acuerdan otorgarle la calificación de:

El Secretario del Tribunal

Fecha:

Agradecimientos

Mi formación como ingeniero cierra una etapa muy importante. Hace cuatro años tuve que tomar la decisión de qué carrera escoger y a día de hoy estoy agradecido de haber escogido esta. A pesar de haber vivido una pandemia de por medio, ha sido de las mejores etapas de mi vida. Llegar hasta aquí no ha sido fácil, pero siempre he encontrado la motivación por esforzarme y han sido muchas las personas que me han acompañado en este camino y a las que me gustaría agradecer su tiempo, sus enseñanzas y su cariño. Gracias a ellos, he podido crecer como persona y convencerme a mí mismo del ingeniero en el que puedo convertirme.

En primer lugar me gustaría agradecer a mis padres: Isabelo y Eusebia, siempre me ha acompañado su sentimiento de orgullo hacia mí. A mis amigos de la carrera: Roberto, que me ha acompañado desde el principio y Julio, que ha sido un aliado fundamental cuando decidí especializarme en la rama de Mecánica de Máquinas. También me gustaría agradecer a mi mejor amigo, mi mayor apoyo: Rafael, que me ha enseñado todo lo que no se enseña en los libros, me ha enseñado sobre la vida y me ha ayudado a alcanzar la madurez necesaria para la vida adulta y profesional. Él es quien mejor sabe las frustraciones que he experimentado en la carrera y quien más se merece acompañarme en mis logros. Asimismo debo agradecer a Pablo su ayuda en este trabajo, ya que me he visto atascado y agobiado en algunas ocasiones.

Por otro lado, no puedo olvidarme de los profesores que me han transmitido sus mejores enseñanzas, entre los cuales se encuentran Esther Reina Romo, gracias a la cual tomé la decisión de especializarme en esta rama, Aída Estévez Urra, quien me ha dado clases en varias asignaturas y me ha transmitido su motivación por la fabricación, Jose Luis Escalona Franco, Daniel García Vallejo, Federico Paris Carballo y Andrés Sáez Pérez, por hacerme disfrutar de sus clases y hacer que me gustaran estudiar sus asignaturas.

Asimismo, no quiero olvidarme de los profesores que conocí en las primeras etapas de mi carrera: Pedro José Paul Escolano y Carmen Hernández Mancera, que me enseñaron que las matemáticas son la herramienta fundamental de todo ingeniero, y Enrique Fernando Drake Moyano, el mejor profesor de física que he tenido la oportunidad de conocer.

*Estiben Daniel Medina Hermosilla
Ingeniero Industrial*

Sevilla, 2021

Resumen

El ámbito de la ingeniería nunca ha estado desligado de la biomecánica. Es una rama de la ciencia muy importante que necesita de las herramientas de la ingeniería para el estudio y mejora del sistema locomotor humano. El interés de este trabajo reside en el estudio de prótesis de cadera para fémures mediante una serie de ensayos, para los cuales se requiere el diseño de unos utillajes especializados para la realización de los cortes y taladros necesarios para implantar la prótesis, y para la sujeción del fémur en la máquina de compresión. La idea es reducir al mínimo la variabilidad entre los ensayos de las distintas muestras.

Para ello, se ha utilizado el programa Solid Edge en el que se ha realizado el diseño de los utillajes, la obtención de planos y la exportación a formato imprimible en 3D. Se han realizado diferentes diseños, y el diseño final se adapta tanto a las necesidades de los médicos como a los costes de fabricación, ya que será realizado por fabricación aditiva.

Abstract

The ambit of engineering has never been unlinked to Biomechanics. This is a field of science of vital importance which requires the tools of engineering for the study and improvement of human locomotive system. The interest of this work lies in the study of hip prostheses for femurs through a series of assays, which demands the design of specialized equipment for cutting and drilling, necessary to implant the prostheses, as well as for the fastening of the femur to the compression machine. The idea is to reduce the variability among assays of the different specimens.

For that purpose, we have used the software Solid Edge to carry out the design of the equipment, obtain the plans and export to a 3D printable format. We have made different designs, and the last one meets the requirements of the doctors as well as reducing manufacturing costs, since it will be carried out by additive layer manufacturing.

Índice Abreviado

<i>Resumen</i>	III
<i>Abstract</i>	V
<i>Índice Abreviado</i>	VII
1 Introducción	1
1.1 Motivación o justificación del proyecto	1
1.2 Objetivos del proyecto	1
1.3 Estructura del proyecto	1
2 Antecedentes al Diseño de Utillajes	3
2.1 Biomecánica del fémur	3
2.2 Prótesis de cadera	11
2.3 Ensayos experimentales	17
3 Metodología de Diseño del Utillaje	21
3.1 Requisitos del utillaje	21
3.2 Programa de diseño gráfico	23
3.3 Modelos de fémur	24
3.4 Obtención del modelo 3D de los fémures a partir de un TAC	25
4 Resultados del Proceso de Diseño	29
4.1 Diseño preliminar	29
4.2 Diseño alternativo	30
4.3 Rediseño con el nuevo modelo de fémur	34
5 Conclusiones y Trabajos Futuros	47
5.1 Conclusiones	47
5.2 Trabajos Futuros	47
<i>Índice de Figuras</i>	49
<i>Bibliografía</i>	51
ANEXO I. Impresión 3D	55
ANEXO II. Planos	57
1 Grupo I	57
2 Grupo II	57

Índice

<i>Resumen</i>	III
<i>Abstract</i>	V
<i>Índice Abreviado</i>	VII
1 Introducción	1
1.1 Motivación o justificación del proyecto	1
1.2 Objetivos del proyecto	1
1.3 Estructura del proyecto	1
2 Antecedentes al Diseño de Utillajes	3
2.1 Biomecánica del fémur	3
2.1.1 Anatomía del fémur	3
Ángulo de inclinación y ángulo de anteroversión	6
2.1.2 Cinemática de la cadera	7
2.1.3 Articulación coxofemoral	7
2.1.4 Transmisión del peso corporal	8
Apoyo bilateral	8
Apoyo unilateral	9
Esfuerzos dinámicos	10
Distribución de la carga en la superficie articular	10
2.1.5 Propiedades mecánicas del tejido óseo	11
2.2 Prótesis de cadera	11
2.2.1 Tipos de fractura del fémur	11
Fractura intracapsular	12
Fractura extracapsular	12
Fractura de la diáfisis femoral	13
2.2.2 Causas del implante de cadera	13
2.2.3 Partes de la prótesis	14
2.2.4 Fijación de la prótesis	14
Fijación del vástago	14
Fijación del cotilo	15
2.2.5 Fricción y lubricación	16
2.2.6 Cronología de las prótesis de cadera	16
2.2.7 Fallos en las prótesis de cadera	16
2.3 Ensayos experimentales	17
2.3.1 Modos de carga	18
2.3.2 Ensayos en fémures artificiales	18
2.3.3 Análisis de carga	19
2.3.4 Caracterización mecánica de los fémures artificiales	19
2.3.5 Ensayos de rigidez	19

2.3.6	Ensayos de fractura	19
3	Metodología de Diseño del Utillaje	21
3.1	Requisitos del utillaje	21
3.2	Programa de diseño gráfico	23
3.3	Modelos de fémur	24
3.4	Obtención del modelo 3D de los fémures a partir de un TAC	25
4	Resultados del Proceso de Diseño	29
4.1	Diseño preliminar	29
4.1.1	Descripción general del modelo preliminar	29
4.1.2	Ventajas e inconvenientes	30
4.2	Diseño alternativo	30
4.2.1	Descripción general del modelo alternativo	30
4.2.2	Propuestas de mejora al diseño inicial	31
4.2.3	Implementación de las mejoras al diseño	32
4.3	Rediseño con el nuevo modelo de fémur	34
4.3.1	Diseño de la guía para la fisura	39
5	Conclusiones y Trabajos Futuros	47
5.1	Conclusiones	47
5.2	Trabajos Futuros	47
	<i>Índice de Figuras</i>	49
	<i>Bibliografía</i>	51
	ANEXO I. Impresión 3D	55
	ANEXO II. Planos	57
1	Grupo I	57
2	Grupo II	57

1 Introducción

El arte de la medicina consiste en entretener al paciente mientras la naturaleza cura la enfermedad

VOLTAIRE, 1700 D.C.

Antes de empezar, se van a explicar cuáles fueron los motivos de la realización de este proyecto y por qué he decidido llevarlo a cabo. Luego, se hablarán de cuáles son los objetivos tanto principales como secundarios. Finalmente, se explicará brevemente cuál es la estructura de este proyecto.

1.1 Motivación o justificación del proyecto

La ingeniería puede aportar mucho a la medicina. Esto llevó a la aparición de la ingeniería biomédica, que se dedica al diseño y construcción de tecnologías y productos sanitarios, como pueden ser las prótesis.

Los avances en este campo han derivado en una sociedad cada vez con mayor esperanza de vida, gracias a la evolución en las técnicas y al desarrollo de productos y dispositivos para mejorar la calidad de vida de los pacientes, ya no sólo humanos, sino también animales. Esto es lo que me ha atraído del proyecto, pues veo un nicho de mercado para el futuro, y una labor que te llena.

1.2 Objetivos del proyecto

Se va a llevar a cabo un estudio biomecánico del comportamiento de las prótesis de cadera ante la aparición de una fisura en el calcar durante su implantación en el fémur. Para ello, se va a analizar un conjunto de especímenes y, para poder comparar los resultados, sería conveniente que todos estuvieran preparados exactamente de la misma forma, y que las condiciones de realización de los ensayos estuviesen normalizadas.

Con esto, el objetivo principal es la realización de un utillaje que permita la preparación de los fémures siempre de la misma manera, para la implantación de una prótesis de cadera.

Los objetivos secundarios incluyen la optimización del utillaje en cuanto a su diseño y fabricación (aditiva). Asimismo, para la llevar a cabo el objetivo principal, se han ido estableciendo las especificaciones de los cortes, taladros y fisuras que se deben realizar.

1.3 Estructura del proyecto

El contenido del proyecto está organizado en las siguientes partes:

Una primera parte, denominada **Antecedentes al Diseño de Utillajes**, que está compuesta por un apartado dedicado a rasgos generales de la biomecánica del fémur, seguido otro dedicado exclusivamente a las prótesis de cadera. Además, se incluye un apartado para tratar los ensayos experimentales. La necesidad de este último no está directamente ligada al diseño de este utillaje en particular, pero sí al diseño de otro utillaje que se realizará después de este, para fijar el fémur con la prótesis en la máquina para realizarle ensayos y ver la respuesta de la prótesis ante los esfuerzos. Cabe destacar que, aunque se vaya a ensayar sobre fémures artificiales, el uso del utillaje no se limita a estos, sino que es perfectamente válido también en uno real.

En una segunda parte denominada **Metodología de Diseño del Uillaje**, se expondrán los requisitos que debía cumplir el diseño final, así como los softwares utilizados para el diseño y para la obtención del modelo de fémur que se va a utilizar.

En una tercera parte, denominada **Resultado del Proceso de Diseño**, se hablará de las propuestas de diseño para preparar al fémur de forma sistemática, esto es, con la menor variabilidad posible, para la implantación de prótesis de cadera. El diseño definitivo ha sido fruto de continuas mejoras para su perfeccionamiento para la función que va a realizar.

Finalmente, en la parte denominada **Conclusiones y Trabajos Futuros**, como su nombre indica, se establecerán las conclusiones del proyecto, así como los trabajos futuros que permitan seguir avanzando en el estudio previsto.

2 Antecedentes al Diseño de Utilajes

La medicina sana las enfermedades del cuerpo, más la sabiduría libera al alma de padecimientos

DEMÓCRITO, 400 A.C.

El objetivo que se desea llevar a cabo, como hemos dicho, es el estudio biomecánico del comportamiento de las posibles opciones que ofrece la artroplastia total de cadera ante la posibilidad de aparición del crack del calcar en el fémur proximal durante la implantación de la misma. Es decir, para empezar, hay que conocer la biomecánica del fémur y la transmisión de esfuerzos en la articulación. Tras esto, ya podemos abordar la artroplastia total de cadera, más comúnmente conocida como prótesis de cadera. Una vez se tenga la prótesis implantada en el fémur, cabría analizar su comportamiento ante cargas mediante unos ensayos experimentales, en concreto, de compresión. Hay especial interés en estudiar la propagación de una fisura en el calcar, la cual puede aparecer durante la implantación de la prótesis. Sin embargo, para normalizar, dentro de lo posible, la realización de los ensayos y así poder comparar los resultados, se va a remedar dicha fisura con alguna herramienta de corte.

2.1 Biomecánica del fémur

Dentro de la biomecánica del fémur se va a hablar de las partes que componen la anatomía del fémur y de los ángulos característicos. También se van a mencionar detalles sobre la cinemática de la cadera y la articulación coxofemoral. Asimismo, se tratará la transmisión de esfuerzos en apoyo bipodal/monopodal y las propiedades mecánicas del tejido óseo.

2.1.1 Anatomía del fémur

El fémur es el hueso más largo y pesado del cuerpo. En concreto, su longitud supone aproximadamente una cuarta parte de la altura de la persona. Consta de un cuerpo (diáfisis) y dos extremos (epífisis), proximal y distal, como se puede apreciar en la Figura 2.1 [12].

Todos los huesos están recubiertos por una membrana densa fibrosa llamada periostio, que es lisa y cubre todo el cuerpo excepto en las articulaciones, donde están recubiertas por cartílago articular. El cuerpo del fémur se halla constituido exteriormente por tejido compacto (cortical), el cual tiene una estructura densa similar a la del marfil, mientras que el interior está compuesto por tejido esponjoso (trabecular) formado por un entramado óseo de celdas tridimensionales llamadas trabéculas [40].

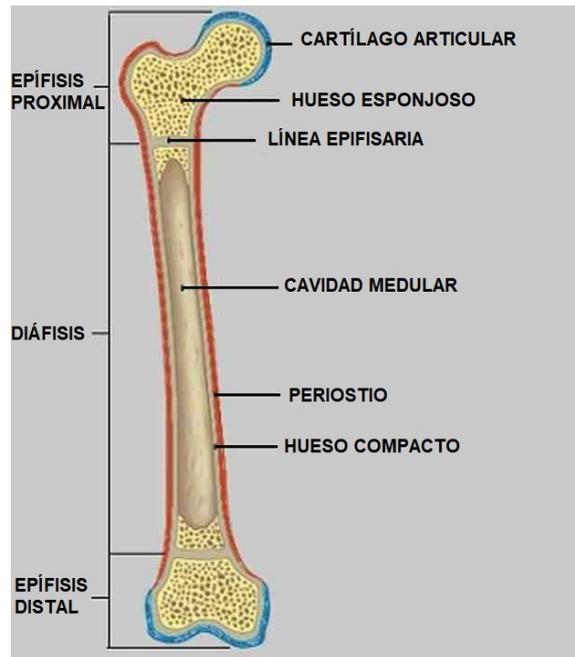


Figura 2.1 Esquema de las partes principales del fémur [10].

El cuerpo es prácticamente cilíndrico, aunque en algunas zonas presenta la forma de un prisma triangular, con tres caras: anterior, posterointerna y posteroexterna, y con tres bordes: posterior (línea áspera del fémur) y laterales interno y externo [12]. En la Figura 2.2 la línea vertical representa el soporte del peso, y se ve una representación más detallada de las partes que compone el fémur: cabeza, cuello, trocánteres, cóndilos, etc.

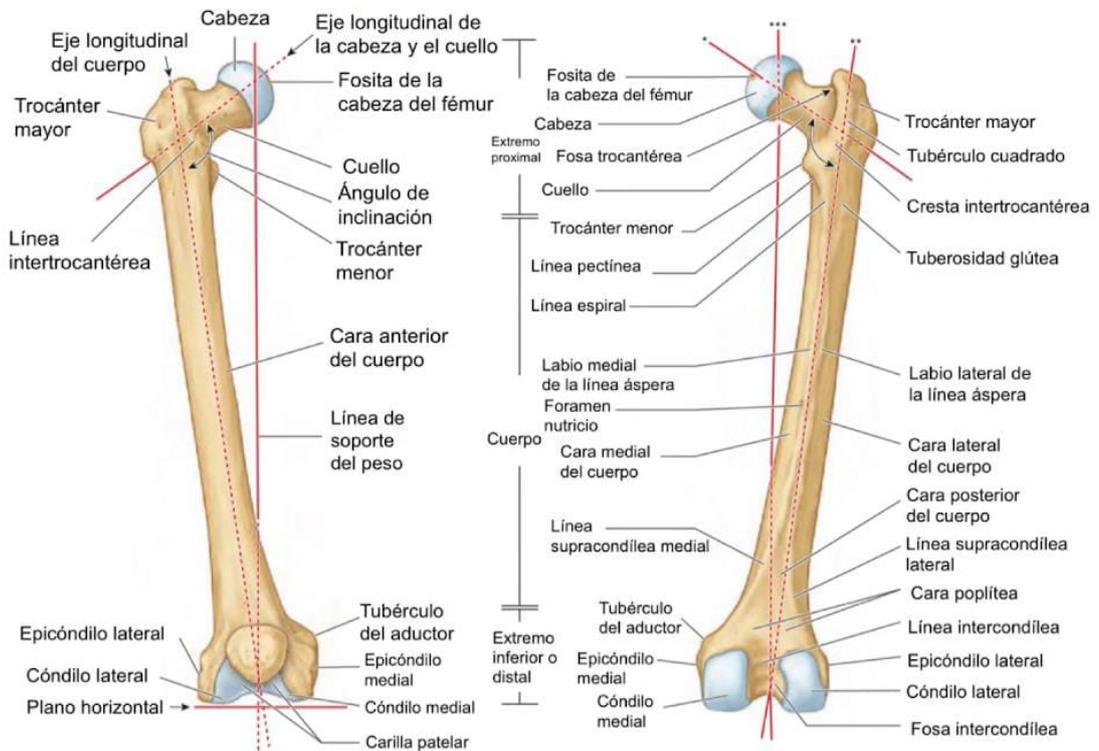


Figura 2.2 Esquema completo de las partes del fémur [21].

El extremo inferior (ver Figura 2.3) lo constituyen principalmente dos salientes denominados cóndilos interno y externo, que se encuentran unidos por su parte anterior y separados por su parte posterior por la escotadura intercondílea [12]. Estos se apoyan en los meniscos para formar la articulación de la rodilla.

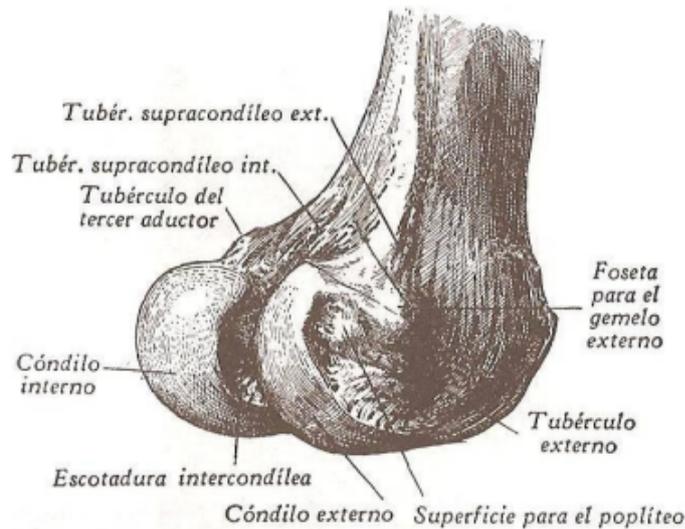


Figura 2.3 Extremo distal del fémur [20].

En el extremo superior (ver Figura 2.4) o extremidad proximal del fémur (EPF) se halla la cabeza del fémur, que es una gran saliente lisa y esférica (casi 2/3 de una esfera) que se une al resto a través del cuello y que presenta una foseta para el ligamento redondo [12]. El cuello tiene la geometría de un cilindro aplanado en sentido anteroposterior [24]. En la base de este se encuentran los trocánteres mayor y menor.

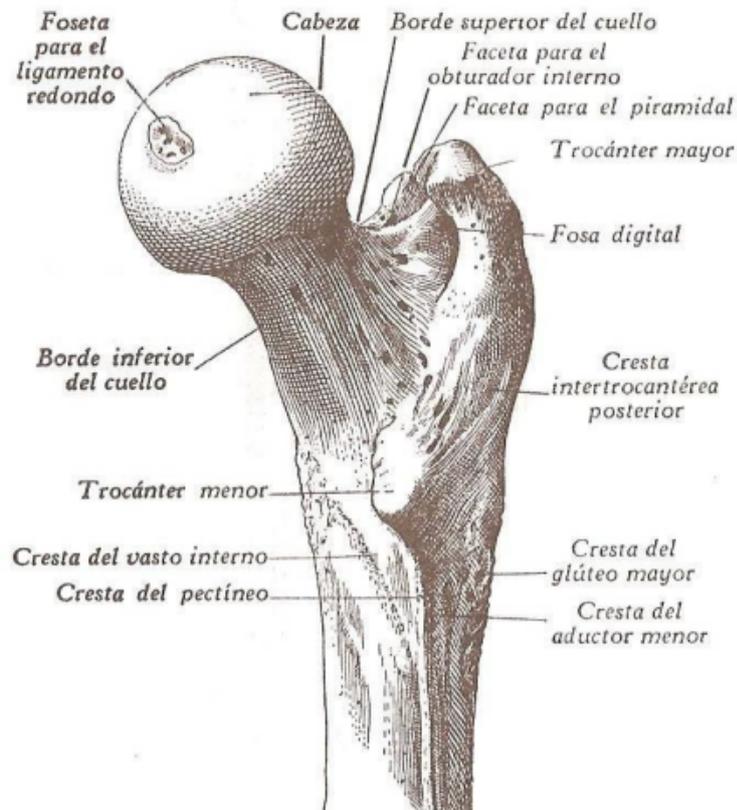


Figura 2.4 Extremo proximal del fémur [20].

Ángulo de inclinación y ángulo de anteroreversión

El eje de la cabeza y el cuello del fémur forma con el eje longitudinal del cuerpo del fémur un ángulo conocido como ángulo de inclinación, diafisario o de Fick. Este ángulo va disminuyendo a medida que crece una persona. En la Figura 2.5 se puede apreciar esta evolución del mismo comparando a un niño, un adulto y un anciano. Este ángulo es menor en las mujeres por tener la pelvis menor más ancha, aumentando la oblicuidad del cuerpo del fémur. Gracias a este ángulo, se permite una mayor movilidad del fémur en la articulación coxal, ya que sitúa la cabeza y el cuello más perpendiculares al acetábulo en la posición neutral. [12]



Figura 2.5 Ángulo de inclinación y ángulo de torsión [21].

Un ángulo normal oscila entre 120° y 135° . Cuando es menor se conoce con el término de coxa vara, y cuando es mayor, coxa valga. Ambos casos tendrían impacto en la biomecánica de la cadera. En una coxa vara, se tendría mayor brazo de palanca para los abductores de cadera, permitiendo un aumento de la capacidad para producir fuerza de músculo. Sin embargo, el cuello del fémur se verá sometido a esfuerzos mayores. En el caso de coxa valga, sucede al contrario [13]. En la Figura 2.7 se pueden ver los distintos casos.

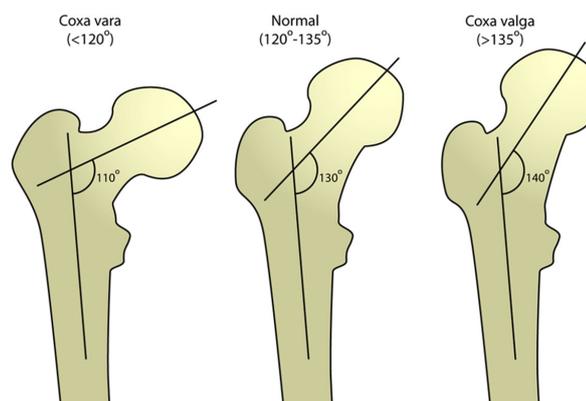


Figura 2.6 Denominaciones según el ángulo de inclinación [5].

En una vista superior del fémur de la Figura 2.5, se aprecia que el eje del cuello femoral forma con el eje transversal que atraviesa los cóndilos femorales, un ángulo denominado ángulo de torsión del fémur, de declinación o de anteversión. Normalmente se estima con un valor promedio de 12° . Este ángulo permite los movimientos rotatorios de la cabeza del fémur dentro del acetábulo, colocado oblicuamente, para convertirlos en los movimientos típicos de flexión/extensión, abducción/aducción y rotación interna/externa del muslo [12]. De este modo, en la cadera se tiene movilidad en los planos sagital (divide en derecha e izquierda), transversal (divide en parte superior e inferior) y frontal (divide el cuerpo en parte anterior y posterior).

2.1.2 Cinemática de la cadera

La rotación tiene lugar alrededor de un eje vertical que pasa por la cabeza del fémur. Durante la rotación interna, el cóndilo medial del fémur describe un arco hacia atrás con respecto al cóndilo tibial medial, mientras que el trocánter mayor se mueve hacia delante [14]. La rotación en el plano transversal oscila alrededor de 8° durante el ciclo. En términos de rango, la rotación externa puede alcanzar los 90° y la interna los 70° , cuando la articulación de la cadera está flexionada. Estando extendida los rangos son de 60° y entre 30° y 60° respectivamente [40].

Por otro lado, los movimientos de abducción-aducción pasan alrededor del eje anteroposterior que pasa por el centro de la cabeza del fémur [14]. Estos se presentan a lo largo del ciclo de la marcha como una leve oscilación. La máxima movilidad se obtiene con las dos piernas en posición de abducción y el ángulo puede llegar a los 120° . En el caso de la aducción alcanza unos 25° [40].

Finalmente, en los movimientos de flexión-extensión la cabeza rota dentro del acetábulo alrededor de un eje transversal [14]. La máxima libertad se da con la flexión de la cadera con la rodilla flexionada y se encuentra entre 140° - 150° . La máxima extensión sólo llega a 20° de valor máximo [40].



Figura 2.7 Movimientos de la articulación coxofemoral [29].

2.1.3 Articulación coxofemoral

La articulación coxofemoral (ver Figura 2.8) une la cabeza del fémur y el acetábulo en la pelvis. Es una articulación particularmente sólida y estable. Las superficies articulares son curvas recíprocamente pero no del todo congruentes. La cabeza del fémur está íntimamente encajada en la fosa acetabular y se encuentra abrazada por un anillo fibrocartilaginoso denominado rodete cotiloideo, el cual amplía la profundidad del acetábulo. La cabeza del fémur está cubierta por el cartílago articular, excepto en la unión del ligamento redondo [14]. El ligamento redondo de la cabeza femoral provee buena estabilidad y captación muy firme a la cadera. Si se padece osteoartritis, el cartílago se va erosionando gradualmente [13]. La superficie articular del acetábulo forma un anillo incompleto y está cubierta por cartílago articular salvo en el fondo de la fosa acetabular, donde se aloja una masa fibroelástica de grasa cubierta por membrana sinovial [14], que facilita los desplazamientos. [40].

Las estructuras ligamentosas de la articulación son las siguientes: cápsula articular, rodete cotiloideo y los ligamentos redondo, iliofemoral, isquiofemoral y transversal del acetábulo [14].

La cápsula articular es fuerte y densa. Forma un manguito que nace en el hueso coxal y se inserta en el cuello femoral a nivel de la línea intertrocantárea. En la parte superior, sus fibras circulares (ligamento orbicular) están reforzadas por el ligamento iliofemoral, que es el más fuerte de la anatomía. También está reforzada por los ligamentos pubofemoral e isquiofemoral [14].

El ligamento redondo se inserta en la cabeza femoral. En el coxal, las fibras medias se insertan en el ligamento transversal del acetábulo [14].

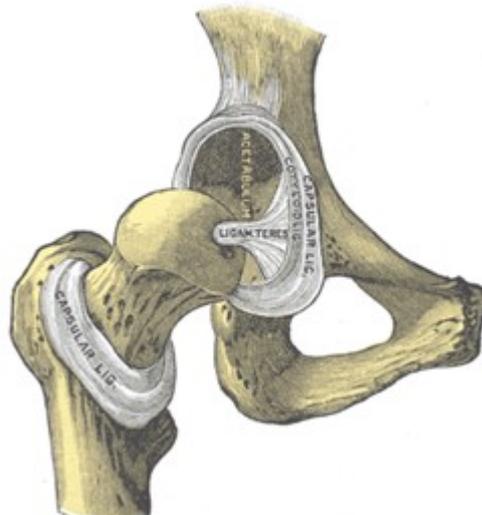


Figura 2.8 Articulación coxofemoral [18].

2.1.4 Transmisión del peso corporal

En la Figura 2.9 se puede ver la transmisión del peso corporal, que se realiza desde la columna vertebral, en concreto, desde el sacro (S), hacia la cintura pélvica, a través de las articulaciones sacroilíacas (SI). Luego, se transmite hacia el fémur (F) a través de cada articulación acetabular (AC).

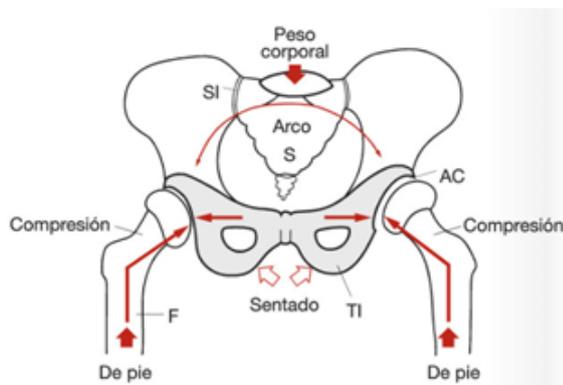


Figura 2.9 Soporte de peso de la pelvis [7].

Apoyo bilateral

En bipedestación, la articulación sacroilíaca se desplaza en sentido vertical al aplicar cargas axiales. En apoyo bipodal se producen fuerzas de compresión en los acetábulos [7]. Para soportar mejor la postura erguida, los fémures se disponen oblicuamente (en dirección inferomedial) en el interior de los muslos. Debido a la mayor anchura de la pelvis, los fémures de las mujeres son ligeramente más oblicuos que los de los hombres. El extremo distal de cada fémur se articula con la rótula y la tibia y, a través de esta se transfiere el peso desde la articulación de la rodilla a la talocrural [12].

La magnitud de cada una de las reacciones articulares, que se producen en el contacto entre la cabeza femoral y la superficie acetabular, es la mitad del peso del cuerpo suprayacente. Esto es, como normalmente las extremidades inferiores suponen un tercio del peso total, el peso suprayacente es dos tercios del peso total del cuerpo y por tanto, cada reacción soporta un tercio del peso corporal. Este valor de las fuerzas de reacción podría incrementar debido a la actividad muscular de la articulación cuando se contraen los músculos para evitar oscilaciones [40].

Estas reacciones se pueden descomponer en una componente de compresión (R_c) y otra de deslizamiento (R_s) considerando el ángulo de inclinación (125° como valor medio) como se puede ver en la Figura 2.10.

La componente de deslizamiento es ligeramente menor que la de compresión. En personas con coxa valga, la componente de cizallamiento sería menor y la de compresión mayor. En coxa vara ocurriría al contrario.

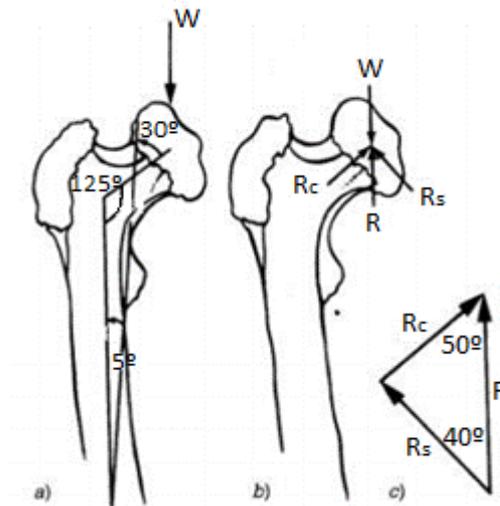


Figura 2.10 Componentes de la reacción articular [40].

Apoyo unilateral

En apoyo monopodal, existe una flexión anterior que genera fuerzas de distracción superiores y fuerzas de compresión inferiores [14]. Cuando una persona se apoya sobre un solo pie, todo el peso se va a transmitir a través de la articulación coxofemoral de ese lado. Por un lado, se tiene la resistencia debida al peso del cuerpo y por otro, el esfuerzo necesario para evitar que ese peso caiga, el cual realiza el glúteo medio [13]. La aplicación de fuerzas musculares sobre un modelo monopodal produce unas fuerzas potencialmente dañinas para la articulación sacroilíaca y picos de carga sobre la pelvis mayores al doble de la masa corporal [14]. En casos de coxa valga, la carga puede llegar a ser de 7 veces el propio peso [13].

En este tipo de apoyo, la línea de gravedad del cuerpo suprayacente no pasa por el centro de la cadera y se genera un momento que tiende a volcar la cadera hacia el lado sin apoyo. Este momento debe ser contrarrestado por acción muscular. El principal estabilizador de la cadera es el grupo muscular abductor. La fuerza ejercida por los abductores sobre el fémur se calcula estableciendo condición de equilibrio en el centro de rotación de la cadera (ver Figura 2.11). Las longitudes de los brazos de la palanca se miden mediante radiografías, con una línea perpendicular a la línea de aplicación de cada fuerza que pase por el centro de rotación de la cabeza del fémur. La línea de aplicación del peso se haya extendiendo hacia arriba una recta que atraviese el talón. La de los abductores es la que se aproxima al tendón del glúteo medio [40].

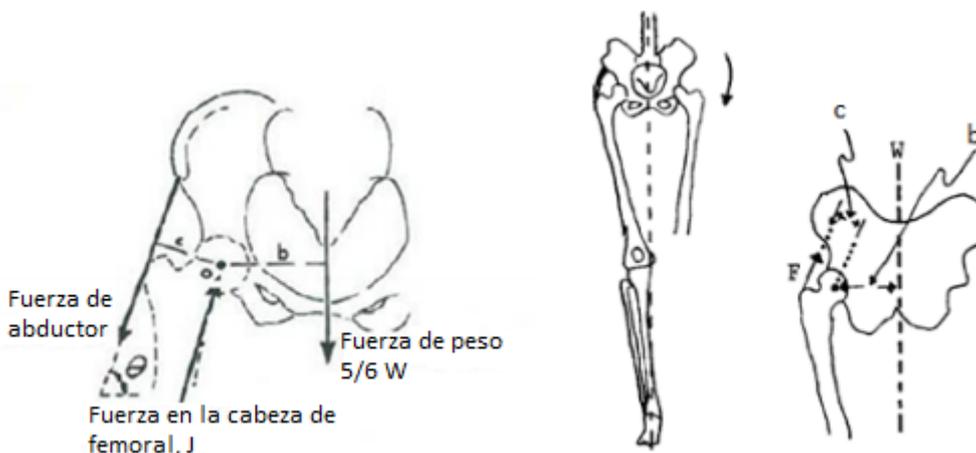


Figura 2.11 Esquema del apoyo unipodal [40].

Esfuerzos dinámicos

Los esfuerzos soportados por la articulación de la cadera son mucho mayores durante las actividades que requieren movimiento. Esto se debe a la acción de la musculatura. Además de los abductores, hay otros músculos que actúan, en mayor o menor medida dependiendo de la actividad que se realice.

En la actividad de caminar, la carga sobre la cadera es mucho mayor que su valor en bipedestación. Los esfuerzos máximos se dan en la fase de apoyo, donde la cadera soporta las fuerzas del caso de apoyo unipodal y además está sometida también a una serie de fuerzas dinámicas que permiten las rotaciones y movimientos relativos, y que varían en función del ritmo de la marcha. Los principales músculos actuadores son: vastos intermedio, medial y lateral, recto femoral, gemelos, glúteos, músculos ilíacos, psoas y abductores.

Durante la marcha normal, la carga total sobre la articulación de la cadera varía presentando dos picos de fuerza en los que los músculos abductores se contraen para estabilizar la pelvis: uno justo después del apoyo del talón y otro de mayor magnitud antes del despegue de los dedos del suelo en la propulsión. En hombres, estos picos pueden llegar a ser entre 4 y 7 veces el peso. En mujeres son de menor magnitud, debido a la pelvis más ancha, ángulo de inclinación distinto y diferencias en el patrón de marcha. La media de carga en la articulación suele estar en esta fase entre 3 y 6 veces el peso.

Las actividades cotidianas en las que se da la mayor carga son subiendo las escaleras y al ponerse de pie desde una silla muy baja, con la cadera flexionada 100° . Se alcanzan valores de reacción articular de entre 7 y 8 veces el peso. En otras actividades como la carrera o el salto, debido a la inercia generada, las fuerzas dinámicas en el contacto articular aumentan llegando a ser 9 veces el peso [40].

Distribución de la carga en la superficie articular

La superficie femoral en contacto con el área de carga acetabular se denomina sector esférico y es la zona que está sometida a esfuerzo (ver Figura 2.12). Esta superficie abarca desde 56° hasta 90° , dependiendo de varios factores anatómicos. Además, el sector estará en una zona u otra de la cabeza femoral, dependiendo de qué actividad se esté realizando o de en qué fase de la marcha se encuentre el individuo. Esto condiciona el desgaste de las superficies articulares.

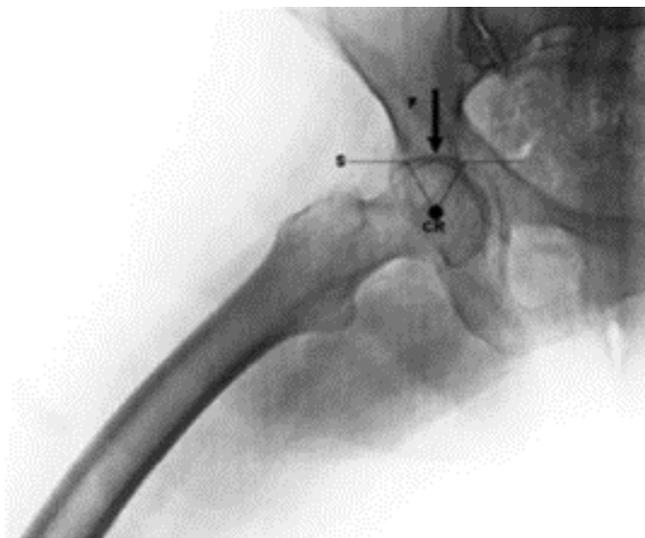


Figura 2.12 Sector esférico [40].

Por otra parte, la distribución de esfuerzos en la cabeza del fémur también depende principalmente del grado de congruencia entre ambas superficies articulares (ver Figura 2.13). El sector esférico es extenso y la presión es reducida cuando hay buena congruencia. En el caso contrario, cuando hay algún factor que dificulte la congruencia, como por ejemplo, alguna deformación, la superficie de apoyo disminuye aumentando la tensión y concentrándose en la zona del techo cotiloideo [40].

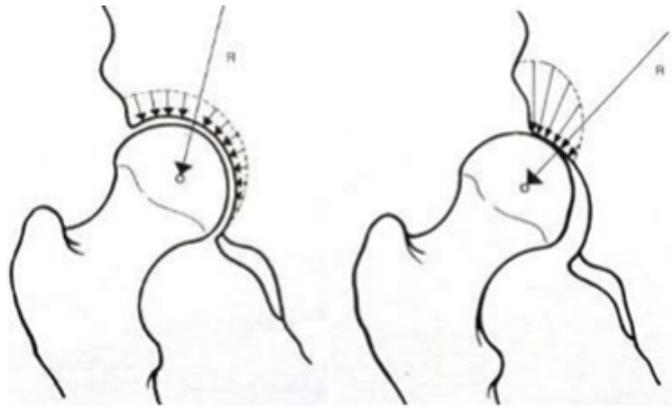


Figura 2.13 Distribución de fuerzas en la cabeza del fémur [40].

2.1.5 Propiedades mecánicas del tejido óseo

El hueso está formado por componentes orgánicos e inorgánicos. Los componentes inorgánicos del hueso le proporcionan dureza y rigidez. En cambio, los orgánicos le dan flexibilidad y elasticidad. El colágeno es el principal elemento de los componentes orgánicos del hueso. El tejido óseo puede considerarse como un material compuesto por dos elementos: mineral y colágeno. Es decir, un elemento rígido incrustado en uno más débil y flexible, ofreciendo una resistencia muy alta en relación con su peso. El hueso cortical es más rígido, soportando mayor sollicitación pero menos deformación antes de su rotura. Sin embargo, el hueso trabecular es 5 veces más dúctil, deformándose más antes de su rotura y soportando cargas mucho menores. Esto se puede apreciar en las curvas de la Figura 2.14 a [40].

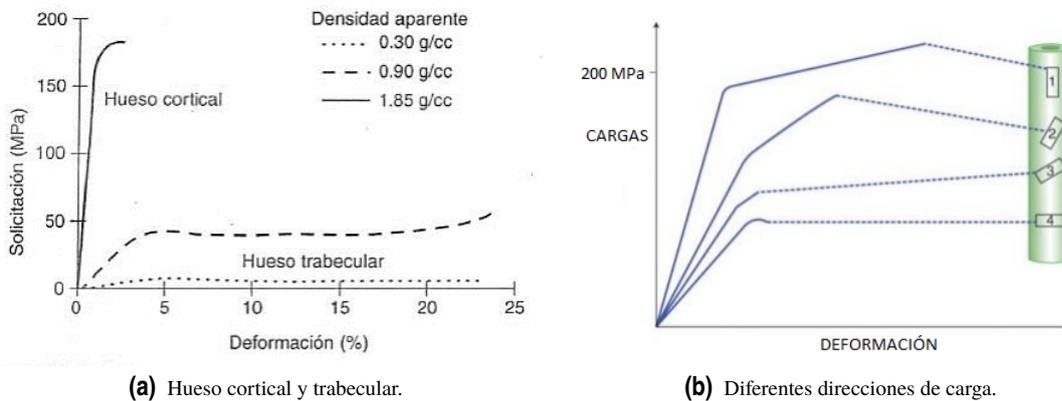


Figura 2.14 Curva esfuerzo-deformación [40].

Dado que la estructura del hueso varía en las direcciones transversal y longitudinal, se tiene anisotropía de propiedades mecánicas, es decir, estas varían dependiendo de en qué dirección se produzca la carga. En la Figura 2.14 b se pueden ver cuatro disposiciones distintas.

2.2 Prótesis de cadera

Para abordar el tema de las prótesis de cadera, empezaremos por tratar las razones de su implantación, incluyendo dentro de estas las fracturas, aunque sólo algunas de ellas pueden solucionarse con una prótesis de cadera. También hablaremos de las partes que componen una prótesis, su implantación y los posibles fallos. Asimismo, mencionaremos a grandes rasgos un poco de la evolución de las mismas a lo largo de los años.

2.2.1 Tipos de fractura del fémur

Dentro de los tipos de fractura del fémur se encuentran las intracapsulares, las extracapsulares y las fracturas de la diáfisis.

Fractura intracapsular

Este tipo de fractura aparece en el cuello del fémur, cerca de la cabeza. Implica un riesgo de interrupción de la vascularización de la misma, lo cual supone un alto riesgo de necrosis y de pseudoartrosis. Ante este tipo de fractura, la cabeza femoral suele ser sustituida por una prótesis de cadera [15].

En la Figura 2.15 se muestran varios ejemplos de fracturas intracapsulares. Si la cabeza del femoral está dañada y hay que reemplazarla, se procede con la implantación de una prótesis, pero si no es el caso, se pueden fijar ambas partes del hueso con tornillos (ver Figura 2.16).

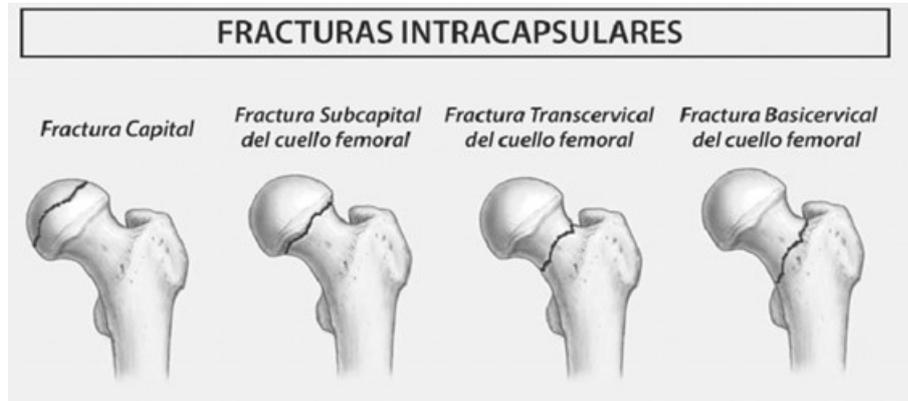


Figura 2.15 Tipos de fractura intracapsular [32].

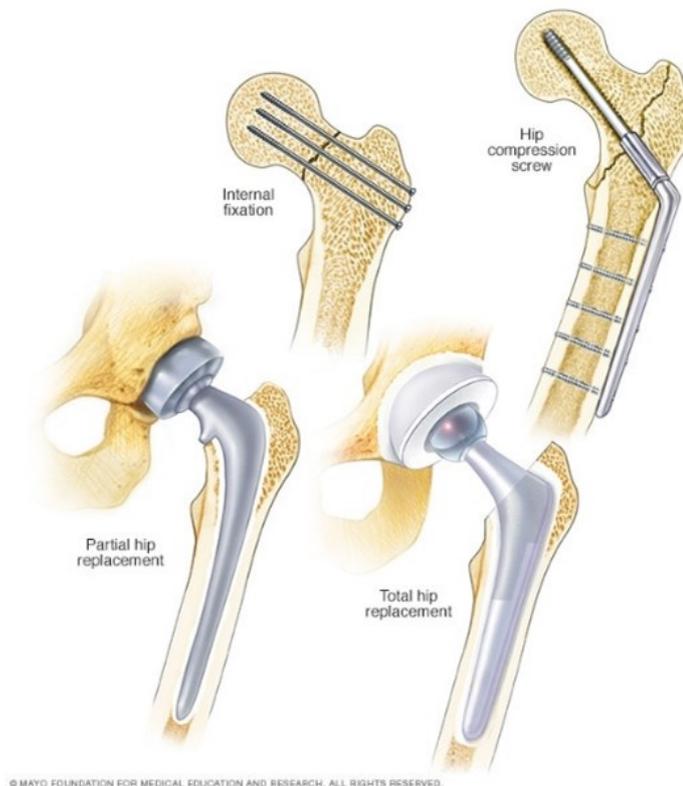


Figura 2.16 Soluciones a las fracturas intracapsulares [8].

Fractura extracapsular

Este tipo de fractura se da en la zona troncatérica, donde no peligra la vascularización de la cabeza del fémur.

Mediante fijación por clavo intramedular se vuelve a unir las dos partes del fémur. En la Figura 2.17 se representan varios ejemplos de este tipo de fractura [15].

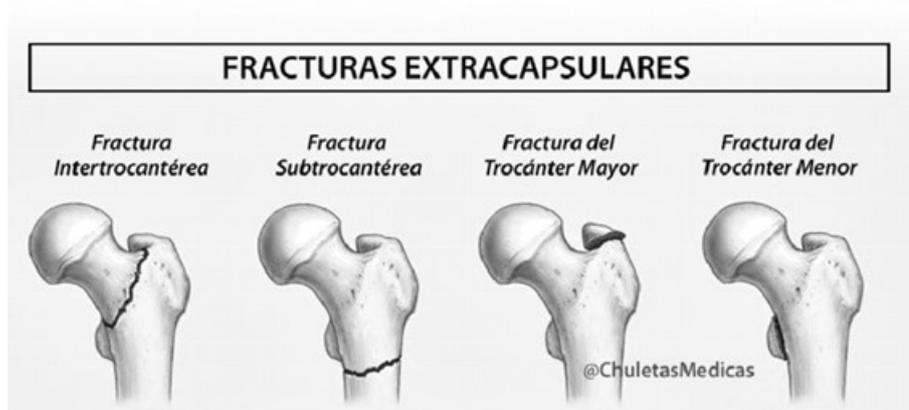


Figura 2.17 Tipos de fractura extracapsular [16].

Fractura de la diáfisis femoral

Este tipo de fractura suele ser debida a traumatismos severos. En la Figura 2.18 se representan los grados de severidad. Su cirugía suele consistir en la fijación de la diáfisis por medio de enclavados [15].

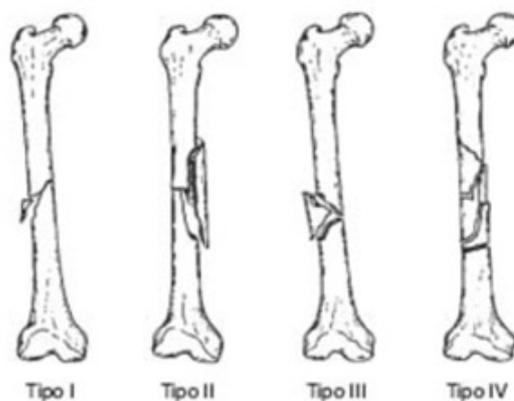


Figura 2.18 Grados de fractura de la diáfisis femoral [39].

2.2.2 Causas del implante de cadera

El reemplazo de cadera, que en términos médicos se denomina artroplastia de cadera, se suele realizar en personas de avanzada edad, debido a enfermedades como la artritis y artrosis.

Los tipos más comunes son:

Osteoartritis: el cartílago que amortigua los huesos de la cadera se desgasta, por lo que estos acaban rozándose, provocando dolor y rigidez.

Artritis reumatoide: esta enfermedad produce una irritación de la membrana sinovial, haciendo que produzca demasiado fluido, afectando al cartílago y causando dolor y rigidez.

Artritis traumática: normalmente aparece como consecuencia de una lesión o fractura.

Necrosis avascular: la falta de riego sanguíneo, las lesiones o los tumores óseos provocan la pérdida del hueso y un posible colapso de la articulación de la cadera.

En personas jóvenes, además de la mencionada fractura intracapsular, puede ser necesaria la implantación de una prótesis de cadera debido a un defecto genético o un tumor en la articulación. Para pacientes jóvenes la vida útil de la prótesis no es suficiente, obligando a que se sometan a una futura segunda intervención quirúrgica para su reemplazo [30] [40].

2.2.3 Partes de la prótesis

Una prótesis de cadera está compuesta por unos componentes de anclaje, que están en contacto con el hueso y fijados a este: vástago y componente acetabular, y otros de movilidad, entre los componentes de anclaje, que son los que realizan el movimiento de la prótesis [40]. Uno de los diseños más comunes cuenta con los siguientes elementos (ver Figura 2.19):

Vástago: este componente va anclado al fémur y su función es fijar la prótesis. Es introducido en un hueco elaborado previamente en el canal interior del hueso y se fija utilizando cemento o simplemente a presión.

Cabeza femoral: es el principal nexo de unión entre el fémur y la pelvis. Consiste en una superficie esférica y suele ser metálica o cerámica. Puede formar un único bloque con el vástago o ser elementos independientes, como en las prótesis modulares.

Componente acetabular o cotilo: es una pieza que se implanta en las artroplastias de cadera totales, ya que se retira el cartílago de la articulación y se coloca esta pieza en la pelvis para recibir la cabeza femoral. La superficie del cotilo y la de la cabeza femoral forman un par de fricción. Suele estar hecha de polietileno de ultra alto peso molecular o de metal sobre polietileno. En el caso de artroplastias parciales, al no colocarse esta pieza, la cabeza femoral se apoya directamente sobre el cartílago. Sin embargo, sólo se realizan este tipo de intervenciones en personas muy mayores cuya actividad física es muy reducida, ya que el movimiento de la cabeza sobre el cartílago puede provocar deterioro del último.

Copa o liner: este componente se introduce entre la cabeza femoral y el componente acetabular para mejorar el coeficiente de fricción y disminuir el desgaste.

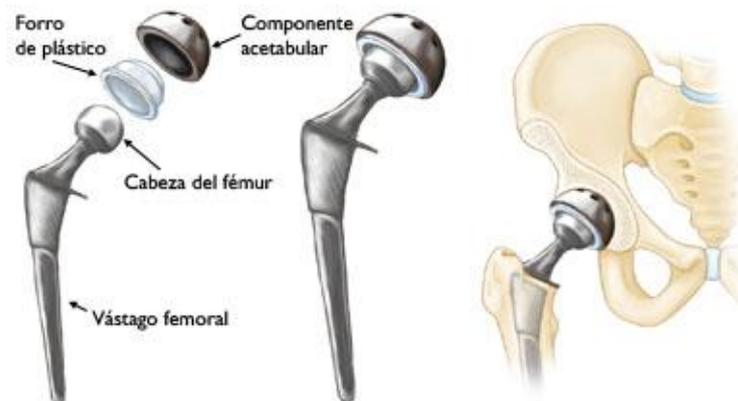


Figura 2.19 Componentes de la prótesis de cadera [30].

2.2.4 Fijación de la prótesis

Las prótesis de cadera se unen al fémur mediante la inserción del vástago en el mismo, y a la pelvis mediante la introducción del cotilo en esta. La fijación debe ser fuerte para evitar su movimiento y que sea estable a largo plazo. Una prótesis implantada de forma estable implica que la respuesta biológica del hueso permite la presencia del vástago sin que afecte de manera significativa a sus propiedades biológicas y mecánicas. Se debe lograr una estabilidad primaria y secundaria. La estabilidad primaria es cuando no hay micromovimientos relativos inmediatamente después de la intervención, y que depende del diseño de la prótesis y la técnica quirúrgica. La estabilidad secundaria abarca el largo plazo y se refiere a los microdesplazamientos bajo cargas fisiológicas, los cuales deben estar por debajo de un valor para evitar dolores y un aflojamiento [40].

Fijación del vástago

Para fijar el vástago se distinguen dos casos: fijación con cemento y sin cemento.

Vástago cementado: con ello se consigue una unión química. La fabricación de las prótesis en estos casos es más barata. Además, su facilidad de implantación es mayor que en las prótesis no cementadas y es habitual en personas de avanzada edad porque los dolores durante la rehabilitación suelen ser menores. Sin embargo, aunque la unión sea buena, a largo plazo pueden aparecer microfisuras en la superficie del cemento. Las zonas más delicada son las interfases y, en casos de aflojamiento, los esfuerzos en ellas aumentan hasta casi 10 veces su valor.

Vástago no cementado: la fijación del implante se consigue gracias al crecimiento del hueso. Con la aplicación de sustancias bioactivas se fomenta este crecimiento. En su diseño se trata de aumentar la superficie de contacto entre el hueso y el recubrimiento y esto se consigue con superficies rugosas. Lo más habitual es recubrir el vástago con superficies porosas en ciertas zonas. La zona de extensión depende del anclado del vástago, si es total o limitado a una parte. Actualmente las superficies irregulares se extienden solo en la parte superior del vástago, que está en contacto con la metáfisis del hueso. El inconveniente que presentan es la precisión requerida en su implantación, ya que requiere un mecanizado preciso del interior del canal medular femoral para la correcta fijación del vástago.



Figura 2.20 Tipos de vástago según vayan a ser cementados o no en su fijación [25].

Fijación del cotilo

Para la inserción del cotilo en la pelvis, se realiza un fresado dejando una superficie semiesférica en la que irá alojado. La inclinación del cotilo respecto a la horizontal suele estar entre los 40° y 45° , y la anteversión, entre los 15° y 20° . La estabilidad primaria se logra mediante elementos como tornillos, puntas o por presión. La superficie exterior del cotilo tiene un acabado poroso, y el propio crecimiento del hueso fija el elemento consiguiendo la estabilidad secundaria, al igual que con los vástagos no cementados [40].

Con elementos de fijación: normalmente los orificios se encuentran en la parte superior del cotilo orientados hacia un lado, dado que existe una zona en la pelvis en la que se recomienda la inserción de los tornillos para mayor estabilidad. Otra opción sería el uso de puntas distribuidas de forma equidistante sobre la superficie esférica, a una altura media normalmente. Su longitud debe garantizar el contacto con el acetábulo al introducir el cotilo.



Figura 2.21 Cotilos fijados con tornillos y con puntas [31] [1].

Por presión o press-fit: en este caso la superficie del cotilo no es totalmente esférica sino que el polo está ligeramente achatado, con lo cual la fijación se produce en la zona periférica. El cotilo también está sobredimensionado y se introduce por impacto.



Figura 2.22 Cotilo fijado por presión [33].

2.2.5 Fricción y lubricación

En el diseño de las prótesis de cadera se persigue un desgaste mínimo, lo cual requiere un bajo coeficiente de fricción. La lubricación de la articulación disminuye la resistencia a la fricción y el desgaste. El líquido sinovial actúa como lubricante natural, apoyado por el cartílago articular consiguiendo un coeficiente de fricción del orden de 0,002 a 0,004 soportando 1 MPa de esfuerzo. En las prótesis también se busca favorecer que el líquido sinovial actúe como lubricante [40].

La bondad de la lubricación depende del diseño del aclaramiento radial y el radio de la cabeza femoral, así como de la esfericidad, que evitará tensiones por punto de contacto. Además, es importante tener en cuenta las propiedades de los materiales y el acabado de ambas superficies. De esta forma, con la reducción de la cabeza femoral respecto a la copa acetabular (aclaramiento radial positivo) se aumenta la lubricación y se reduce el coeficiente de fricción y el desgaste. No obstante, puede aparecer una disminución del rango de movilidad de la cadera o un aumento de las probabilidades de luxación protésica. Por ello, se intenta actualmente mejorar la fricción reduciendo la rugosidad y mejorar también la esfericidad, así como un óptimo aclaramiento radial.

2.2.6 Cronología de las prótesis de cadera

La artroplastia de cadera ha evolucionado notablemente. Las prótesis primitivas consistían en una cúpula que se colocaba sobre la cabeza femoral, cuyo material inicial fue el cristal y luego fue sustituyéndose por otros hasta que se desarrolló la aleación cromo-cobalto Vitalium, que fue la primera aleación metálica inerte utilizada en cirugía ortopédica. La primera técnica de resuperficialización fue la cúpula diseñada por Smith-Petersen, iniciando la era moderna para los implantes de cadera. En esa época también empezó a usarse la copa acetabular para recibir la cabeza de la prótesis femoral. Posteriormente, se diseñó un modelo de cabeza femoral con un vástago corto, que evolucionó al modelo de prótesis metálica con vástago intramedular. Este último presentaba fallos en el vástago y se intentaron diferentes mejoras intentando reducir material en el vástago. El diseño de una componente acetabular atornillada y el posterior uso de cementos acrílicos, por el cirujano John Charnley en los años 60, mejoraron la fijación de la prótesis. Desde la época de Charnley los cambios han sido relacionados con la geometría y el uso de nuevos materiales.

Hoy en día, algunos de los problemas que se tenían en el inicio de los implantes de cadera, como la infección y la rotura de vástagos, han sido resueltos, en su mayoría. Lo que se busca ahora es el aumento de la vida media, mejorando la fijación del vástago. En las prótesis cementadas se persigue la mejora del cemento, mientras que en las prótesis no cementadas se centra la investigación en la mejora de los recubrimientos porosos o la implantación de células madre para generar tejido óseo.

El éxito a largo plazo de una prótesis depende en su mayor parte de la respuesta del cuerpo a las partículas de desgaste. Además, dependiendo de cada paciente, requerirá un diseño, un material y un método de fijación concretos. Las técnicas actuales de fabricación permiten la personalización de las prótesis [40].

2.2.7 Fallos en las prótesis de cadera

Se considera el fallo de un implante cuando este tiene que ser extraído antes de lo previsto. Los fallos se pueden manifestar como deformaciones permanentes o fracturas, tanto en el propio implante como en el hueso. A menudo viene ocasionado por una incorrecta fijación, sobrecarga, fatiga, corrosión o desgaste. Asimismo, pueden producirse infecciones, inflamaciones u otro tipo de alteraciones del cuerpo como consecuencia de la presencia de un elemento extraño [40].

Sobrecarga: las cargas estáticas pueden producir el fallo por fluencia si se supera cierto valor de carga según el criterio de Von Mises. Por otro lado, las cargas cíclicas al caminar pueden producir el fallo por fatiga, causa principal de fallo en prótesis de cadera, ya que aunque las cargas sean relativamente bajas, está sometido a un número elevado de repeticiones.

Fractura: generalmente se da en el vástago femoral, pero actualmente no son muy comunes. Son resultado del aumento de las sollicitaciones o de defectos internos.

Desgaste y fricción: las partículas de desgaste, liberadas en el par articular con el movimiento relativo de las superficies, podrían ser tóxicas. Los pares articulares metal-polímero presentan mejor resultado que las de metal-metal en cuanto a la biocompatibilidad de estas partículas.

Aflojamiento aséptico: el implante que se encuentra unido al tejido óseo inicialmente pierde estabilidad y comienzan a producirse micromovimientos. Estos producen una reabsorción ósea que acelera el aflojamiento. La otra gran causa del aflojamiento a largo plazo son las partículas de desgaste, que generan actividad osteolítica, que consiste en la destrucción del hueso por la disolución de los componentes minerales.

Corrosión: los implantes pueden deteriorarse por la interacción con el cuerpo humano, que es un medio químico muy agresivo. Las prótesis de cadera suelen ser de un material metálico y puede corroerse por ataque uniforme, ataque galvánico (en prótesis modulares cuyos componentes son de metales distintos), o de forma localizada (el acero inoxidable es propenso a este tipo de corrosión porque debe su estabilidad a una fina partícula de óxido).

Fractura periprotésica: en condiciones naturales, en el fémur, las cargas de la cabeza femoral se transmiten como esfuerzos axiales de compresión simple y esfuerzos normales de flexión, distribuidos en la sección recta de la diáfisis. Estas cargas se transfieren por medio de las trabéculas.

Mediante la sustitución de la cabeza femoral por un implante, las cargas disminuyen en la zona proximal pero el fémur se sobrecarga en la diáfisis. La prótesis soporta la carga y el hueso se encuentra sometido a una presión interna, en lugar de bajo compresión como en su estado natural. Al someterse a cargas cíclicas al caminar se pueden producir fallos por fatiga en zonas vecinas al implante.

2.3 Ensayos experimentales

Lo más habitual en la realización de ensayos experimentales en fémures es la medición de deformaciones en la superficie del hueso, ya que es relativamente fácil de obtener y ofrece mucha información global y local.

Si se trabaja con fémures artificiales, primero hay que caracterizarlos mecánicamente midiendo su rigidez y su deformación crítica de rotura. Esto se suele hacer con ensayos de flexión a tres puntos.

Aunque los fémures puedan estar sometidos a distintos modos de carga en su vida diaria, se suelen realizar ensayos de compresión. En la Figura 2.23 se puede apreciar cómo se fija un fémur en una máquina universal para la realización del ensayo. Como se verá, el ángulo de incidencia es importante.



Figura 2.23 Fijación del fémur para ensayo de compresión [15].

En los fémures que se van a emplear en este proyecto, se implantará una prótesis y se les realizará una fisura. La necesidad de los ensayos experimentales radica en la determinación de un modelo de comportamiento del fémur ante esas condiciones.

2.3.1 Modos de carga

Los huesos pueden estar sometidos a combinaciones de cargas que se van a mencionar a continuación [40].

Compresión: la sollicitación máxima bajo compresión se da en planos perpendiculares a la dirección de la carga. La compresión provoca un acortamiento longitudinal y un ensanchamiento transversal.

Tracción: al igual que en compresión, la sollicitación máxima se da en planos perpendiculares a la carga, aunque la tracción provoca un alargamiento longitudinal y estrechamiento transversal. Los huesos soportan peor la tracción que la compresión.

Cortadura: cuando se aplica una fuerza paralela a la superficie de la estructura se producen sollicitaciones de cortadura e internamente se producen deformaciones angulares. Siempre que una estructura está sometida a tracción/compresión se producen esfuerzos de cortadura. El hueso cortical soporta menor esfuerzo de cortadura que de tracción/compresión.

Flexión: someter un hueso a flexión produce una combinación de tracción y compresión. La magnitud de las sollicitaciones es proporcional a la distancia al eje de flexión. Las fracturas por flexión son habituales en huesos largos.

Torsión: aplicar una carga de manera que le causa un giro sobre un eje produce un momento interno. Se distribuyen cargas de cortadura por la estructura cuya magnitud es proporcional a la distancia al eje, como en flexión. Los esfuerzos de cortadura máximos se dan sobre planos paralelos y perpendiculares al eje y las de tracción y compresión sobre un plano diagonal.

Cabe destacar que las cargas pueden ser aplicadas de forma estática o cíclica. Cuando se aplican de forma cíclica a cierta frecuencia determinada, se producen microfisuras para niveles bajo de carga, y puede producirse la fractura sin llegar al límite elástico.

2.3.2 Ensayos en fémures artificiales

Para ensayar el fémur de forma realista necesitamos un fémur y lo más real sería usar fémures cadavéricos, los cuales, por razones éticas son difíciles de obtener y, además, manipularlos representan un riesgo sanitario.

Como alternativa está el uso de hueso animal o de fantasmas. Los fantasmas son producidos por empresas extranjeras y tienen un alto costo.

La compañía Sawbones (Sawbones Europe AB, Malmo, Suecia) comercializa con toda clase de simulantes de tejido humano. Es la cuarta generación de modelos de fémures artificiales que diseñan y fabrican. Estos fémures son muy útiles en estudios de investigación.

La primera cuestión que se presenta es determinar sus propiedades mecánicas y comprobar el grado de similitud con las de un fémur humano real. Los primeros estudios comparativos fueron llevados a cabo por Cristofolini et al. [22]. Los fémures fueron ensayados en primer lugar bajo una carga constante, luego bajo carga axial y finalmente, en un ensayo de flexión a 4 puntos. Cabe destacar que la variabilidad entre los huesos artificiales es de entre 20 a 200 veces menor, según Cristofolini et al. Otras comparaciones incluían, además, la carga de fractura.

En algunos de estos análisis se aplicaban cargas poco habituales en la vida real (torsión, flexión a tres o cuatro puntos) cuando lo más habitual sería realizar ensayos a compresión del fémur con una carga que se aplica sobre la cabeza femoral formando un ángulo de 10° aproximadamente con el eje principal de la diáfisis. Asimismo puede ensayarse con cargas cíclicas similares a las producidas al caminar, simulando las condiciones de fatiga de la vida cotidiana. Esto último, sobre todo, se emplea para analizar el comportamiento de las prótesis o de los tornillos de fijación para fracturas.

Es importante tener presente las limitaciones a la hora del uso de los huesos artificiales. Pueden ser adecuados para simular el comportamiento global de un hueso joven y sano. Si se pretendiera obtener resultados similares al hueso trabecular osteoporótico, se podría emplear una espuma de menor densidad.

En resumen, es posible utilizar los huesos artificiales en un análisis de fractura si se dan unas condiciones de contorno realistas del ensayo. Además, gracias a la facilidad de manipulación de estos huesos, ha sido posible el estudio de su comportamiento con prótesis de cadera femoral [34] [27].

Otro campo de la biomecánica en el que los fémures artificiales pueden ser útiles es en el estudio de nuevas técnicas de medida de deformaciones y tensiones. En los últimos años se han desarrollado técnicas como la termografía infrarroja (análisis termo-elástico de tensiones). En este caso, al aplicar una carga sobre la cabeza femoral, el hueso sufre ligeros aumentos de temperatura que pueden ser convertidos en tensiones superficiales a través de los parámetros térmicos de calor específico y coeficiente de expansión térmica [15].

2.3.3 Análisis de carga

Los aspectos a considerar cuando se realiza un ensayo experimental sobre un fémur son la carga a aplicar (ángulo de incidencia y magnitud) además de las condiciones de contorno. A partir de análisis previos y con la ayuda de elementos finitos, ha sido posible analizar diferentes ángulos de incidencia de carga y hallar cuál somete al fémur a tensiones más propensas a fractura. Estos ensayos han sido realizados tanto para posiciones normales (marcha, subiendo o bajando escaleras, andando de prisa, apoyarse en una pierna, sentarse o levantarse) como para configuraciones de caída lateral [15].

Entre las posiciones normales, se ha llegado a la conclusión de que la carga que provoca mayor riesgo de fractura, en términos de deformación principal, es aquella que forma un ángulo de 8° en el plano frontal y neutral en el plano sagital con el eje de la diáfisis [9].

Por otro lado, la caída lateral es un proceso dinámico y su estudio es importante, ya que son causantes del 90% de las fracturas de cadera. El daño en el hueso puede ser provocado también por la fatiga, ya que la capacidad de reparación del hueso puede ser menor que la formación del daño [23].

2.3.4 Caracterización mecánica de los fémures artificiales

La obtención de unas propiedades mecánicas realistas del hueso artificial es importante para reproducir fielmente un comportamiento similar al de los huesos reales. Mediante el ensayo de flexión a tres puntos se pueden obtener el módulo de Young (E) y la deformación crítica de rotura (ϵ_c). El hueso cortical aporta la rigidez al fémur artificial [15].

Ensayo normalizado a tres puntos para obtener el módulo de Young: este ensayo permite medir la flecha en la sección central del espécimen y, con ella, obtener el módulo de Young. Asegurando condiciones cuasiestáticas y considerando un comportamiento isótropo y elástico lineal, el módulo de Young se puede relacionar con el desplazamiento en la zona central de la probeta a partir de la siguiente expresión:

$$d = \frac{PL^3}{48EI} \quad (2.1)$$

Donde P es la carga, L es la distancia entre los apoyos e I es el momento de inercia de la sección transversal de la probeta.

Ensayo normalizado a tres puntos para obtener la deformación crítica (ϵ_c): en este caso, los especímenes tienen una muesca en la zona media para asegurar la aparición de una fisura en dicha zona debido a la concentración de tensiones en ese punto. Tras obtener la carga de rotura, aplicada de manera cuasiestática, se emplea un modelo numérico que reproduce la geometría de la probeta, sus propiedades mecánicas y la carga de rotura, y de este modo, se obtiene la deformación máxima principal en la zona media de la muesca.

2.3.5 Ensayos de rigidez

Se puede ensayar el fémur artificial a compresión dentro de su régimen elástico en una máquina universal de tracción-compresión. La carga se aplica en la posición normal del fémur, en la cual forma 8° en el plano frontal y neutral en el plano sagital, ya que provoca un mayor riesgo de fractura en términos de deformación máxima principal [15].

En la zona de la diáfisis se producen esfuerzos de tracción-compresión prácticamente puros, mientras que en el cuello femoral, las deformaciones son más complejas. En cuanto a la magnitud de las deformaciones, normalmente, el valor máximo en compresión se da en la zona inferior del cuello, mientras que, en tracción, se da en la zona superior del cuello.

2.3.6 Ensayos de fractura

En este tipo de ensayos se lleva al fémur artificial fuera del régimen elástico. Con el mismo ángulo de incidencia que antes, se puede incrementar la carga sobre la cabeza femoral hasta producir su fractura. Esto permite obtener la carga máxima que soporta el fémur. Cabe detallar que, la fractura suele ser frágil debido a las propiedades de los materiales, en concreto del hueso cortical [15].

3 Metodología de Diseño del Utillaje

El valor de una idea radica en el uso de la misma

TOMAS A. EDISON, 1931

En este capítulo se van a describir las especificaciones que deberá cumplir el diseño final del utillaje. Además, se hablará de las herramientas que nos permitirán realizar el diseño, así como los modelos del sawbone que se van a utilizar.

3.1 Requisitos del utillaje

Como se dijo anteriormente, se necesita un utillaje que permita preparar de manera sistemática todos los fémures a los que se les va implantar una prótesis para luego realizarles los ensayos. Esto permitirá que todos estén cortados y perforados exactamente de la misma manera.

Uno de los requisitos del diseño tiene que ver con realización del corte del cuello femoral. Este debe ser un corte a 45° de la línea media del fémur y a 1 cm del trocánter menor como se puede apreciar en la Figura 3.1.

Tras eso, el utillaje debe también permitir la realización guiada de una fisura pasante de 8 mm en el calcar, como la de la Figura 3.4. Como se sabe, esta fisura remedaría a una que se puede producir con la implantación de la prótesis.

Además, para reducir la variabilidad, se va a preparar el canal femoral (Figura 3.2) mediante un taladro previo a la introducción de unas raspas anatómicas (Figura 3.3), que incrementan el grosor del canal óseo hasta el tamaño programado. El taladro permitirá la aseguración del vástago del implante en la dirección correcta y su profundidad depende la longitud de este último.

Cabe señalar que la inserción de las raspas se realiza a golpes de martillo, y ello puede introducir cierta incertidumbre entre los fémures. De hecho, este paso es el causante de una posible aparición de la fisura en el calcar.



Figura 3.1 Línea de corte a 45° para la sierra.



Figura 3.2 Preparación del canal femoral [11].



Figura 3.3 Raspa anatómica o fresa.

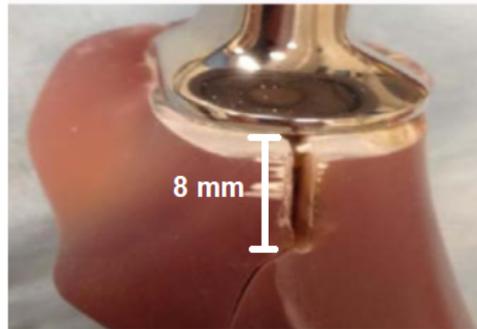


Figura 3.4 Fisura en el calcar del fémur.

En la Figura 3.5 se muestra la hoja de sierra oscilante que se va a utilizar para la realización del corte del cuello femoral. Cuenta con una longitud de corte de 69 mm, un ancho de 27 mm y un espesor de 0,8 mm.

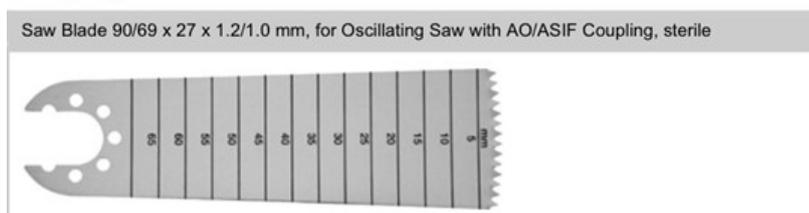


Figura 3.5 Hoja de sierra oscilante quirúrgica seleccionada [36].

Por otro lado, en la Figura 3.6 se muestra la broca de taladrar con la cual se llevará a cabo la perforación del canal femoral. El fresado distal debería iniciar en una posición central, alineado con el canal intramedular. La estabilidad primaria del vástago en el hueso receptor es el factor limitante. La longitud de la broca vendrá determinada por la talla del vástago que se vaya a colocar, la cual se sabrá tras una planificación preoperatoria con radiografías.



Figura 3.6 Broca de 10 mm para el taladro [28].

3.2 Programa de diseño gráfico

Para el diseño del utillaje se empleará un programa de diseño avanzado llamado Solid Edge Academic ®. Este es un programa de parametrizado de piezas en 3D basado en un software de diseño asistido por ordenador (CAD) que permite el modelado de piezas de distintos materiales, ensamblaje de conjuntos, doblado de chapas, soldadura y funciones de dibujo en plano.

Entre sus características destacables se encuentran: máxima rapidez en el diseño interactivo y reducción del tamaño de archivo. También permite el diseño con cotas en 3D, presenta una alta flexibilidad, no necesita regeneración para las ediciones y edita la geometría sin importar el orden de la creación. Además, utiliza las herramientas de edición en cualquier modelo y aprovecha el poder del 3D con la simplicidad del 2D [14].

3.3 Modelos de fémur

Para la realización de los ensayos se utilizarán huesos de material compuesto (composite bones), ya que han mostrado una variabilidad menor respecto a los especímenes cadavéricos, independientemente de los regímenes de carga, ofreciendo, por tanto, unas condiciones de ensayo más fiables. Otra de las ventajas son los ilimitados tamaños de muestras sin requerimientos concretos de manipulación o conservación.

A través de varias investigaciones de materiales, se han ido desarrollando nuevas generaciones de hueso cortical para simular de manera más cercana el hueso natural. En la Figura 3.7 se muestra el modelo de fémur que se utilizará para los ensayos. Se trata de huesos Sawbones compuestos de 4ª generación, los cuales modelan la capa cortical del hueso natural utilizando una mezcla de fibras de vidrio y resina epoxy inyectada a presión alrededor de un núcleo de foam o espuma de poliuretano rígido de alta densidad. Este foam tiene propiedades más uniformes que el hueso natural. En la capa trabecular son isotrópicas y en la zona cortical son ortotrópicas, debido al efecto fibra. En un futuro podrían aparecer nuevos desarrollos más precisos.

Los huesos naturales presentan propiedades mecánicas muy variables ya que dos individuos llevarán alimentaciones diferentes, estados de salud diferentes, las distribución esponjosa puede ser diferente afectando a sus densidades, etc. [26]

El hueso artificial, sin embargo, proporciona propiedades mecánicas conocidas y homogéneas en cualquier punto. Estas son: $0,24 \text{ g/cm}^3$ de densidad, $4,1 \text{ MPa}$ de resistencia y $68,4 \text{ MPa}$ de módulo de Young. Su único inconveniente es el coste económico ($\$220$) [35].

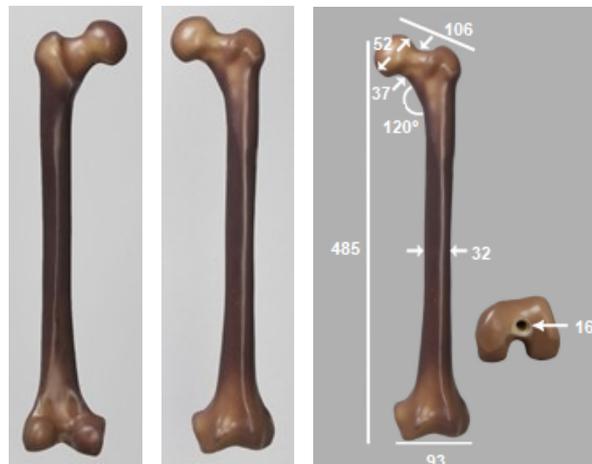


Figura 3.7 Modelo 3406-18 de Sawbone de 4ª Generación [35].

Cabe destacar que, para el diseño del utillaje ha sido necesario un modelo en CAD del hueso, el cual se podía obtener de la misma empresa que los fabrica, pero tenían un coste elevado. Entonces, se optó por descargar un modelo gratuito de la red [17] para los diseños preliminares y, una vez se tuvieron los sawbones en físico, proceder a realizarles un TAC. En la Figura 3.8 se muestran la señalización de la línea de corte en el cuello femoral y en la Figura 3.9 los huesos tras realizar dichos cortes con el uso de una sierra oscilante.



Figura 3.8 Resalte de la trayectoria de la hoja de sierra.



Figura 3.9 Modelos artificiales con los cortes realizados.

3.4 Obtención del modelo 3D de los fémures a partir de un TAC

Para la obtención de un modelo 3D de los fémures, que sea fiel a aquellos con los que se va a trabajar realmente, se llevó a cabo un TAC de los modelos de 3ª generación para escanear su geometría (idéntica a la de los de 4ª generación, varía la composición) y cuyo formato de exportación fue en archivos DICOM.

Mediante el software InVesalius se procedió a la importación de dichos archivos DICOM personalizando el umbral, como se ve en la Figura 3.10 y creando la superficie 3D.

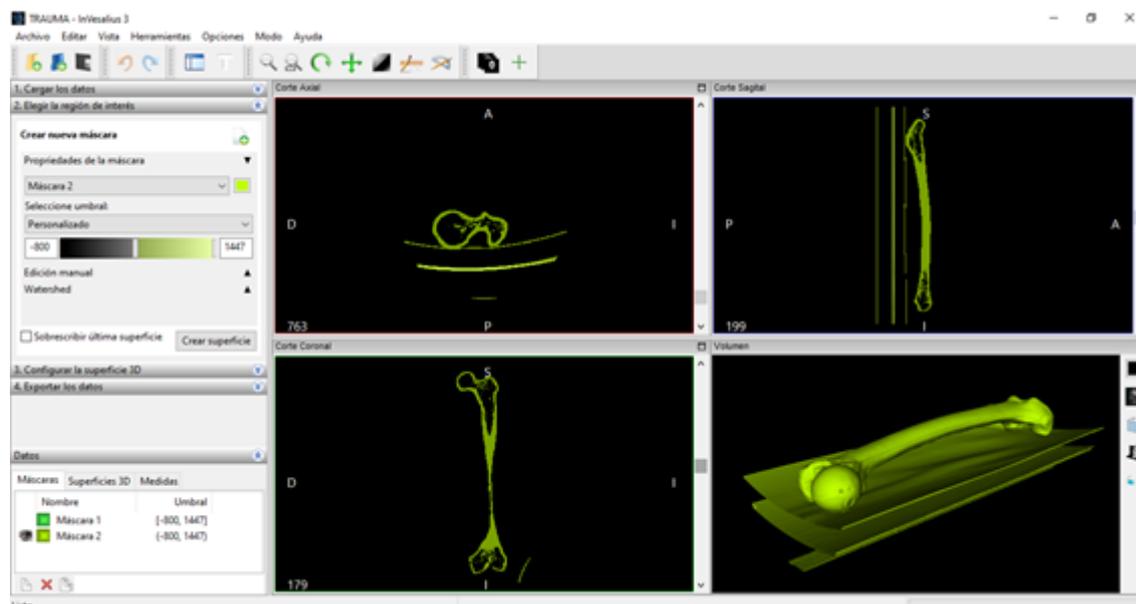


Figura 3.10 Interfaz de InVesalius.

Como se puede apreciar, además del hueso aparecen tres planchas, las cuales se han intentado eliminar haciendo uso de la herramienta “Separar todas las superficies de desconexión” como se muestra en la Figura 3.11, pero el programa dejaba de responder.

Por lo tanto, se procedió a la edición manual de la máscara, borrando de ella lo correspondiente a esas superficies. Lo ideal hubiera sido hallar una forma rápida de hacerlo, pues en los planos de corte sagital y coronal había 389 imágenes y en el axial, 827. Tras investigar y probar, finalmente lo único que resultó fue editar cada una de las 389 imágenes del plano de corte sagital, que es donde se apreciaban mejor las líneas de dichas superficies. El resultado final se muestra en la Figura 3.12.

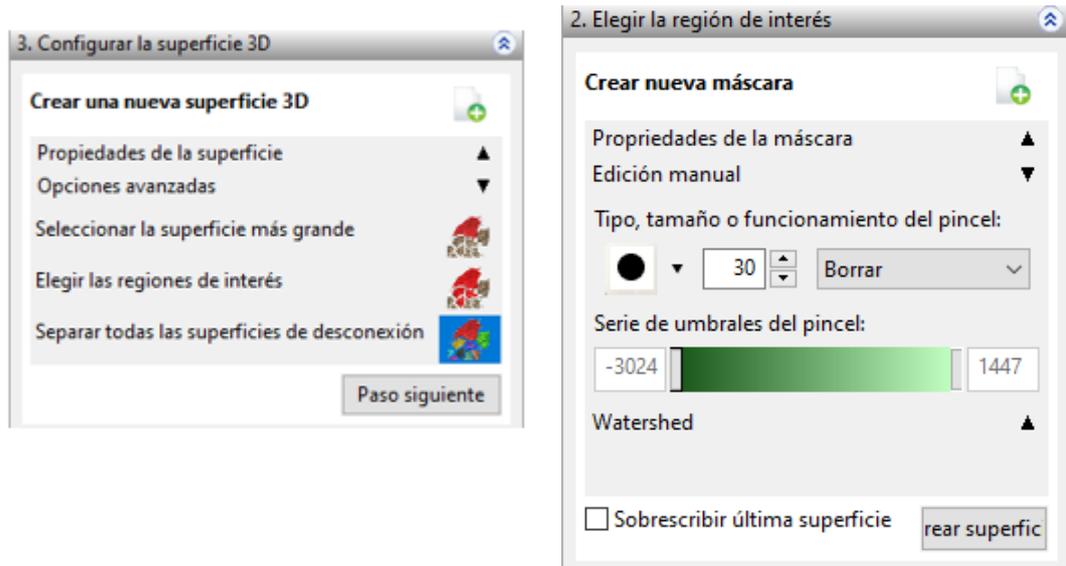


Figura 3.11 Herramientas de edición InVesalius.

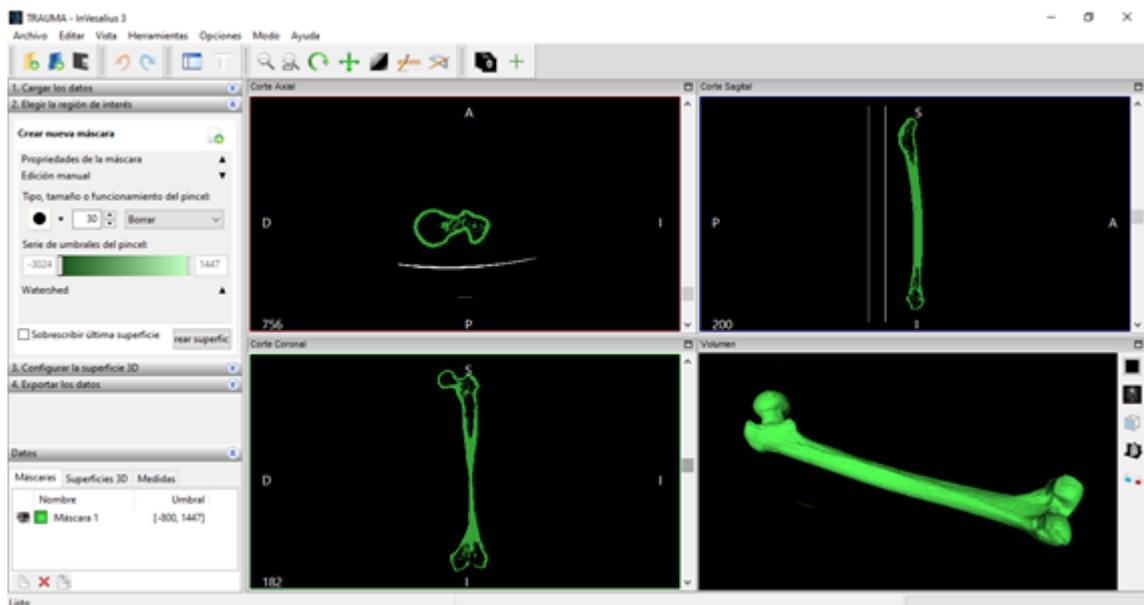


Figura 3.12 Interfaz InVesalius sólo con la superficie del fémur.

Dicha superficie se exportó en formato .STL y se realizaron numerosas pruebas para convertirlo en un sólido trabajable (usando herramientas de exportación de SolidEdge y SolidWorks). Finalmente se importó en el software MeshMixer, donde se orientó correctamente el fémur con la herramienta «Transform» dentro de «Edit» y, gracias a la herramienta «Make Solid» dentro del menú «Edit» se consiguió convertir el modelo en un sólido. Esto significa, básicamente, que Meshmixer analizó la geometría del modelo y lo reconstruyó desde cero, tratando de imitar la geometría que tenía anteriormente pero creando una malla totalmente libre de errores. Esto se puede ver en la Figura 3.13.

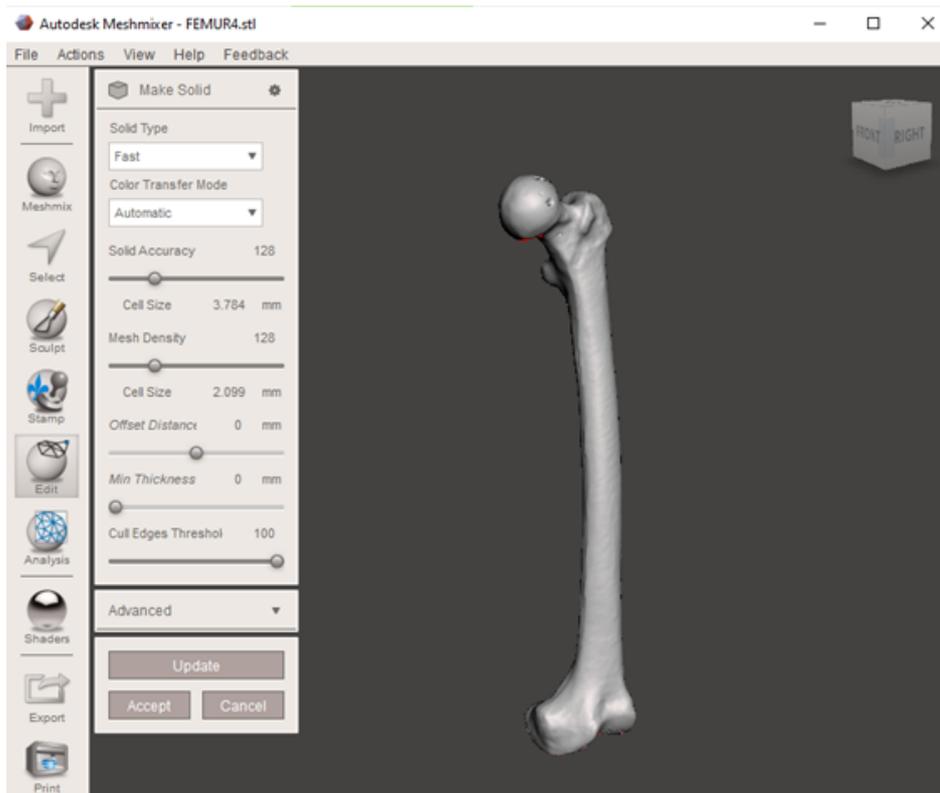


Figura 3.13 Interfaz MeshMixer.

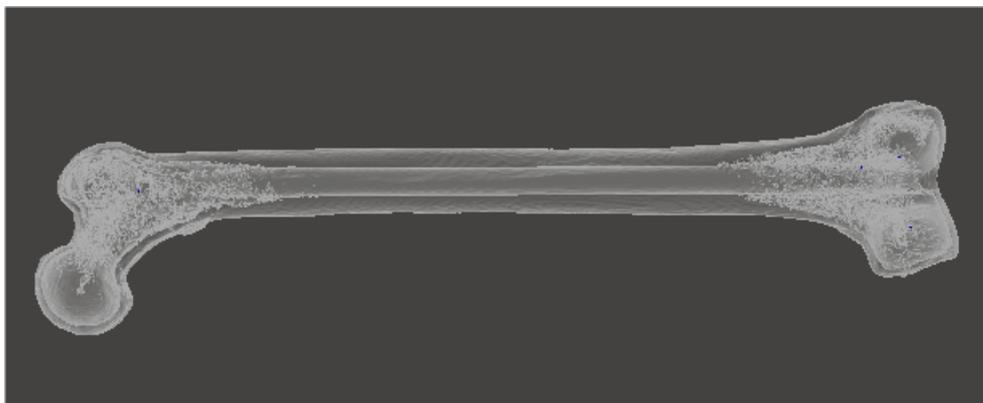


Figura 3.14 Transparencia para resaltar el modelo hueco.

El archivo se volvió a exportar en el mismo formato .STL y, a continuación, se abrió en el software FreeCAD, donde se siguieron los siguientes pasos para convertirlo en modelo sólido único:

1. Abrir FreeCAD y crear un nuevo documento haciendo clic en Archivo> Nuevo.
2. Hacer clic en Archivo> Importar y seleccionar el objeto que desea modificar.
3. Cambiar el banco de trabajo a Part.
4. Seleccionar el objeto importado en la ventana Modelo.
5. Hacer clic en Pieza> Crear forma de malla. Esto dividirá el objeto importado en muchos pequeños triángulos. Se puede ajustar la precisión de la teselación.
6. Eliminar la malla importada y exportar el objeto sólido en formato STEP.

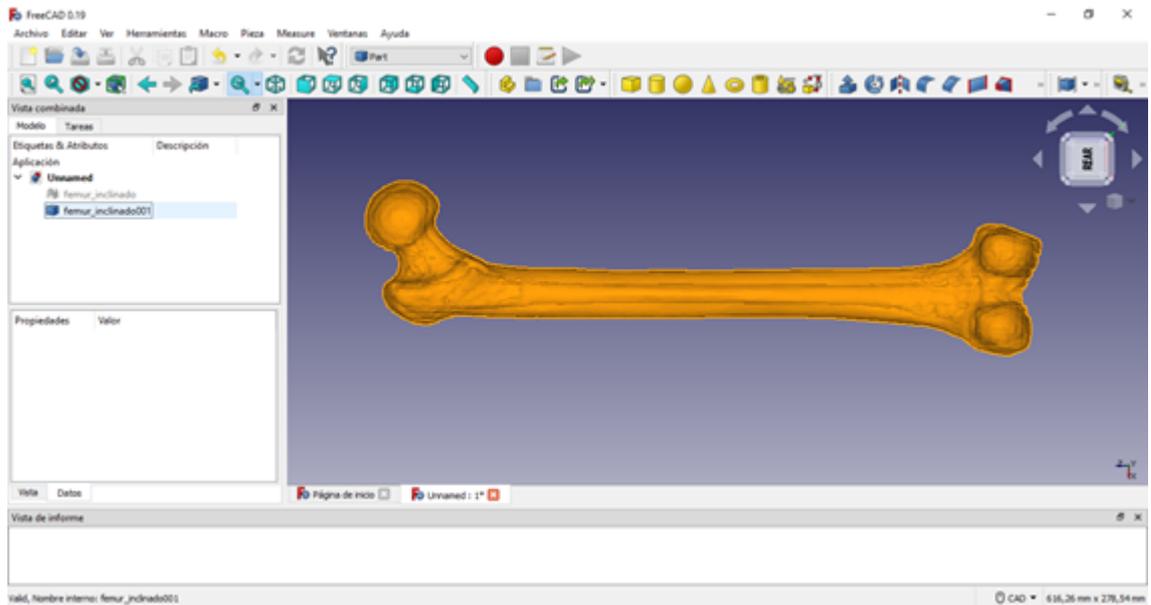


Figura 3.15 Interfaz FreeCAD.

Gracias a todo este proceso, se consiguió que, al abrir el modelo en SolidEdge apareciera como un cuerpo sólido único con el que se podían realizar operaciones como sustraer la geometría del mismo a una pieza para crear un molde. Esto se muestra en la Figura 3.16.

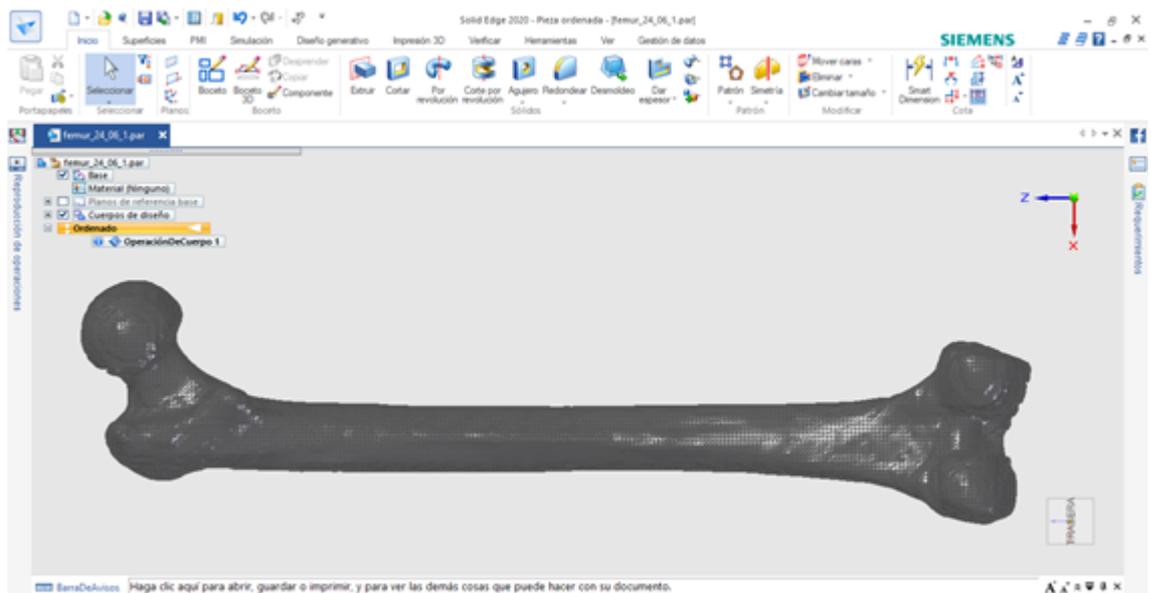


Figura 3.16 Modelo en SolidEdge.

4 Resultados del Proceso de Diseño

Haz las cosas lo más simple que puedas, pero no te limites a lo simple

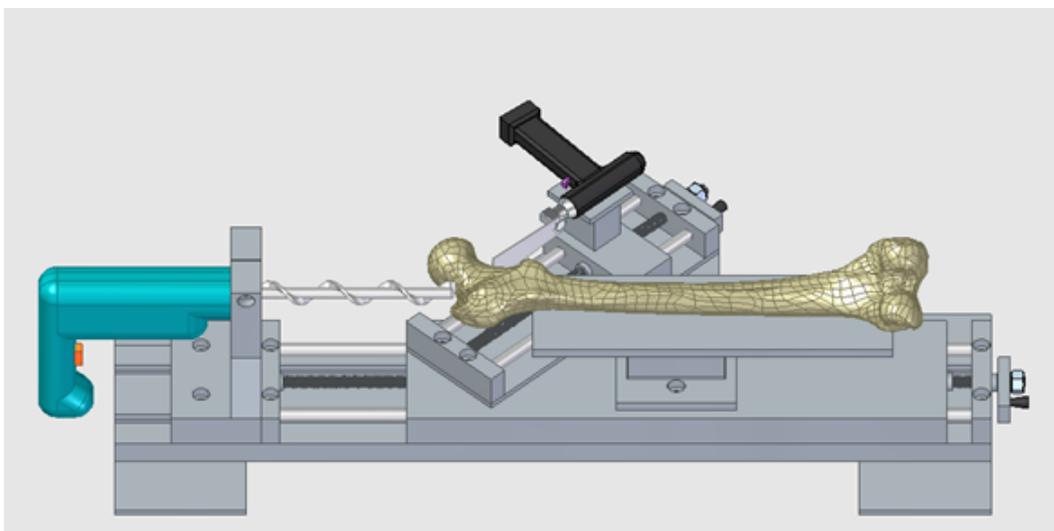
ALBERT EINSTEIN, 1900 D.C.

En este capítulo se va a describir el proceso de diseño, con un diseño preliminar, que se descartará como se verá más adelante, y un diseño alternativo, al que se le realizarán numerosas mejoras hasta perfeccionarlo.

4.1 Diseño preliminar

4.1.1 Descripción general del modelo preliminar

Con base en el funcionamiento de algunos tornos de mesa [38], que desplazan unos carritos a través de unos tornillos mediante el giro de unas manivelas en las direcciones longitudinal y transversal, el primer diseño se muestra en la Figura 4.1.



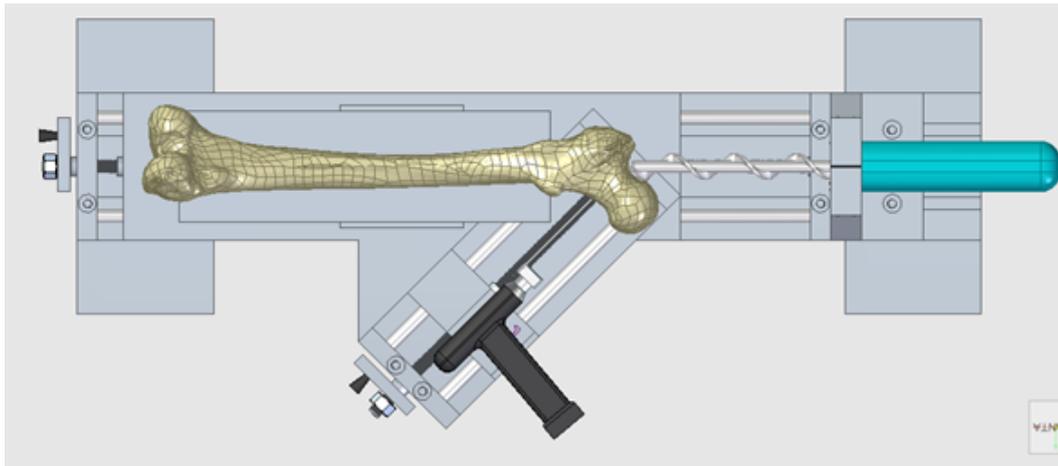


Figura 4.1 Representación del modelo 3D del diseño preliminar.

Como se aprecia, el centro de la idea es el mismo, es decir, un carro conectado a un sinfín para la dirección longitudinal, que será desplazado mediante el giro de una manivela. En la mesa sobre este carro iría fijado el hueso y, dicho movimiento longitudinal permitiría el taladrado. Asimismo, dicho carro tendría unido otro carro en dirección transversal a 45°, con el mismo principio de funcionamiento. Además, sobre este último carro se fijaría la sierra oscilante en la disposición mostrada, cuyo movimiento permitiría el corte del cuello femoral. Por otro lado, cabe destacar que, al igual que en los tornos de mesa, el taladro está fijado por el portabrocas. La fijación de la sierra oscilante inicialmente estaba pensada que fuera a la carcasa. Sin embargo, una incógnita importante era la fijación del fémur.

4.1.2 Ventajas e inconvenientes

El diseño descrito permitiría un paso hacia la automatización si se dispusiese de un motor para regular el avance de los carritos. Sin embargo, este es un diseño bastante complejo y aun así no es lo bastante preciso. En otras palabras, la complejidad del diseño implica un encarecimiento en su fabricación. Esto podría justificarse si redujese los tiempos de operación, lo cual sí es posible mediante la automatización. No obstante, la fijación de las herramientas de corte por el principio, es decir, por el portabrocas y el portasierras, disminuye la precisión de las operaciones de corte y taladrado. Entonces, harían falta unas guías para la broca y para la hoja de sierra en su trayectoria. Además, como se había dicho, teníamos que buscar una solución para la fijación del hueso.

Todo ello nos llevará a optar por un diseño alternativo más simplificado, para abaratar costes de fabricación, buscar mejorar la precisión con unas guías y permitir la correcta fijación del hueso sin dañarlo.

4.2 Diseño alternativo

4.2.1 Descripción general del modelo alternativo

El modelo alternativo consistirá en un diseño mucho más simple y más centrado en las guías para la hoja de sierra oscilante y la broca del taladro. Para dirigir la hoja se ha pensado en un canal y, para la broca, un conducto. En la Figura 4.2 se muestra la idea global de la propuesta de diseño. En cuanto a la fijación del hueso, la idea es que la pieza contenga un molde de la epífisis proximal. De esta forma, se ajustaría perfectamente al modelo y evitaría su desplazamiento.

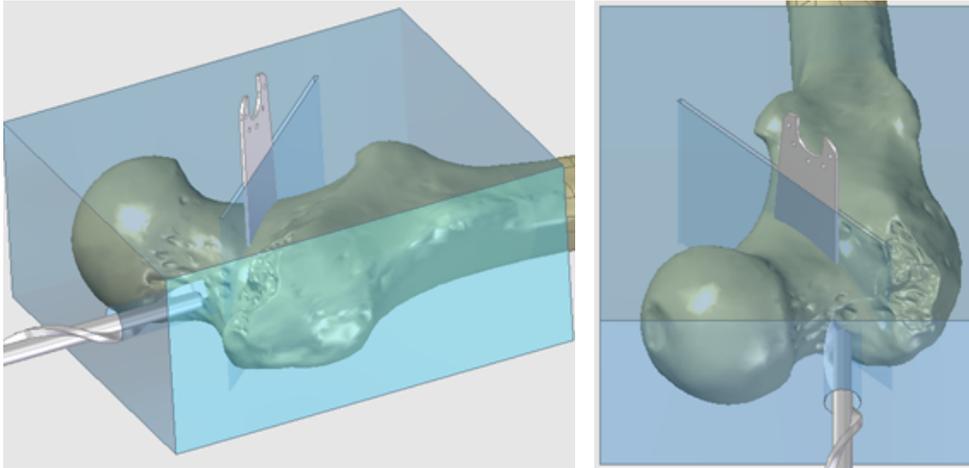


Figura 4.2 Representación del modelo 3D del diseño alternativo.

Cabe destacar que el canal es pasante, lo cual permite que se pueda cortar desde ambos lados sin necesidad de disponer de una hoja excesivamente larga. No obstante, la hoja de sierra seleccionada tiene la longitud suficiente para permitir realizar el corte desde un lado y, de esta forma, reducir un poco el tiempo de corte.

4.2.2 Propuestas de mejora al diseño inicial

En primer lugar, hay que afinar más las zonas de contacto del canal y conducto con las herramientas de corte. Debe haber una pieza intermedia entre la pieza y las herramientas, que pueda sustituirse fácilmente ya que, debido al contacto con los filos de corte, se suelen acabar deteriorando. Para ello, en el conducto del taladro se podría introducir un manguito de un diámetro adecuado respecto a la broca, con espesor suficiente. Por otro lado, para el canal, si se opta por el diseño de una pieza con una ranura de espesor fijo, nos limitará el grosor máximo de la hoja de sierra que podemos utilizar. En un principio, se supone que, en nuestra búsqueda de la mínima variabilidad entre los modelos para cada ensayo, las herramientas de corte serán siempre las mismas que fueron descritas anteriormente. Además, dado el relativamente escaso número de ensayos que se van a realizar, se considerará un desgaste de las herramientas de corte prácticamente nulo. Otra opción sería optar por un diseño en dos piezas unidas mediante tornillos, flexibilizando un poco más el diseño en cuanto a la herramienta a utilizar. Un esquema de dicho diseño se puede ver en la Figura 4.3.



Figura 4.3 Representación de un canal formado por dos piezas.

Otro de los aspectos que hay que tener en cuenta sería la fijación del conjunto a una mesa, la cual, si se dispone de suficiente espacio, se puede hacer con un sargento como el que se muestra en la Figura 4.4.

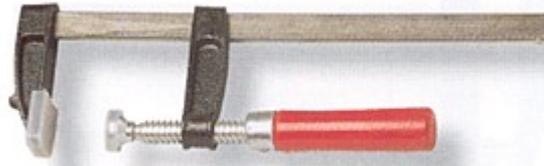


Figura 4.4 Sargento para sujeción [6].

4.2.3 Implementación de las mejoras al diseño

Se ha realizado un molde en dos piezas que encajan entre sí. Ambas partes contienen un negativo del hueso hasta la mitad de la diáfisis, lo que permitirá fijarlo en posición. Estas se fijarán usando 4 tornillos Allen de acero (DIN 912), de métrica M10 con una longitud de rosca de 55 mm. Estos tornillos irán fijados con unas tuercas hexagonales (DIN 934) y unas arandelas planas (DIN 125) también de acero.

En la Figura 4.5 se ve la parte inferior del molde con los huecos para los tornillos en las esquinas, la impresión del fémur en la pieza, dos hendiduras en los laterales para facilitar el encaje con la otra parte del molde, un hueco a 45° en el cuello del fémur para la colocación del canal que guiará la hoja de sierra y un hueco longitudinal que guiará la broca en la perforación del canal.

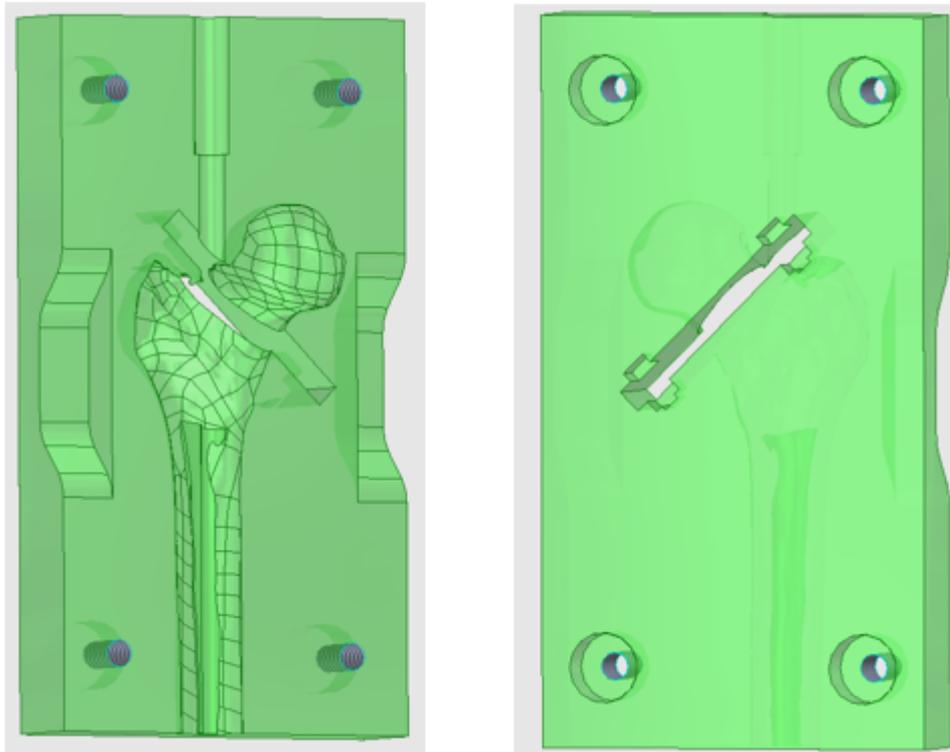


Figura 4.5 Vistas del molde inferior.

En la Figura 4.6 se muestra el molde superior con la otra mitad de todo lo enumerado en el molde inferior.

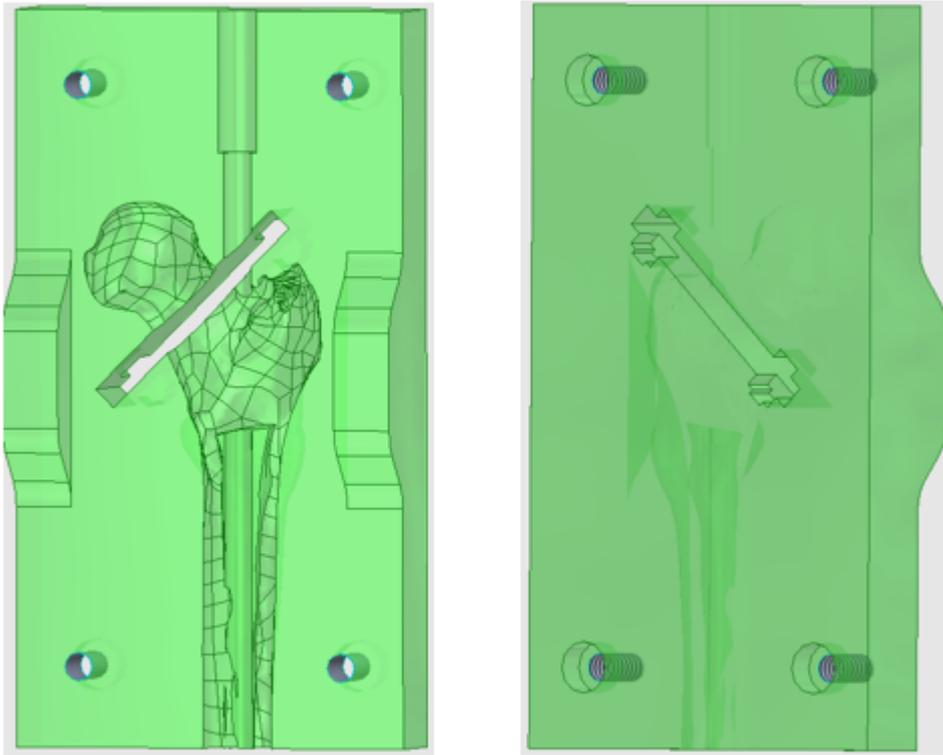


Figura 4.6 Vistas del molde superior.

Para el canal que guiará la hoja de sierra se emplearán 4 pletinas de acero inoxidable cuyas medidas serán de 90x15x3 mm. Estas serán fijadas con unos tornillos ranurados de acero de cabeza cilíndrica (DIN 84) de métrica M6 y longitud de rosca 16 mm. Estos tornillos irán fijados con unas tuercas hexagonales de acero (DIN 934) y, para permitir el hueco entre las pletinas, se usarán un par de arandelas planas de acero (DIN 125) por tornillo. Para la fijación de las pletinas al utillaje se han prediseñado unos pozos que fijarían las tuercas y las cabezas de los tornillos. En la Figura 4.7 se puede apreciar el montaje.

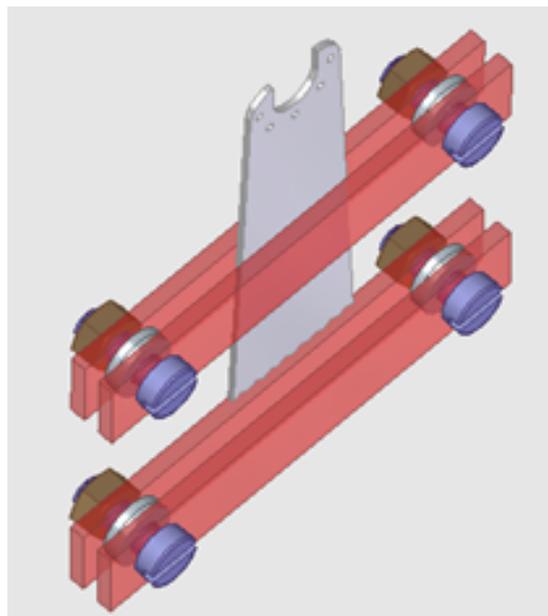


Figura 4.7 Guía de la hoja de sierra.

Para el centrado del taladro, se han empleado varios planos auxiliares de corte. Lo que más condiciona la dirección de la broca es el propio canal medular en su zona más estrecha. En la Figura 4.8 se muestran estos planos y el centrado de la broca respecto a los mismos.

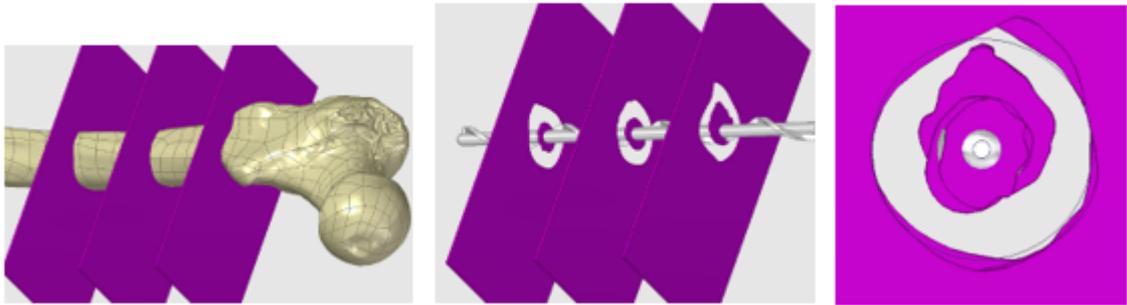


Figura 4.8 Planos auxiliares para el centrado del taladro.

El taladro irá guiado por un manguito de acero inoxidable de 2 mm de espesor, si es posible. La fijación longitudinal del manguito se hace también gracias a un pozo interno. El manguito girará sobre sí mismo con el giro de la broca, lo cual es preferible porque así no se desgasta la broca en el contacto. Si se fijara el manguito, todo el deslizamiento se daría entre broca y manguito. La necesidad del acero inoxidable en el manguito se debe al menor desgaste cuando los filos de corte de la broca penetren a través de él para realizar el taladro. También se podría hacer en aluminio, que es más fácil de mecanizar.

En la Figura 4.9 se puede ver el diseño completo, incluyendo todos los componentes necesarios.

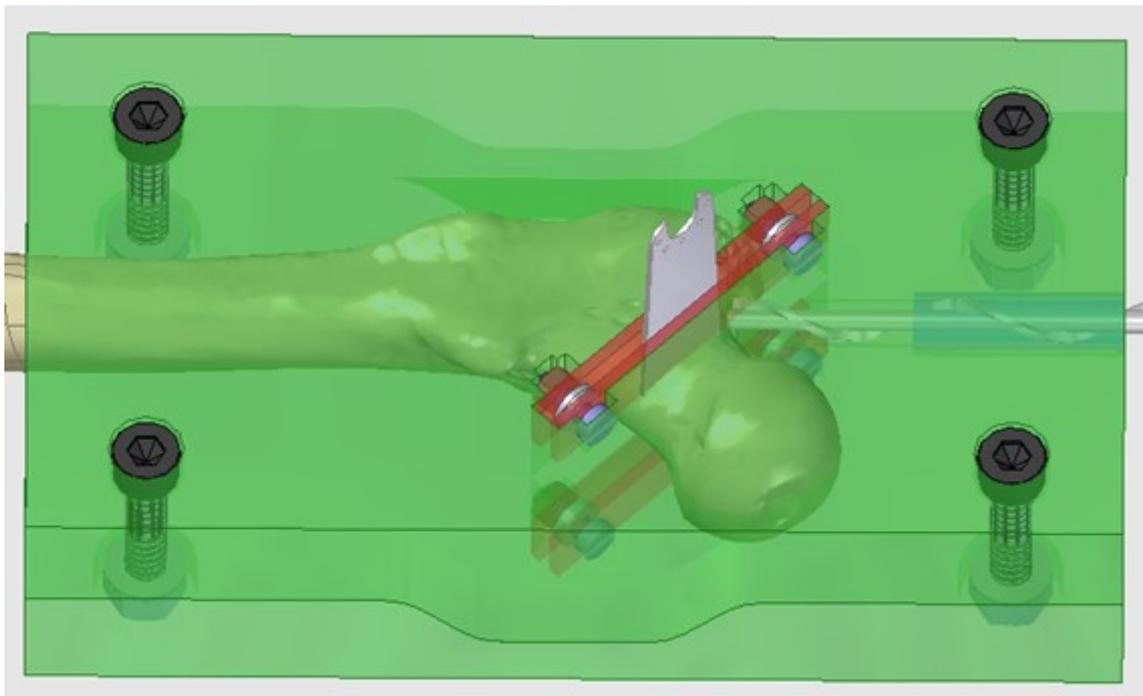


Figura 4.9 Diseño del conjunto completo.

4.3 Rediseño con el nuevo modelo de fémur

Una vez obtenido el nuevo modelo 3D del fémur, se procedió a rediseñar las piezas de los moldes. Se creó un paralelepípedo que contuviera al fémur hasta la mitad de la diáfisis, y con la operación de «Sustraer» dentro de «Sólidos» se indicó que al paralelepípedo se le sustrajera la geometría del fémur. Sin embargo, como el fémur es hueco (Figura 3.14), la operación crea un relleno flotante que hay que eliminar con vaciados.

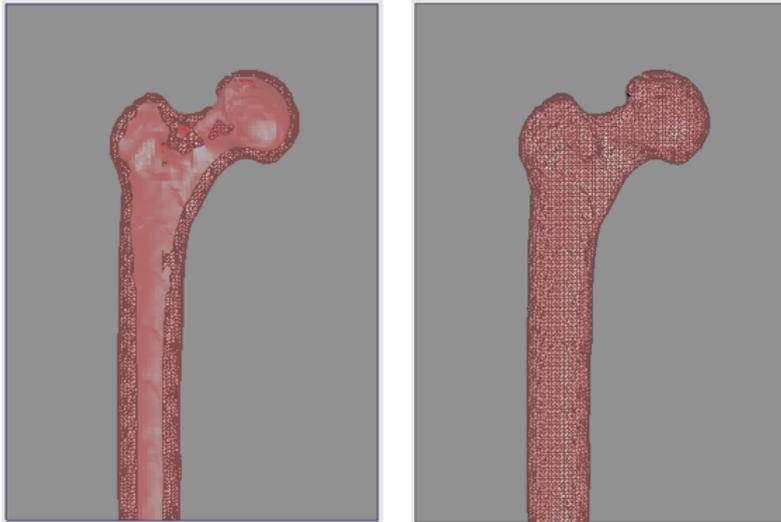


Figura 4.10 Creación de molde y eliminación de relleno flotante.

Para el diseño del canal femoral, se tenían los criterios de 45° respecto al eje del canal femoral y a una distancia de 1 cm del trocánter menor. Sin embargo, estas restricciones iban unidas a otra: evitar el trocánter mayor, lo cual complicó notablemente el diseño.

En la Figura 4.11 se aprecia como la línea de corte atraviesa el trocánter mayor.

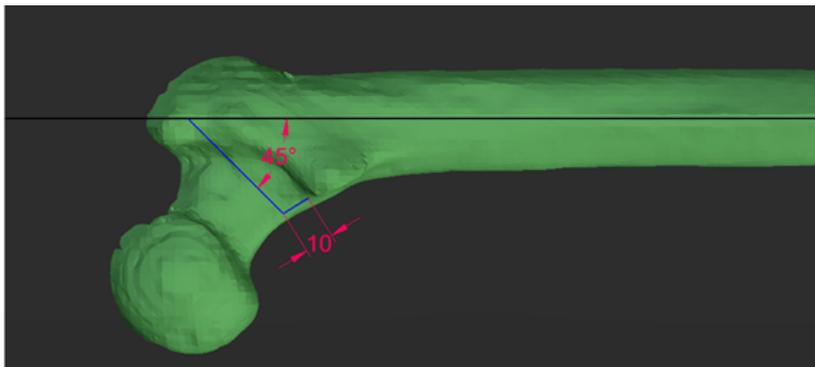


Figura 4.11 Boceto del corte según las restricciones.

Esto llevó a plantearse aumentar la distancia de 10 mm respecto al trocánter mayor pero manteniendo las otras dos restricciones. En la Figura 4.12 se comprueba que sería necesaria una distancia de unos 25 mm para cumplir la restricción de ángulo sin cortar el trocánter mayor.

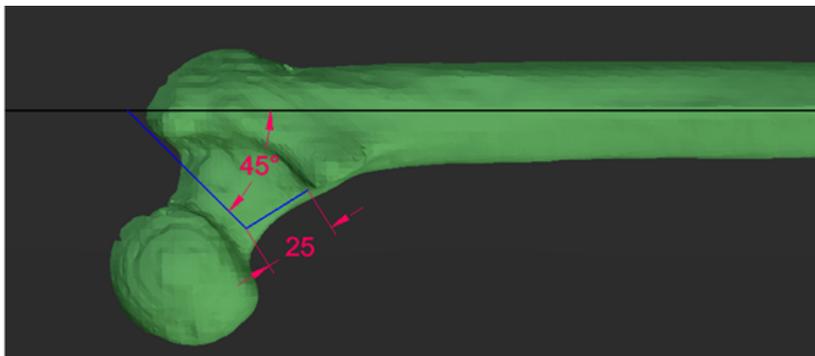


Figura 4.12 Aumento de la distancia de la línea de corte.

Repensando la dificultad propuesta, es probable que la planificación hecha en un modelo biplanar como el mostrado no permitiera dibujar el corte con la indicaciones descritas (10 mm sobre trocánter menor y 45 grados). Esto, en el modelo tridimensional sí debería ser posible, porque el trocánter mayor queda posterior a la entrada del canal femoral. Por lo tanto, se realizaron comprobaciones en los fémures ya preparados y con el corte hecho, para ver si era posible hacer el corte con las indicaciones dadas.

A priori, el ángulo dibujado en un modelo tridimensional (en las caras externas) podría verse influido por el desnivel de las caras. Sin embargo, este desnivel era muy pequeño (ver Figura 4.13) y, se reducía prácticamente a dibujarlo en 2D.

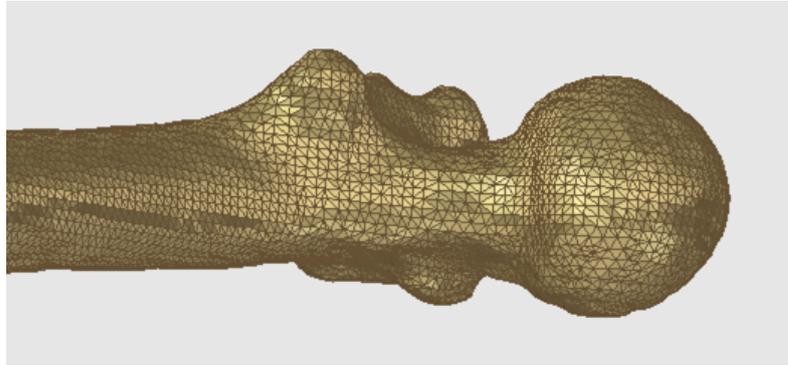


Figura 4.13 Vista lateral del modelo del fémur.

Realizando las mediciones, se comprobó que el corte estaba realizado a 1 cm del trocánter menor, pero el ángulo no era 45°, como se puede ver en Figura 4.14



Figura 4.14 Conjunto de mediciones.

El modelo de sawbone con el que contábamos no parecía que permitiera bajar el corte lo suficiente para que este no condicionase los resultados de la pruebas.

Se planteó, por tanto, otro tipo de osteotomía para resolver este problema. Era una osteotomía biplanar tal como se ve en la Figura 4.16.

El brazo a 45° quedaba a 1 cm de trocánter menor, mientras que el brazo axial empezaba donde nace el cuello en el trocánter mayor hasta donde se produce la intersección con la línea de corte a 45°. Esta línea axial terminaba centrada en la parte distal.

Este planteamiento complicaba un poco el diseño de las guías pero de otra forma nos condicionaba el resultado del estudio.

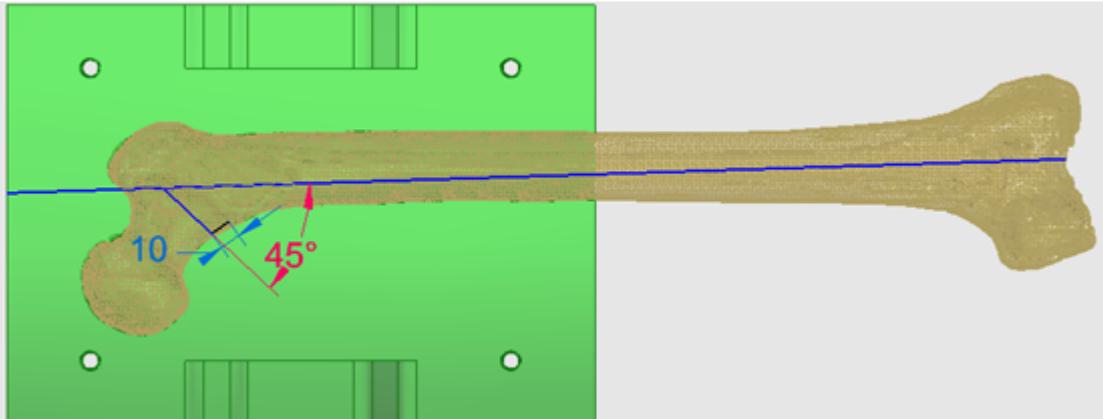


Figura 4.15 Boceto de la línea de corte biplanar.

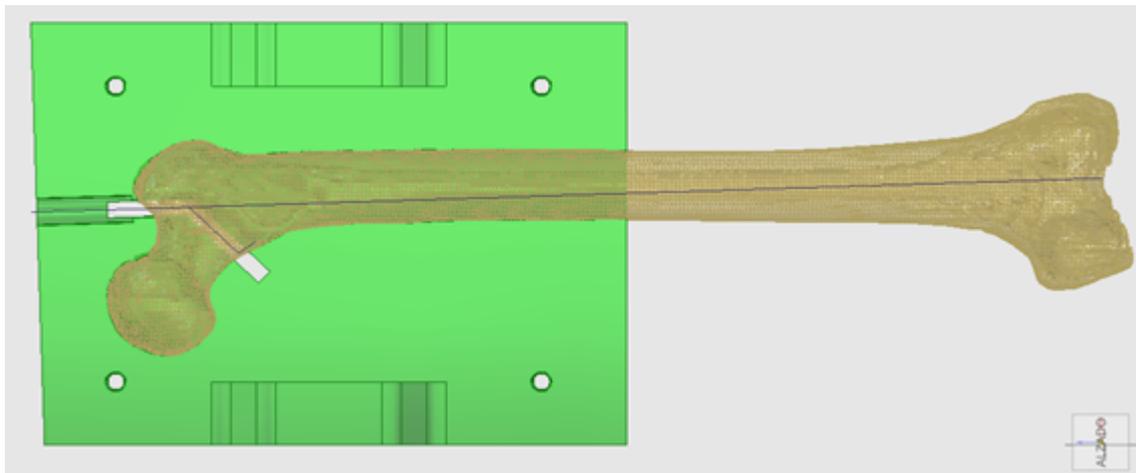


Figura 4.16 Ranura para guía de corte biplanar.

Como se puede ver, se ha dejado un poco de margen respecto al hueso para los elementos de unión entre ambas pletinas. En este diseño, hay un par de pletinas en el molde superior y en el inferior, para no necesitar una sierra de corte excesivamente larga.

Por otro lado, se aprecia que el canal para el taladro con su manguito de guía es coaxial con el eje dibujado anteriormente, que va desde donde nace el cuello femoral en el trocánter mayor hasta el centro en la zona distal del hueso.

En la Figura 4.17 se pueden ver las pletinas en el conjunto.

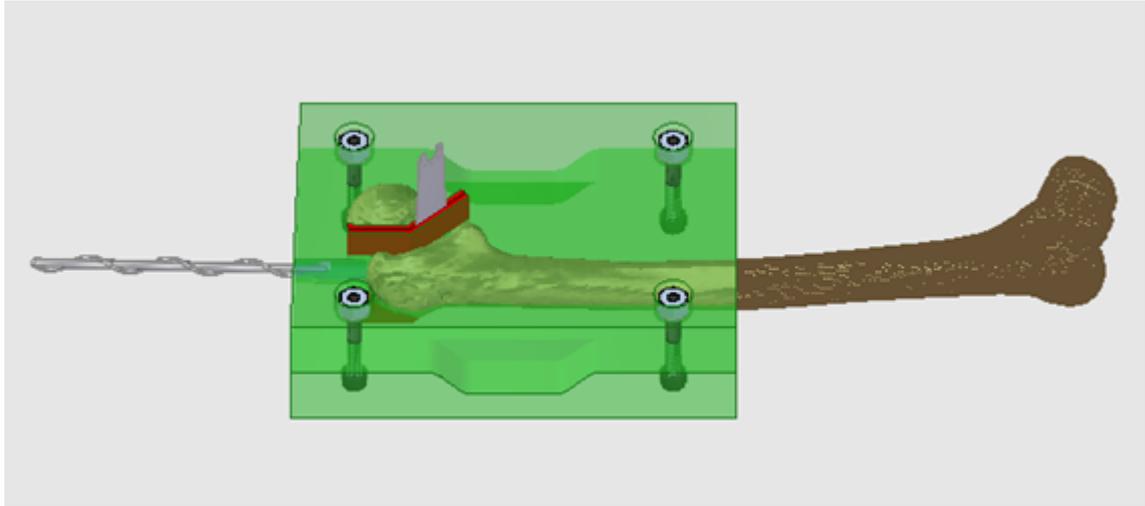


Figura 4.17 Ensamblaje con pletinas biplanares.

Sin embargo, finalmente se concluyó que era mejor regresar al anterior diseño de un plano de corte solo, en lugar de dos, aunque se metiera en el trocánter mayor. Esto suponía volver atrás pero parece que la anatomía que tienen los sawbones, no permitía hacerlo de otra forma.

Así que se retrocedió al principio: un solo corte a 45 grados y a 1 cm del trocánter menor, aunque implicase invadir el trocánter mayor (ver Figura 4.18). Con esto asegurábamos que luego pudiéramos entrar con el taladro de inicio en buena alineación con el eje del fémur. De no ser así, podían falsearse los datos. Además, el hecho de invadir el trocánter mayor no iba a condicionar la transmisión de fuerzas a través de la zona metafisaria del fémur que es la que nos interesaba. Este taladro también se centró mediante planos auxiliares.

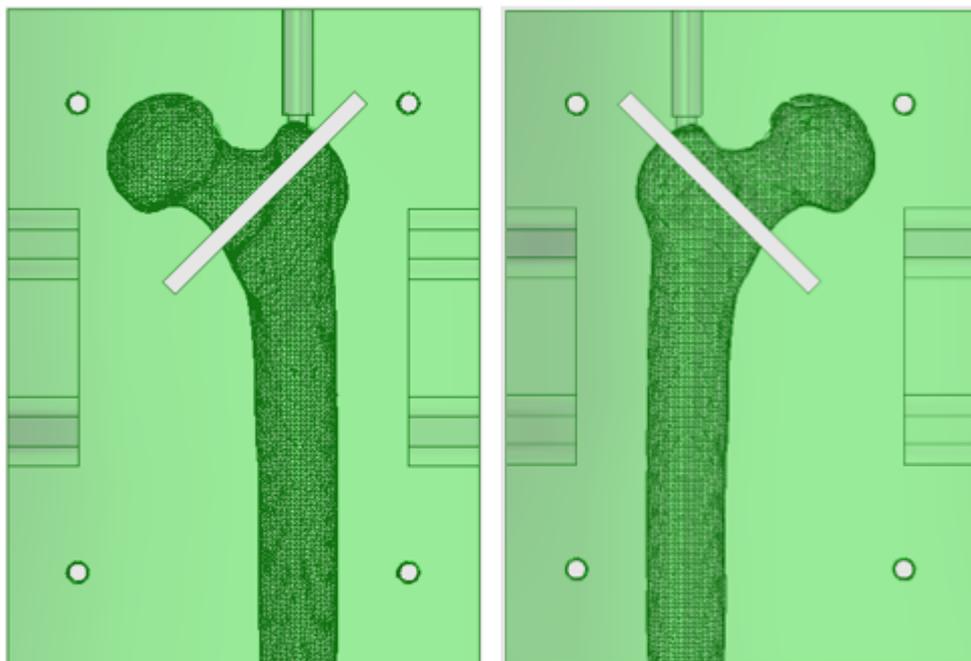


Figura 4.18 Moldes con el canal a 45° cortando al trocánter menor.

Las pletinas son de 115x30x3 mm y los tornillos (DIN 84), arandelas (DIN 125) y tuercas (DIN 934) son de acero y de métrica M6. Cabe resaltar que el ancho de las pletinas fue aumentado con respecto al diseño previo. El hueco entre las pletinas es de 1,6 mm y el espesor de la hoja de sierra oscilante es de 0,8 mm, con lo cual hay un juego de 0,8 mm. En este caso también se realizaron unos pozos para fijar verticalmente las pletinas mediante las cabezas de los tornillos y las tuercas.

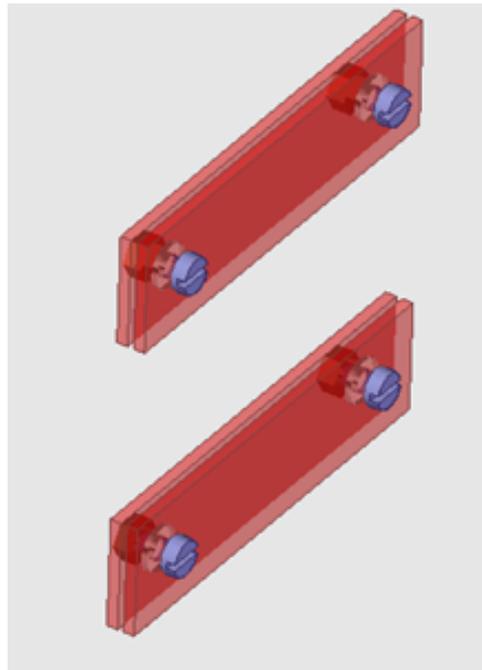


Figura 4.19 Nueva guía de la hoja de sierra.

4.3.1 Diseño de la guía para la fisura

Llegados a este punto, ya se podía proceder con la realización de la fisura como la de la Figura 3.4. Como se expuso anteriormente, esta fisura simularía una que se puede producir durante la implantación de la prótesis cuando se mete la raspa anatómica. Las especificaciones de la fisura son: 0,8 mm de corte en avance y profundidad pasante. El corte se realizaría con otra sierra oscilante, como la de la Figura 4.20.

Standard Tooth Saw Blades, sterile*

	Width (mm)	Calibration Length (mm)	Cutting Thickness (mm)
532.041S	6	10	0.4
532.042S	10	10	0.4
532.043S	16	10	0.4
532.044S	4	15	0.4
532.045S	8	20	0.4
532.046S	12	20	0.4
532.047S	6	30	0.4
532.048S	10	30	0.4



Figura 4.20 Hoja de sierra para la fisura [37].

Al final de la fisura, se desea realizar un taladro de 0,8 mm con una aguja de Kirshner, para eliminar imperfecciones de la hoja de sierra oscilante.

Para el diseño de la guía, se optó por hacer cada molde en dos piezas, es decir, que de los moldes inferior y superior se pudiera separar una parte, dejando vista una cara perpendicular al canal del cuello femoral, por donde entrarían tanto la sierra como la broca para realizar las perforaciones en el calcar.

Las cuatro piezas irán unidas por tornillos Allen (DIN 912) de acero de métrica M10 y longitud de 100 mm, fijados con arandelas planas (DIN 125) y tuercas hexagonales (DIN 934), también de acero.

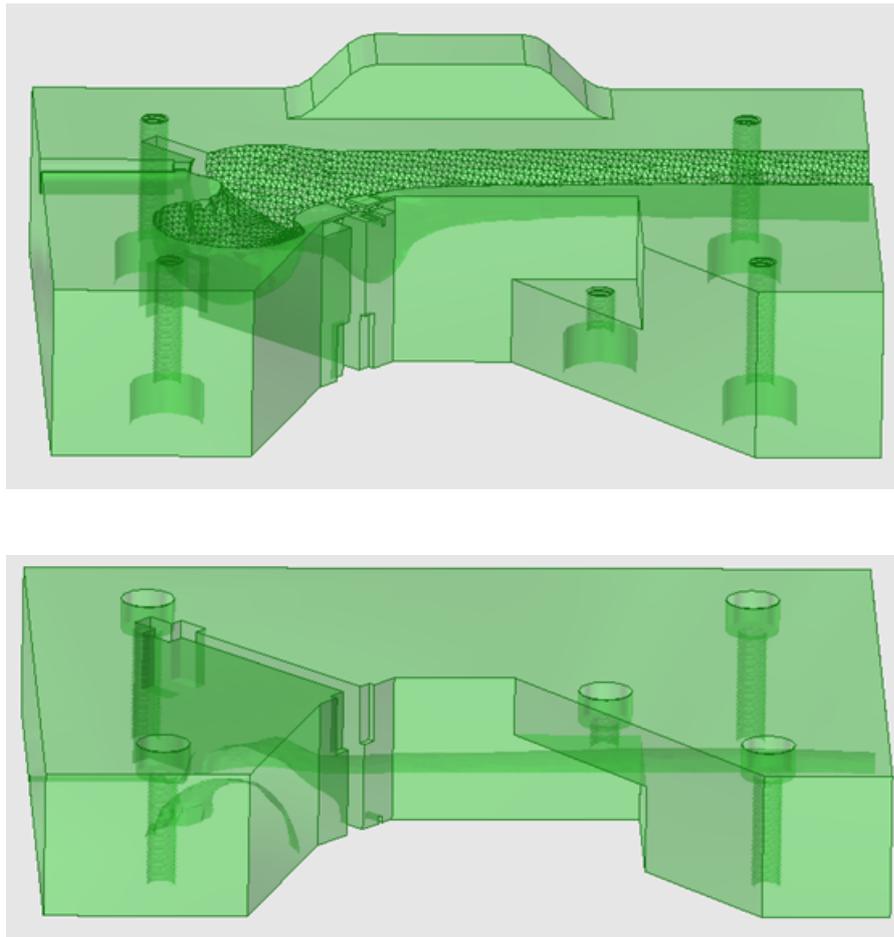


Figura 4.21 Piezas principales de los moldes.

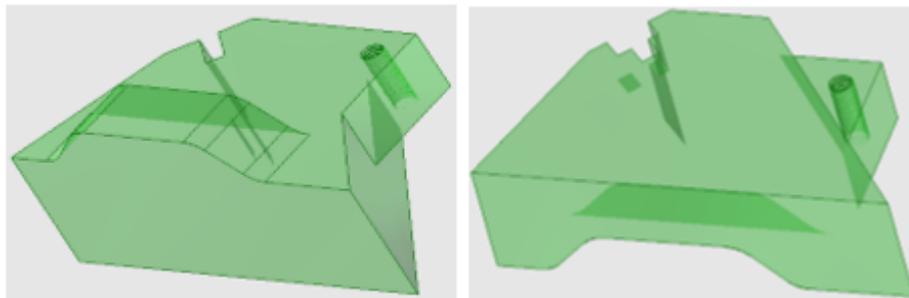


Figura 4.22 Piezas extraíbles de los moldes.

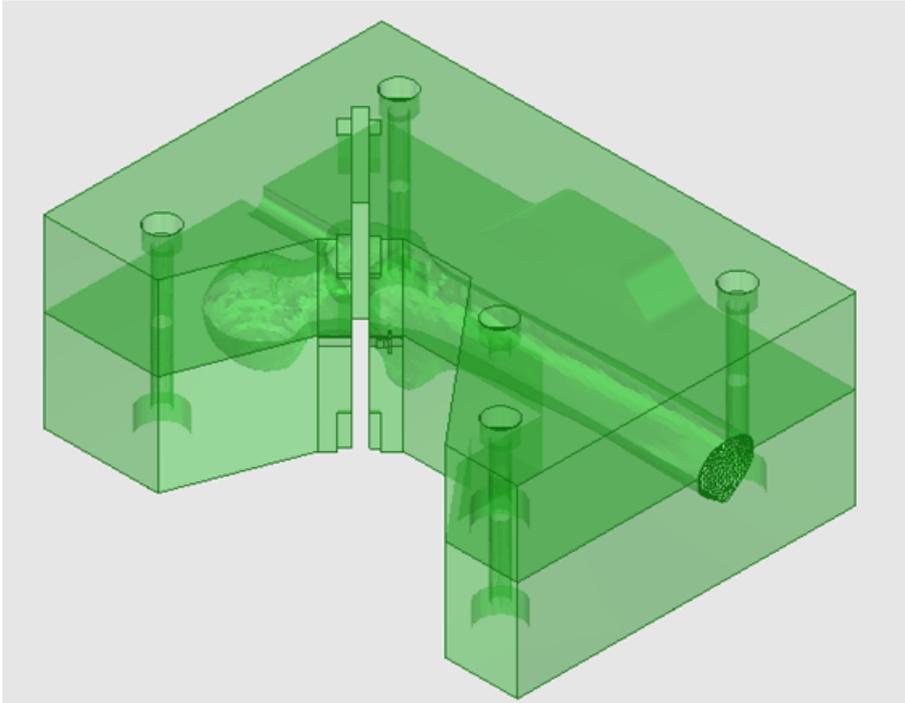


Figura 4.23 Moldes sin las piezas extraíbles.

Inicialmente se pensó en utilizar también unas pletinas para guiar la sierra, y para el taladro, también un manguito. Las decisiones tomadas para las pletinas de la fisura fueron:

-Dos pletinas de 2 mm de espesor y cuyo espacio entre ellas lo rellenaría una arandela din 125 M4 (0,8 mm de espesor), como la hoja para la fisura tenía 0,4 mm de espesor, quedaban 0,2 mm de holgura a cada lado. Sin embargo, se producía una interferencia (Figura 4.24).

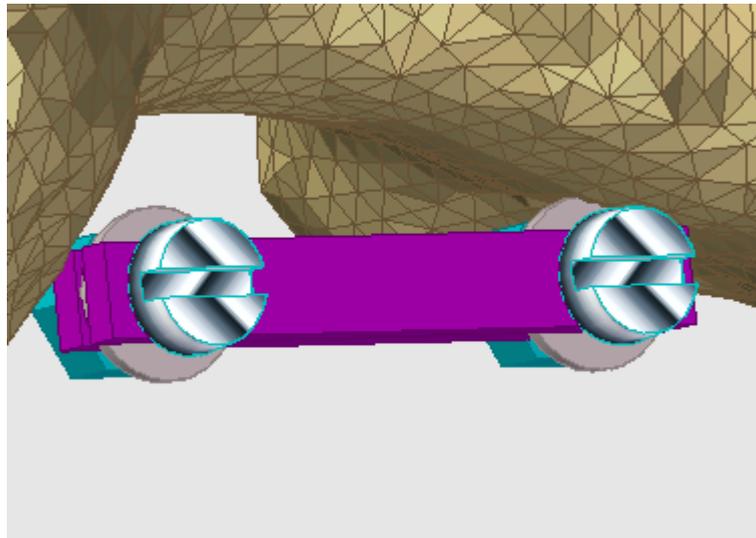


Figura 4.24 Interferencia de las arandelas con el hueso.

La "primera solución" era separar más las pletinas del hueso, pero la hoja de sierra sólo tenía 20 mm, y en esa posición de las pletinas, del borde al hueso había 10 mm (Figura 4.25), y luego tenía que entrar 7,32 mm según este modelo (que no siempre sería exactamente esa medida, y se tomó que entraría hasta 10 mm).

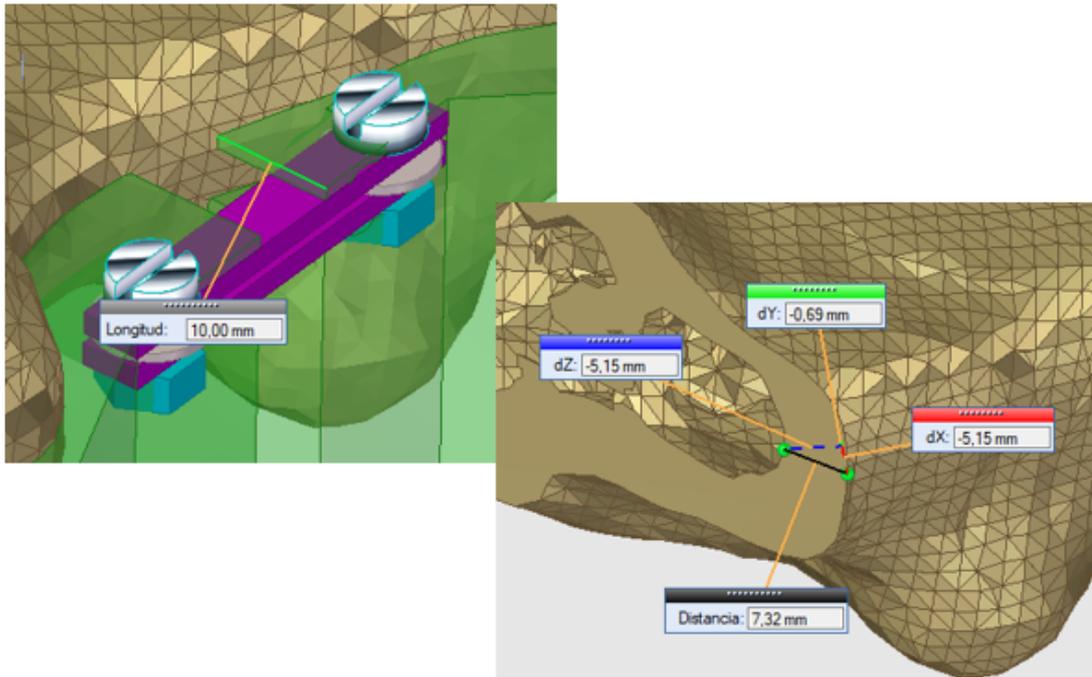


Figura 4.25 Distancias determinantes en la profundidad de la fisura.

Entonces, se pensó en tomar una métrica M3. Las arandelas tienen 0,5 mm de espesor, con lo cual cabía preguntarse si poner arandela doble para que las pletinas estuvieran separadas 1 mm.

Por otro lado, para el taladro, la solución que adoptó era una guía de 1 mm interno y 3 mm externo, que iría dentro de otra guía (en amarillo). Esta guía permitiría posicionarlo correctamente. El tope del avance de la hoja de sierra sería la arandela. Una vez se realizase el corte, habría que extraer las pletinas y se colocaría la guía del taladro (cuyo alojamiento sobresale al de las pletinas), para que pueda taladrar el final del corte anterior. Cabe señalar que el agujero de 1 mm es tangente a la arandela.

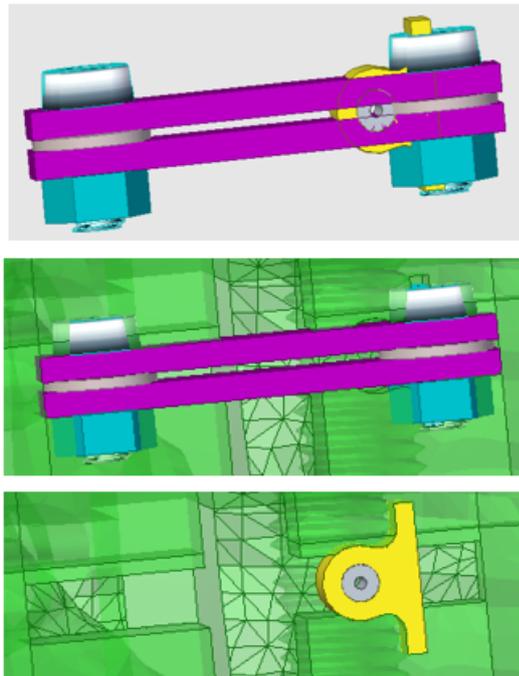


Figura 4.26 Guías para la realización de la fisura.

Sin embargo, el uso de una sierra oscilante no garantizaba que esta no se fuese a meter en la zona del taladro y, a poco que se inclinara, penetraría incluso más en dicha zona. Por lo tanto, se pensó en sustituir la realización de la fisura mediante sierra oscilante con taladro en la parte final por algo más sencillo y más fiable. Esto es, se optó por usar una fresa de corte lateral, específica para ranuras. En la Figura 4.27 se aprecia el uso de una de estas fresas sobre madera.

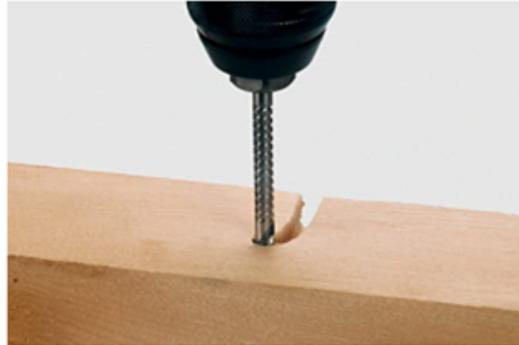


Figura 4.27 Realización de ranura en madera con fresa lateral [4].

En la Figura 4.28 se ve el diseño de una corredera, es decir, un par prismático que nos permitía el avance sin que se produjera giro. Basándonos en este diseño, con la realización de un agujero al eslabón 2, obtuvimos el diseño que necesitábamos. Este se puede ver en la Figura 4.29. Este agujero tiene dos diámetros, uno mayor para el vástago, para que sea este diámetro el que inicie el movimiento y no el diámetro fino, ya que no conviene someterlo a flexión.

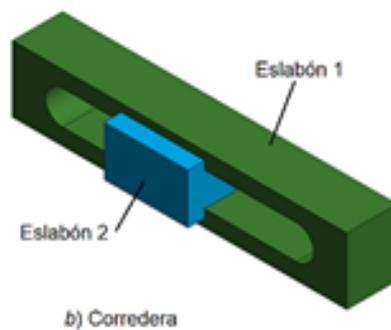


Figura 4.28 Modelo de una corredera [41].

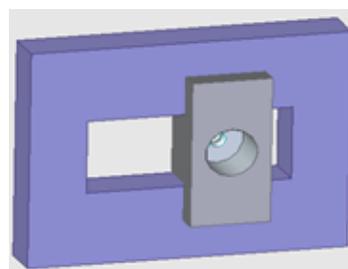


Figura 4.29 Diseño de la corredera para el utillaje.

El hecho de cambiar la sierra y el taladro, que ya tenían los tamaños definidos implicó tener que decidir qué diámetro debía tener la fresa. Este debía ser el menor posible, ya que hay que tener en cuenta que, lo que en situación real se produce es una fisura derivada de un crack en el calcar. Eso quiere decir que no se pierde nada de sustancia ósea, cosa que con sierra o fresa lateral sí sucedía. Entonces, cuanto menor fuera el diámetro o grosor de la herramienta, menor sería la pérdida.

Así pues, teniendo en cuenta esta premisa, y sabiendo que debía tener una longitud suficiente para que llegase a atravesar el hueso, se encontró que había microfresas de 1 mm de diámetro que, como se pueden ver en la Figura 4.30, podían tener una longitud de corte, L2, de hasta 20 mm (no confundir con la longitud de filo, L1, la cual es de 1.5 o 2 mm).

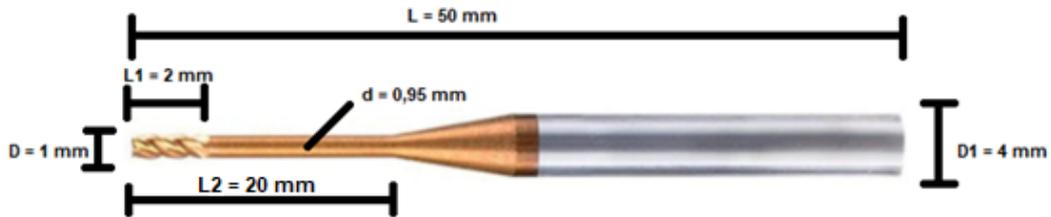


Figura 4.30 Microfresa de 1 mm [2].

Sin embargo, si se quería utilizar esta micro fresa, habría que realizar varias pasadas. Por lo tanto, se buscó fresas planas de corte lateral de 1 mm y encontramos una con una longitud de filo igual a la longitud de corte, siendo esta de 5,5 mm (ver Figura 4.31).

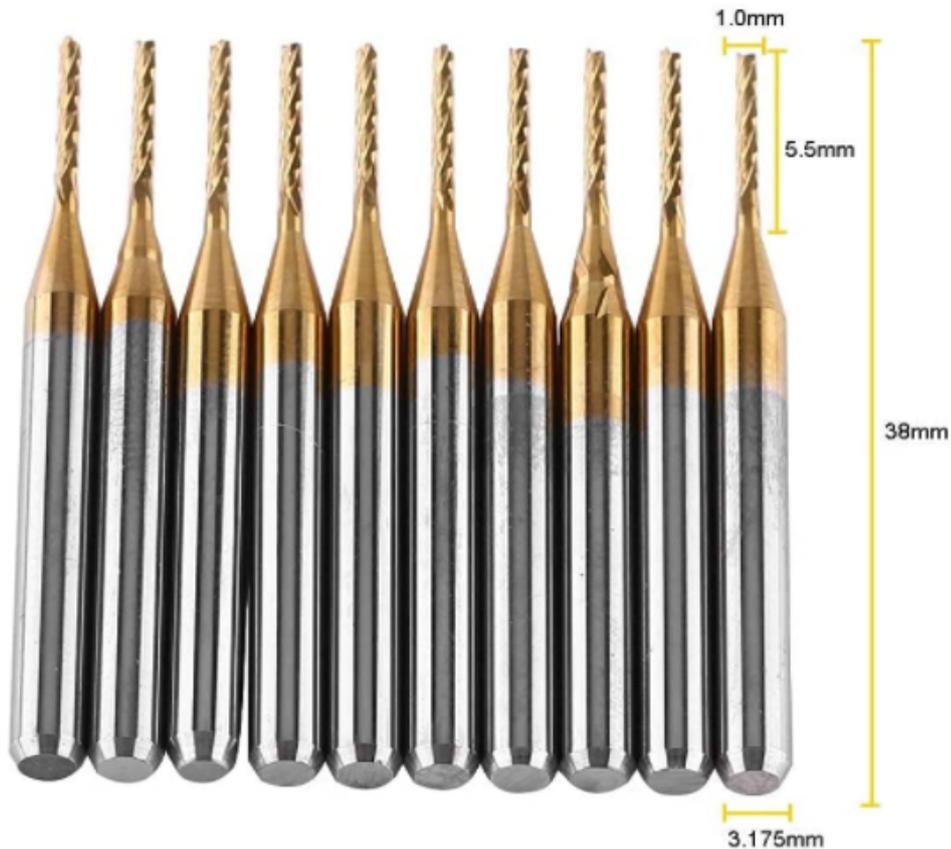


Figura 4.31 Fresa de corte lateral de 1 mm [3].

Al tener el extremo plano, estas no podían penetrar la pieza en la dirección del eje de la herramienta, por lo tanto, el corte se realizaría desde el extremo abierto (ver Figura 4.32) y desde la capa más externa. Si por alguna razón, no se pudiera, se podría realizar un taladro inicial en el lado cerrado de la fisura, y meter la fresa por ahí para empezar a cortar lateralmente. En cuanto a los materiales, ambas herramientas son de carburo de tungsteno.

La estrategia, entonces, sería la siguiente: primero utilizar la fresa lateral de 5,5 mm desde el lado abierto, y luego, desde el mismo lado, utilizar la micro fresa que puede eliminar 2 mm más en cada pasada.

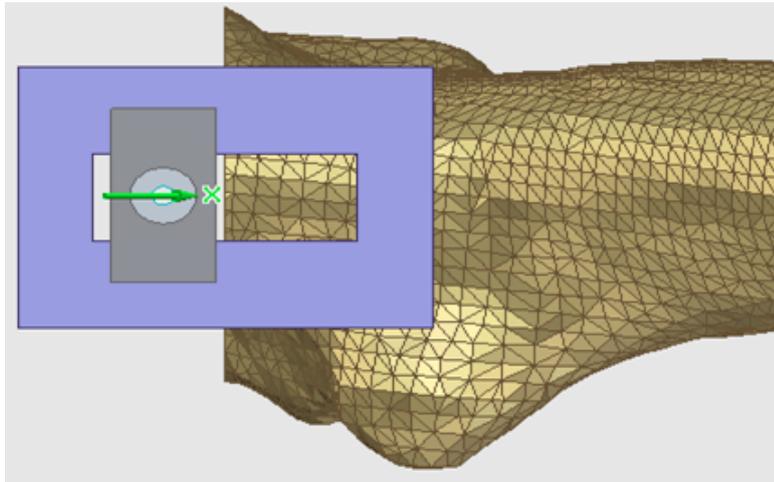


Figura 4.32 Dirección de avance de la fisura.

Cabe destacar que, como el diámetro grueso de la micro fresa, 4 mm, y de la fresa lateral, 3,175 mm, son distintos, así como sus longitudes de corte, sería conveniente fabricar una pieza deslizante para cada una. No obstante, si no se quisiera hacer este cambio de corredera y de fresa, se podría optar por escoger una fresa lateral de 2 mm, con el inconveniente de que se perdería un poco más de sustancia ósea. Los diseños de las distintas piezas deslizantes se pueden ver en el Anexo II.

La empresa METALNEX tiene fresas de este diámetro, con 7 mm de filo y 10 mm libres para penetrar. Además, su uso es adecuado para materiales no férricos (composite entre ellos). El material de la herramienta es metal duro.

DIN 6528 A/B

Feinwerkstoff **K40F**
Fine Grade

Super Polish

$\lambda = 41^\circ$

W
Tot. e8

TRO-CUT

HPC

Kantenschutzfase / Edge protection chamfer /
Chaffain de protection / Chanfrein de protection / Angol smussati

d1 Ø	b
6 - 10	0,1
12 - 20	0,2

N

COMP

P

M

K

N

S

H

							210 41 03	
d_1	l_2	l_3	d_3	l_1	d_2	Z	Artikel-Nr.	Euro*
h6								
2	7	10	1,9	57	6	3	210 41 03-0207	32,50

Figura 4.33 Fresa de corte lateral de 2 mm [19].

Todo parecía estar cerrado, pero se realizó un cambio de última hora para mejorar la realización de la fisura. Inicialmente, el plano de la fisura era perpendicular al canal a 45°. No obstante, lo mejor era que dicho plano fuera lo más paralelo posible al calcar del fémur, para permitir una penetración más uniforme en el hueso. En la Figura 4.34 se puede ver un boceto y en la Figura 4.35 se puede ver el ensamblaje final.

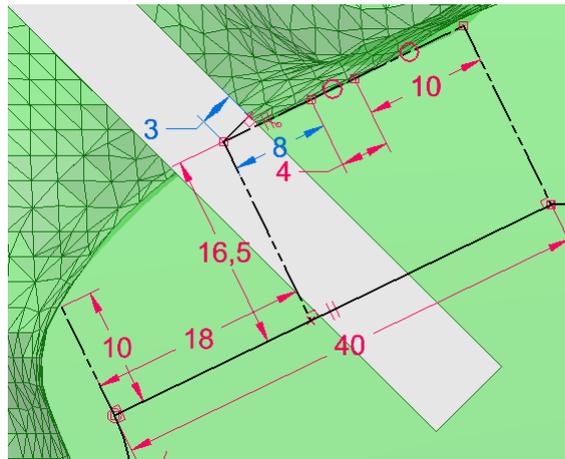


Figura 4.34 Nuevo boceto del plano de la fisura.

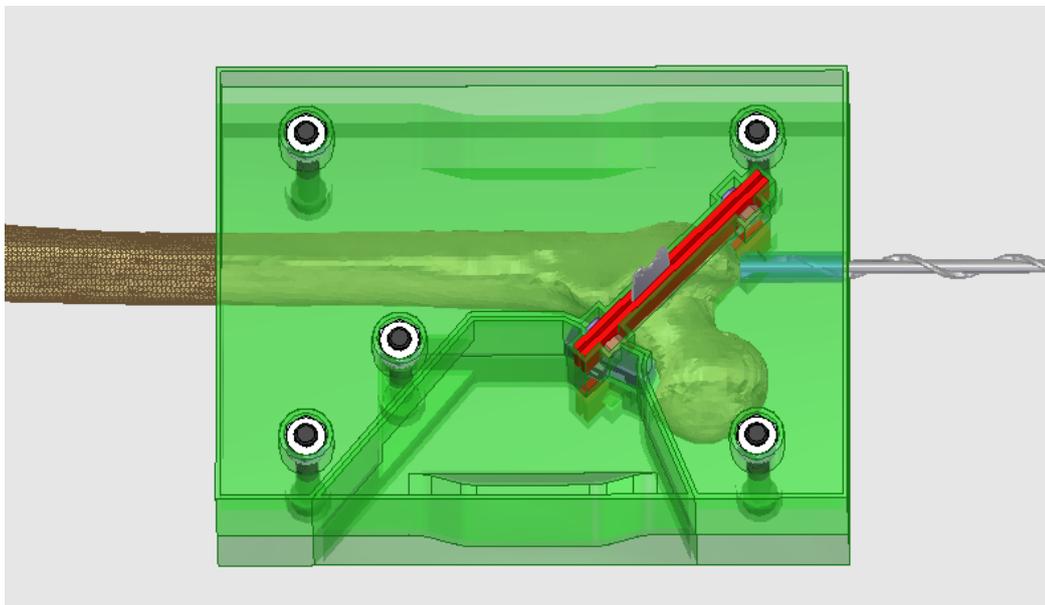


Figura 4.35 Vista del diseño definitivo completo.

En el Anexo I se habla de la impresión 3D de las piezas.

En el Anexo II se pueden ver los planos definitivos de las piezas y los planos de fabricación de las guías.

5 Conclusiones y Trabajos Futuros

El final siempre sorprende, aunque esté escrito desde el principio

ANÓNIMO

Finalmente se llegó a un diseño definitivo del utillaje para la preparación del fémur para la implantación de la prótesis de cadera.

5.1 Conclusiones

Diseñar tiene su dificultad, pues consiste en cumplir unos requisitos y plasmarlo en un modelo 3D. Durante el proceso, aparecen muchos problemas, a los que habrá que encontrarles una solución. Después, habría que intentar optimizar el diseño, para reducir costes y facilitar la fabricación.

En cuanto a las prótesis de cadera, hay que señalar que han permitido una mejora de la calidad de vida de muchas personas y lo seguirá haciendo, y es un honor contribuir a esta labor.

5.2 Trabajos Futuros

Tras la elaboración de todo este trabajo, quedaría la fase práctica. Es decir, llevar a la realidad el diseño, mediante impresión 3D de los moldes (ver Anexo I) y mediante fabricación de las guías.

A continuación, tocaría poner a prueba el utillaje diseñado y ver si cumple con las expectativas. Cabe recordar que siempre se buscó la mínima variabilidad en todos los pasos posibles en la preparación de los fémures. Es decir, todos los fémures estarán cortados exactamente igual, con la misma fisura y con el mismo taladro. Sin embargo, recordemos que la introducción de las raspas anatómicas por el taladro previo, para agrandar el canal óseo para la colocación del vástago no cementado, se hace a golpes de martillo, por lo que introducirá cierta incertidumbre.

Luego, tras la inserción de la prótesis de cadera, se procedería con el diseño de un utillaje para adaptar los sawbones a la máquina donde se realizan las pruebas. En la Figura 2.23 se puede ver una posible solución.

Así, con la realización de los ensayos, se obtendrían unos resultados que nos permitirían caracterizar el comportamiento biomecánico de la artroplastia de cadera ante la aparición de una fisura en el calcar.

Índice de Figuras

2.1	Esquema de las partes principales del fémur [10]	4
2.2	Esquema completo de las partes del fémur [21]	4
2.3	Extremo distal del fémur [20]	5
2.4	Extremo proximal del fémur [20]	5
2.5	Ángulo de inclinación y ángulo de torsión [21]	6
2.6	Denominaciones según el ángulo de inclinación [5]	6
2.7	Movimientos de la articulación coxofemoral [29]	7
2.8	Articulación coxofemoral [18]	8
2.9	Soporte de peso de la pelvis [7]	8
2.10	Componentes de la reacción articular [40]	9
2.11	Esquema del apoyo unipodal [40]	9
2.12	Sector esférico [40]	10
2.13	Distribución de fuerzas en la cabeza del fémur [40]	11
2.14	Curva esfuerzo-deformación [40]	11
2.15	Tipos de fractura intracapsular [32]	12
2.16	Soluciones a las fracturas intracapsulares [8]	12
2.17	Tipos de fractura extracapsular [16]	13
2.18	Grados de fractura de la diáfisis femoral [39]	13
2.19	Componentes de la prótesis de cadera [30]	14
2.20	Tipos de vástago según vayan a ser cementados o no en su fijación [25]	15
2.21	Cotilos fijados con tornillos y con puntas [31] [1]	15
2.22	Cotilo fijado por presión [33]	16
2.23	Fijación del fémur para ensayo de compresión [15]	17
3.1	Línea de corte a 45º para la sierra	22
3.2	Preparación del canal femoral [11]	22
3.3	Raspa anatómica o fresa	22
3.4	Fisura en el calcar del fémur	23
3.5	Hoja de sierra oscilante quirúrgica seleccionada [36]	23
3.6	Broca de 10 mm para el taladro [28]	23
3.7	Modelo 3406-18 de Sawbone de 4ª Generación [35]	24
3.8	Resalte de la trayectoria de la hoja de sierra	24
3.9	Modelos artificiales con los cortes realizados	25
3.10	Interfaz de InVesalius	25
3.11	Herramientas de edición InVesalius	26
3.12	Interfaz InVesalius sólo con la superficie del fémur	26
3.13	Interfaz MeshMixer	27
3.14	Transparencia para resaltar el modelo hueco	27
3.15	Interfaz FreeCAD	28
3.16	Modelo en SolidEdge	28

4.1	Representación del modelo 3D del diseño preliminar	30
4.2	Representación del modelo 3D del diseño alternativo	31
4.3	Representación de un canal formado por dos piezas	31
4.4	Sargento para sujeción [6]	32
4.5	Vistas del molde inferior	32
4.6	Vistas del molde superior	33
4.7	Guía de la hoja de sierra	33
4.8	Planos auxiliares para el centrado del taladro	34
4.9	Diseño del conjunto completo	34
4.10	Creación de molde y eliminación de relleno flotante	35
4.11	Boceto del corte según las restricciones	35
4.12	Aumento de la distancia de la línea de corte	35
4.13	Vista lateral del modelo del fémur	36
4.14	Conjunto de mediciones	36
4.15	Boceto de la línea de corte biplanar	37
4.16	Ranura para guía de corte biplanar	37
4.17	Ensamblaje con pletinas biplanares	38
4.18	Moldes con el canal a 45° cortando al trocánter menor	38
4.19	Nueva guía de la hoja de sierra	39
4.20	Hoja de sierra para la fisura [37]	39
4.21	Piezas principales de los moldes	40
4.22	Piezas extraíbles de los moldes	40
4.23	Moldes sin las piezas extraíbles	41
4.24	Interferencia de las arandelas con el hueso	41
4.25	Distancias determinantes en la profundidad de la fisura	42
4.26	Guías para la realización de la fisura	42
4.27	Realización de ranura en madera con fresa lateral [4]	43
4.28	Modelo de una corredera [41]	43
4.29	Diseño de la corredera para el utillaje	43
4.30	Microfresa de 1 mm [2]	44
4.31	Fresa de corte lateral de 1 mm [3]	44
4.32	Dirección de avance de la fisura	45
4.33	Fresa de corte lateral de 2 mm [19]	46
4.34	Nuevo boceto del plano de la fisura	46
4.35	Vista del diseño definitivo completo	46
1	Parámetros de impresión	55
2	Interfaz del Ultimaker Cura con el Molde inferior	55
3	Interfaz del Ultimaker Cura con el Molde superior	56
4	Interfaz del Ultimaker Cura con la Pieza extraíble del molde inferior	56
5	Interfaz del Ultimaker Cura con la Pieza extraíble del molde superior	56

Bibliografía

- [1] PINNACLE 300, *Implantación de un cotilo con puntas*, [consulta: 21 mayo 2021]. Disponible en: <https://image.slidesharecdn.com/dsem-jrc-1014-0161blr-161202145016/95/dsem-jrc10140161blr-19-638.jpg?cb=1480690255>.
- [2] Aliexpress, *Micro fresas de extremo plano de cuello largo*, [consulta: 24 agosto 2021]. Disponible en: https://a.aliexpress.com/_ujoAWQ.
- [3] Amazon, *End Mill*, [consulta: 24 agosto 2021]. Disponible en: https://www.amazon.es/dp/B07W8MTW64/ref=cm_sw_r_cp_apa_glt_i-1TECSZRDYMX5C5WHAWV8.
- [4] AMAZON, *Wolfcraft 2512000*, [consulta: 2 agosto 2021]. Disponible en: https://www.amazon.es/Wolfcraft-2512000-lateral-v%C3%A1stago-madera/dp/B000VD3TUO/ref=sr_1_4?__mk_es_ES=%C3%85M%C3%85%C5%BD%C3%95%C3%91dchild=1keywords=wolfcraft+fresaqid=1631307442s=toolssr=1-4.
- [5] Behrang Amini, *Femur angles*, [consulta: 25 abril 2021]. Disponible en: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:FemurAngles.jpg>.
- [6] BricoSoriano, *Sargento de pletina - 50x200*, [consulta: 15 junio 2021]. Disponible en: <https://bricosoriano.com/13818-sargento-de-pletina-50x200.html>.
- [7] Rene Cailliet, *Biomecánica*, Marban Libros, 2017.
- [8] Mayo Clinic, *Fractura de cadera - diagnóstico y tratamiento*, [consulta: 16 mayo 2021]. Disponible en: <https://www.pinterest.es/pin/827395762770115103/>.
- [9] S.R. Cummings and L.J. Melton, *Epidemiology and outcomes of osteoporotic fractures*, *The Lancet* **359** (2002), no. 9319, 1761–1767.
- [10] Equipo de Redacción PartesDel.com, *Partes del fémur*, [consulta: 25 abril 2021]. Disponible en: <https://www.partesdel.com/femur.html>.
- [11] DePuySynthes, *Corail Revision Stem*, [consulta: 1 junio 2021]. Disponible en: <https://ortomedic.no/wp-content/uploads/Brosjyrer/Corail-Revision-Surgical-Technique-brosjyre.pdf>.
- [12] Lupe Morelos Domínguez, *Femur (anatomía y biomecánica)*, [consulta: 5 mayo 2021]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/mobile/LupiiMorelosDominguez/femur-anatomia-y-biomecanica>.
- [13] Aprende en línea, *2.5 Biomecánica de la cadera*, [consulta: 10 mayo 2021]. Disponible en: <https://aprendeonline.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164182>.
- [14] Francisco J. Serrano Escalante, *Diseño y Desarrollo de un Modelo Experimental para Estudios Biomecánicos de Fracturas Tipo b de Tile del Anillo Pélvico*, Ph.D. thesis, Universidad de Sevilla, 2010.
- [15] Miguel Marco Esteban, *Análisis Experimental y Numérico de la Fractura de Fémur Humano*, Ph.D. thesis, Universidad Carlos III de Madrid, 2017.

- [16] Praxys Fisioterapia a Domicilio, *Prótesis de cadera: qué es y rehabilitación con fisioterapia (fracturas extracapsulares)*, [consulta: 16 mayo 2021]. Disponible en: <https://images.app.goo.gl/6GWeUVBhr5ewpwwN7>.
- [17] Grabcad, *Femur bone (with main whole or cavity)*, [consulta: 12 abril 2021]. Disponible en: <https://grabcad.com/library/femur-bone-3>.
- [18] Henry Gray, *Anatomy of the human body*, Lea and Febiger, 1918.
- [19] Hachenbach, *Catálogo de Herramientas*, [consulta: 24 agosto 2021]. Disponible en: https://www.hachenbach.de/dokumente/downloads/106/hachenbach_werkzeugkatalog_19_1_gesamtkatalog_web_06_2021.pdf.
- [20] Miguel Hernandez, *Huesos del cuerpo humano*, [consulta: 25 abril 2021]. Disponible en: <https://www.docsity.com/es/huesos-del-cuerpo-humano-3/4143684/>.
- [21] Arthur F. Dalley II y Anne M.R. Agur Keith L. Moore, *Anatomía con orientación clínica*, Lippincott Williams Wilkins, 2013.
- [22] A. Cappello L. Cristofolini, M. Viceconti and A. Toni, *Mechanical validation of whole bone composite femur models*, *Journal of Biomechanics* **29** (1996), no. 4, 525–535.
- [23] S. Martelli F. Taddei L. Cristofolini, M. Juszczym and M. Viceconti, *In vitro replication of spontaneous fractures of the proximal human femur*, *Journal of Biomechanics* **40** (2007), no. 13, 2837–45.
- [24] Francisco Orts Llorca, *Anatomía humana. Tomo I: Aparato locomotor. tronco. cabeza y cuello. huesos, articulaciones y músculos*, Científico-Médica, 1984.
- [25] Groupe Lépine, *Vástago femoral cementado o no cementado*, [consulta: 18 mayo 2021]. Disponible en: <https://www.medicalexpo.es/prod/groupe-lepine/product-104382-685555.html>.
- [26] Cristina Medina López, *Estudio, diseño y desarrollo de un protocolo de ensayos dinámicos de huesos largos*, Ph.D. thesis, Universidad de las Palmas de Gran Canaria, 2007.
- [27] H. Ebrahimi M. Rabinovich, et al, *Biomechanical properties of an intact, injured, repaired, and healed femur: an experimental and computational study*, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **16** (2012), 121–135.
- [28] Leroy Merlin, *Broca madera DEXTER 10 mm ø*, [consulta: 1 junio 2021]. Disponible en: <https://www.leroymerlin.es/fp/18611145/broca-madera-dexter-10-mm>.
- [29] Biomecánica miembro inferior, *Cadera*, [consulta: 6 septiembre 2021]. Disponible en: <https://biomecanica-de-miembro-inferior.webnode.mx/cadera/>.
- [30] OrthoInfo, *Reemplazo total de cadera*, [consulta: 20 mayo 2021]. Disponible en: <https://orthoinfo.aaos.org/es/treatment/reemplazo-total-de-cadera-total-hip-replacement/>.
- [31] Sector PINNACLE, *Implantación de un cotilo con fijación por tornillos*, [consulta: 20 mayo 2021]. Disponible en: <https://image.slidesharecdn.com/dsem-jrc-1014-0161blr-161202145016/95/dsem-jrc10140161b-lr-17-638.jpg?cb=1480690255>.
- [32] Praxys, *Prótesis de cadera: qué es y rehabilitación con fisioterapia (fracturas intracapsulares)*, [consulta: 18 mayo 2021]. Disponible en: <https://images.app.goo.gl/7yzui5FotLqeMYDi8>.
- [33] RM Pressfit, *Cotilo monobloque*, [consulta: 21 mayo 2021]. Disponible en: <https://images.app.goo.gl/tTjGVeZNfCYztdDH9>.
- [34] B. Pal S. Gupta, A.M.R. New and M. Browne, *Strain and micromotion in intact and resurfaced composite femurs: experimental and numerical investigations*, *Journal of Biomechanics* **43** (2010), no. 10, 1923–1930.
- [35] Sawbones, *Biomechanical products catalog*, [consulta: 30 mayo 2021]. Disponible en: https://www.sawbones.com/media/assets/product/documents/biomechanical_catalog2021.pdf.

- [36] Synthes, *ecatalog International*, [consulta: 1 junio 2021]. Disponible en: <https://catalog.synthes.com/srcdir.ch>.
- [37] DePuy Synthes, *Sagittal Saw Blades*, [consulta: 2 agosto 2021]. Disponible en: <http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US%20Mobile/Synthes%20North%20America/Product%20Support%20Materials/Product%20Information%20Sheets/SUPISOsBldBatJ4099D.pdf>.
- [38] Toys and Hobbies Channel, *Homemade Mini Lathe Machine - Mini Lathe Build*, [consulta: 15 abril 2021]. Disponible en: <https://www.youtube.com/watch?v=rLh9IbZGkMlist=LLindex=19t=404s>.
- [39] Docencia traumatología, *Fracturas de la diáfisis del fémur*, [consulta: 16 mayo 2021]. Disponible en: <http://www.docenciatraumatologia.uc.cl/fracturas-de-la-diafisis-del-femur/>.
- [40] Paula Losa Zapico, *Diseño de una Prótesis Liviana de Cadera con la Posibilidad de Incorporar Medicación*, Ph.D. thesis, Universidad Politécnica de Madrid, 2018.
- [41] Soluciones Zener, *Terminología de Mecanismos*, [consulta: 24 agosto 2021]. Disponible en: https://static.wixstatic.com/media/ac2048_c3bc56c802fe4697bbc356b90fbc0af1_mv2.png/v1/fill/w_1000,h_-360,al_c,usm_0.66_1.00_0.01/ac2048_c3bc56c802fe4697bbc356b90fbc0af1_mv2.png.

ANEXO I. Impresión 3D

Para llevar a cabo la impresión 3D en PLA se ha utilizado el software Ultimaker Cura, que parte de los archivos .STL de las piezas del molde, y te permite ajustar los parámetros de impresión como el grosor del hilo, que en este caso se ha tomado 0,2 mm, y el porcentaje de relleno interno de la pieza, el cual se ha tomado como el 20% (ver Figura 1). Con estas mínimas especificaciones, el tiempo de impresión resulta de 3 días 13 h 54 min. En las siguientes figuras se pueden apreciar las piezas en la interfaz del software, junto con el tiempo de impresión de cada una. Una vez establecidos los parámetros de impresión, se exporta en formato .Gcode y se mete el archivo en la impresora.

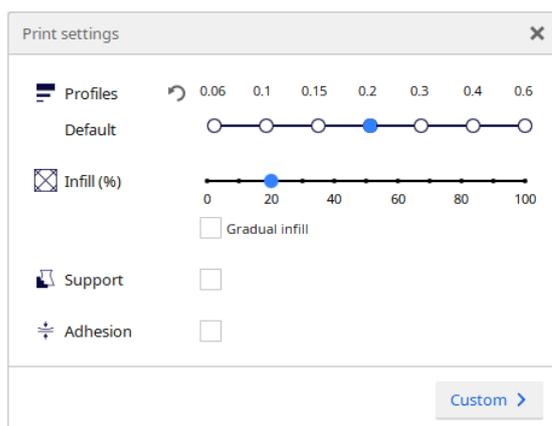


Figura 1 Parámetros de impresión.

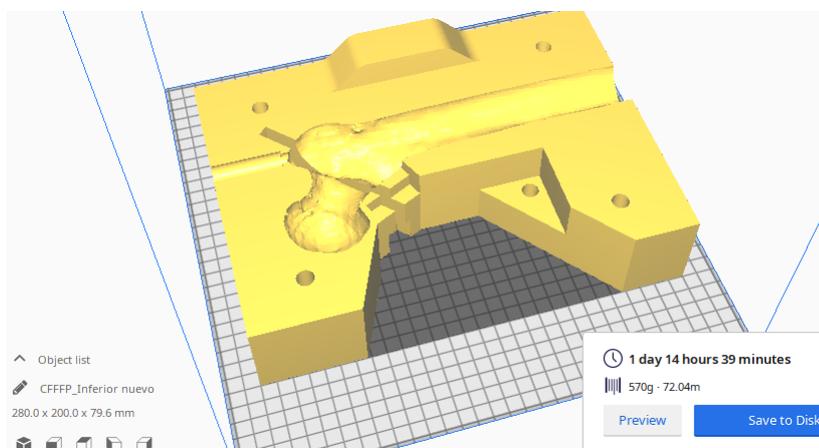


Figura 2 Interfaz del Ultimaker Cura con el Molde inferior.

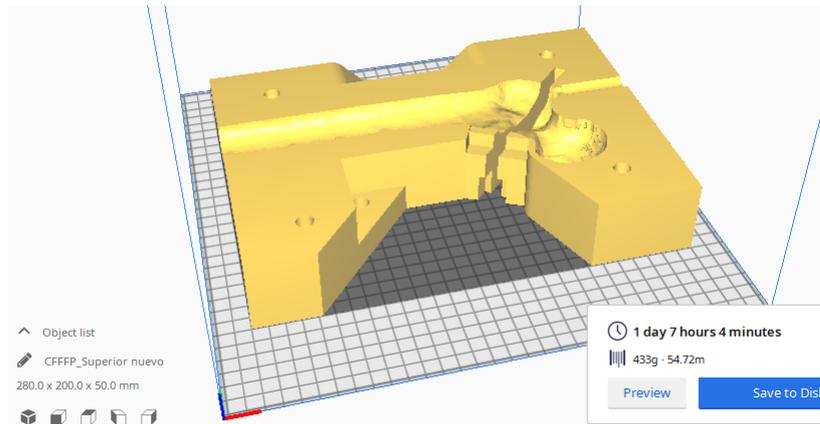


Figura 3 Interfaz del Ultimaker Cura con el Molde superior.

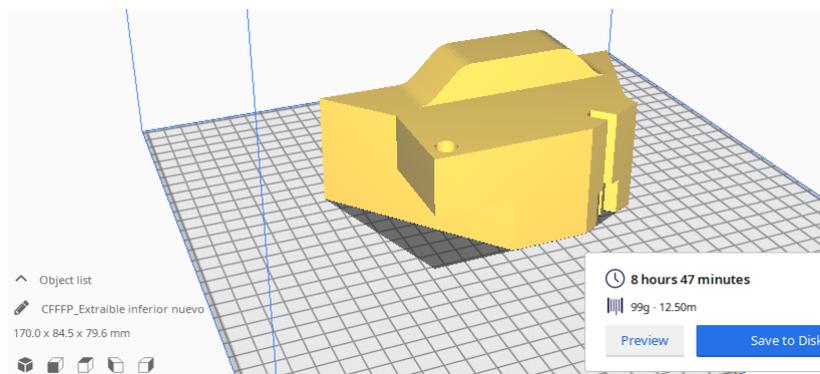


Figura 4 Interfaz del Ultimaker Cura con la Pieza extraible del molde inferior.

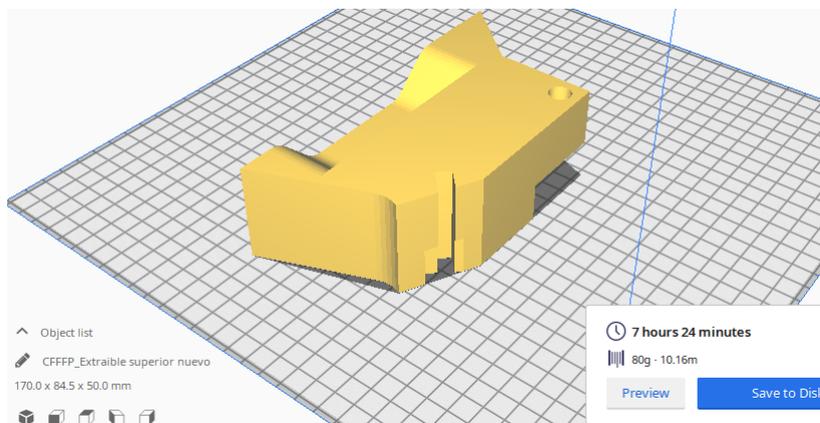


Figura 5 Interfaz del Ultimaker Cura con la Pieza extraible del molde superior.

ANEXO II. Planos

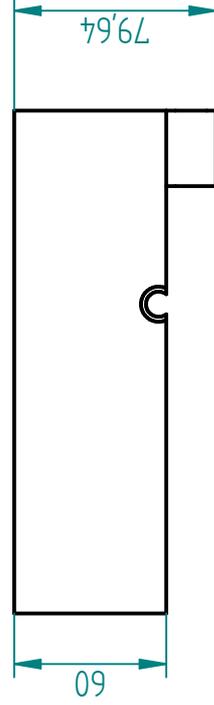
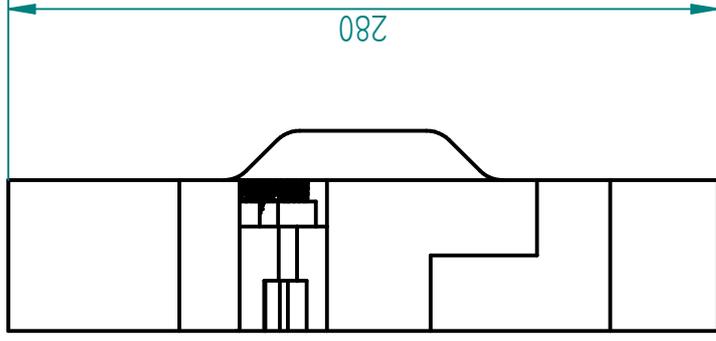
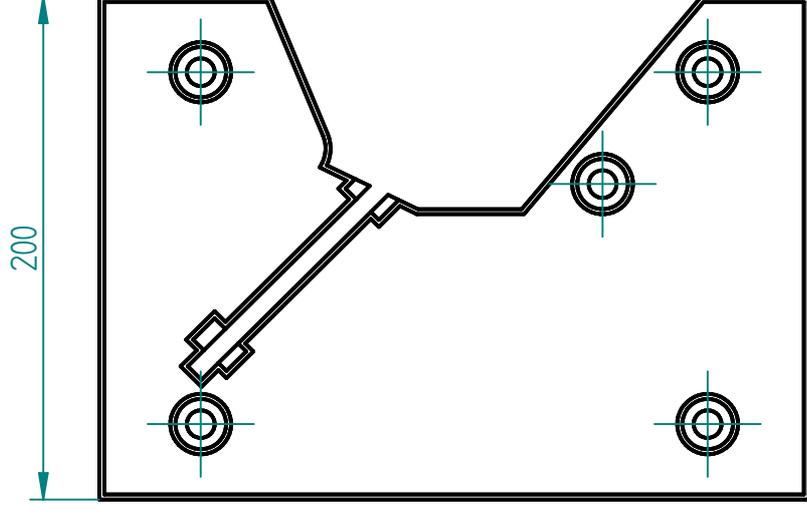
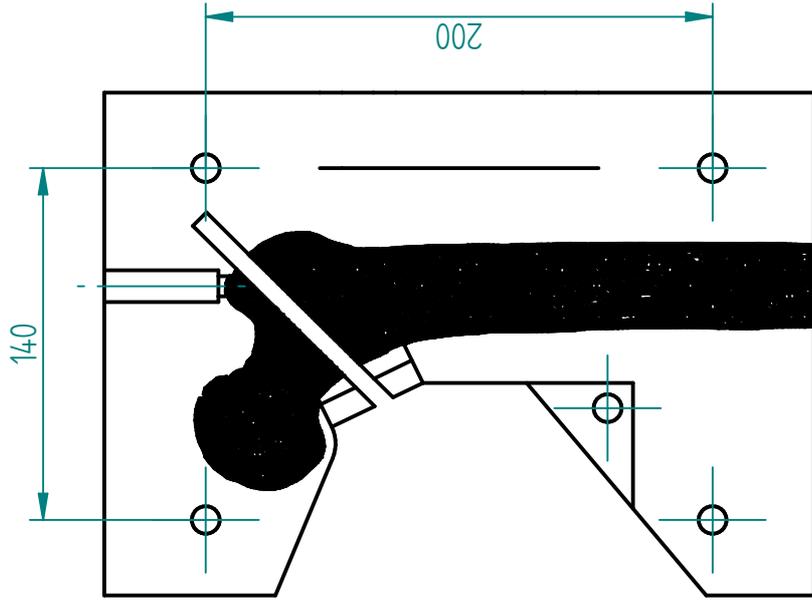
Este anexo contiene los planos de las diferentes piezas. Están divididos en dos grupos, el grupo I incluye las piezas que se van a imprimir en 3D, mientras que el grupo II incluye las piezas metálicas que se van a fabricar.

1 Grupo I

- Plano 1.1: Molde Inferior
- Plano 1.2: Molde Superior
- Plano 1.3: Pieza Extraíble de Molde Inferior
- Plano 1.4: Pieza Extraíble de Molde Superior

2 Grupo II

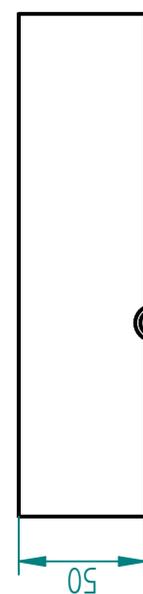
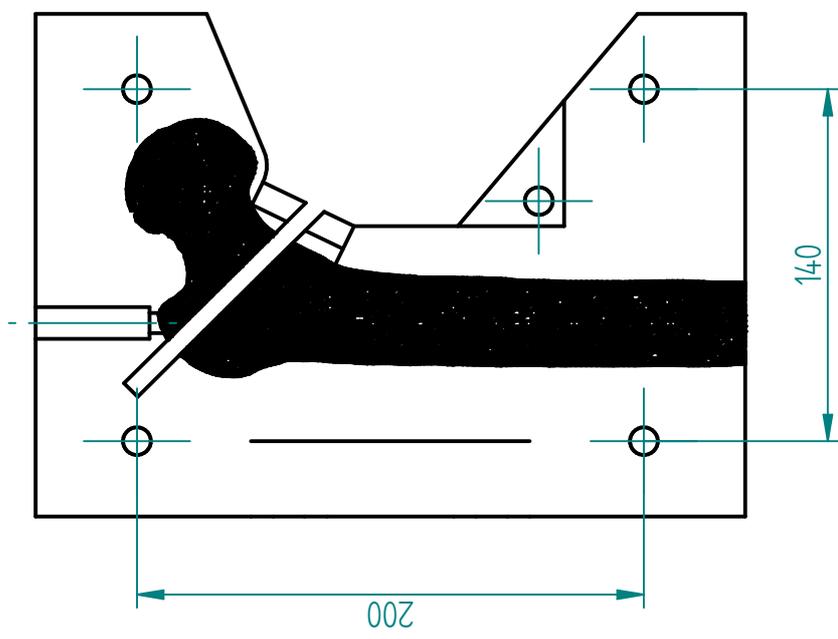
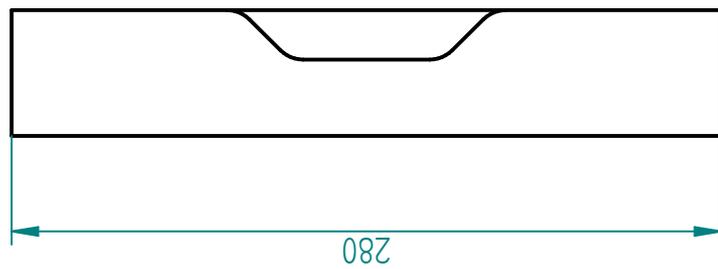
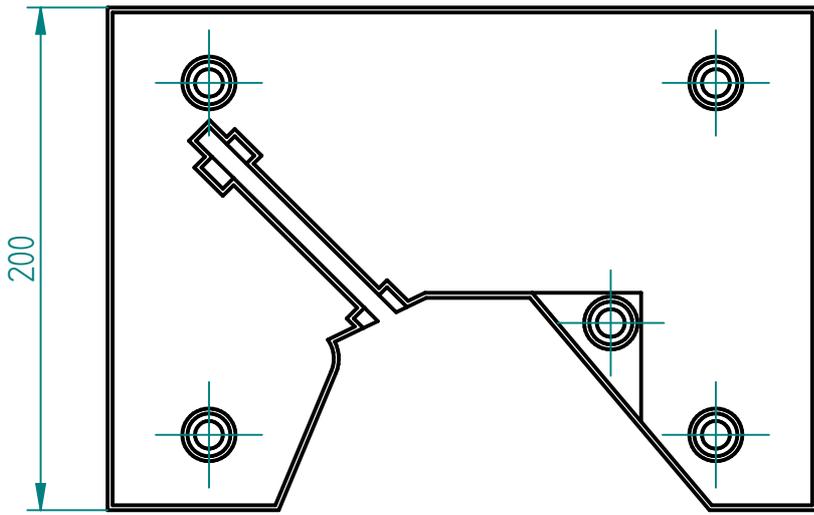
- Plano 2.1: Pletina
- Plano 2.2: Manguito para Taladro
- Plano 2.3: Guía de Corredera para Fisura
- Plano 2.4: Pieza 1 Deslizante Corredera 1 mm
- Plano 2.5: Pieza 2 Deslizante Corredera 1 mm
- Plano 2.6: Pieza Deslizante Corredera 2 mm



NOTA: AMBOS MOLDES IRÁN UNIDOS POR 4 TORNILLOS ALLEN {DIN912} M10 L=100, ARANDELAS PLANAS {DIN 125} Y TUERCAS HEXAGONALES {DIN 934}

Nombre		Fecha
Dibujado	ESTIBEN M.	10/09/2021
Comprobado		
Aprobado 1		
Aprobado 2		
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias $\pm 0,5$ y $\pm 1^\circ$		
Solid Edge Siemens PLM		Rev
Título		MOLDE INFERIOR
A4	Plano	1:1
Material PLA		
Escala 1:3	Peso	Unidades 1

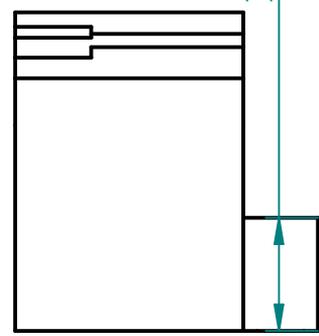
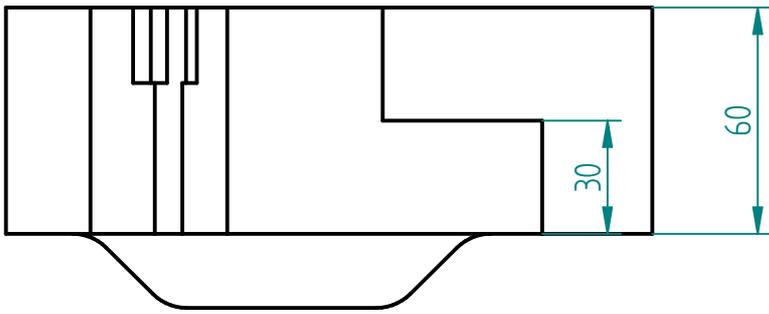
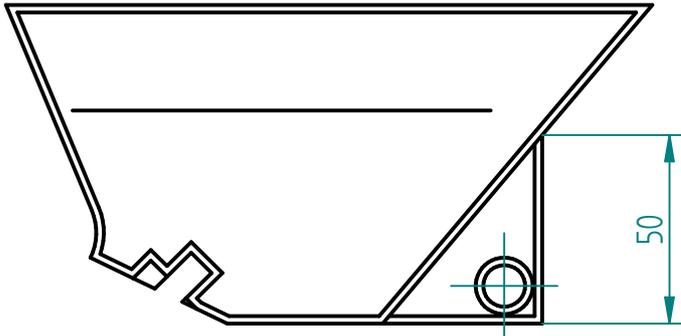
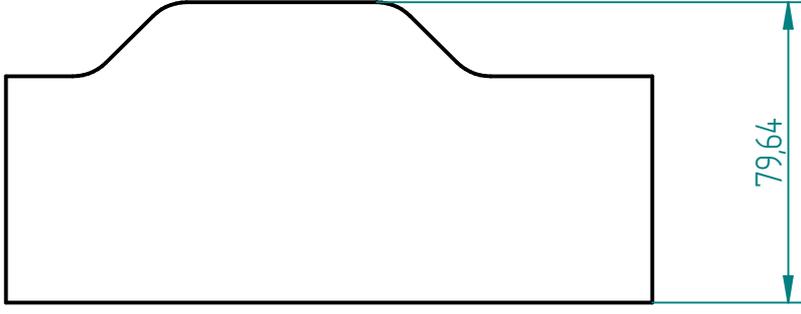
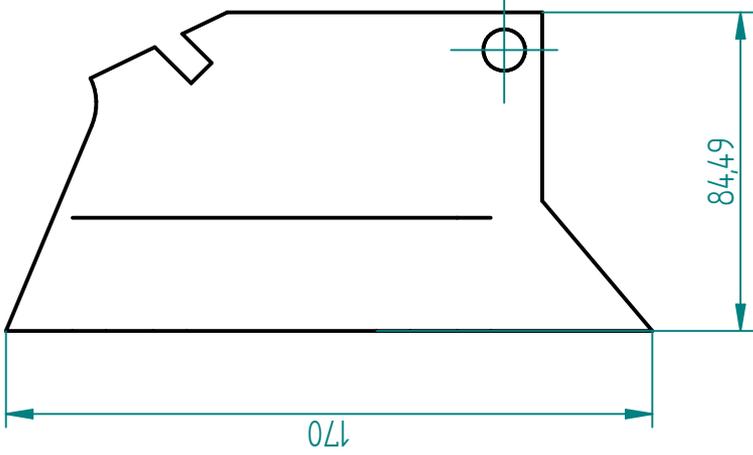
SOLID EDGE ACADEMIC COPY



NOTA: AMBOS MOLDES IRÁN UNIDOS POR 4 TORNILLOS ALLEN {DIN912} M10 L=100, ARANDELAS PLANAS {DIN 125} Y TUERCAS HEXAGONALES {DIN 934}

Nombre		Fecha	
ESTIBEN M.		10/09/2021	
Comprobado			
Aprobado 1			
Aprobado 2			
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias $\pm 0,5$ y $\pm 1^\circ$			
Solid Edge Siemens PLM		Título	
MOLDE SUPERIOR		Rev	
A4		12	
Material PLA			
Escala 1:3		Peso	
Unidades 1			

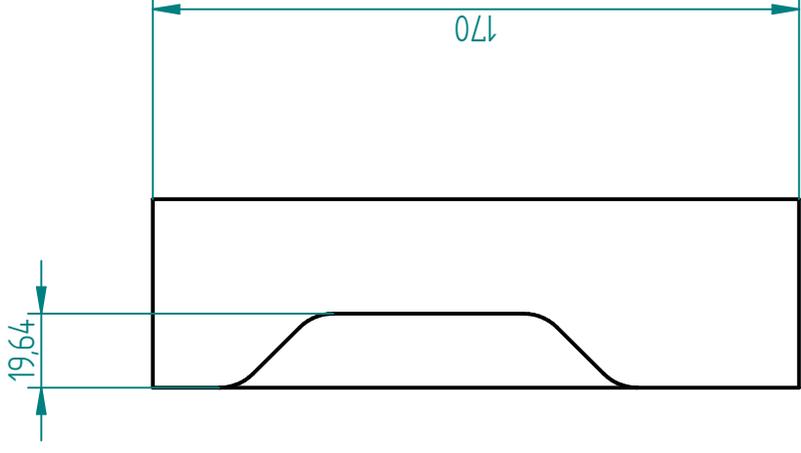
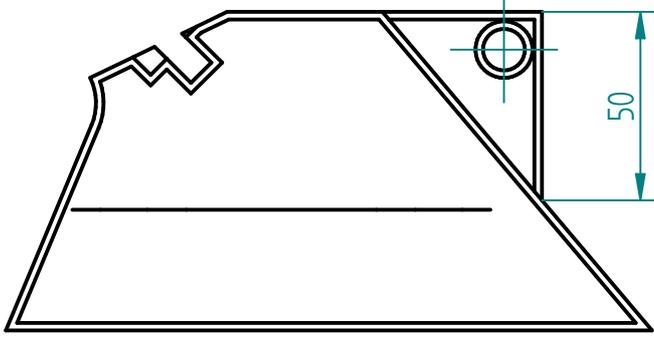
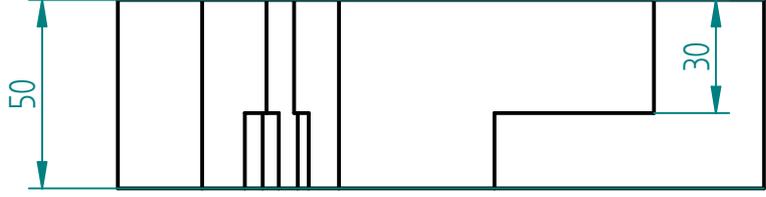
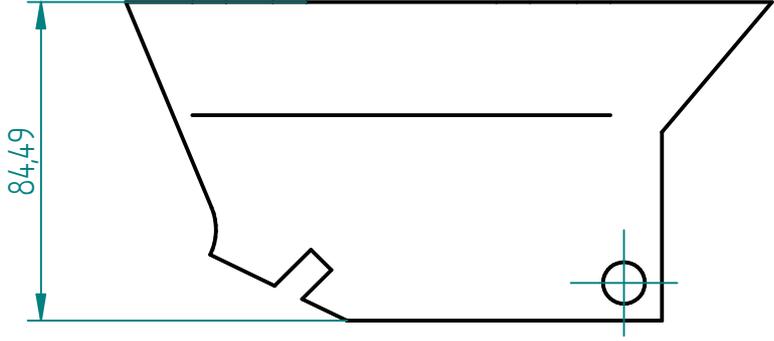
SOLID EDGE ACADEMIC COPY



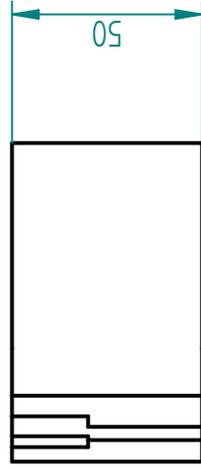
NOTA: LA FIJACIÓN DE LAS PIEZAS EXTRAÍBLES A LOS MOLDES SE HARÁ CON UN TORNILLO ALLEN {DIN 912} M10 L=100, ARANDELAS PLANAS {DIN 125} Y TUERCAS HEXAGONALES {DIN 934}

Nombre		Fecha	
Dibujado	ESTIBEN M.	10/09/2021	
Comprobado			
Aprobado 1			
Aprobado 2			
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias $\pm 0,5$ y $\pm 1^\circ$			
Solid Edge Siemens PLM		Título PIEZA EXTRAÍBLE DE MOLDE INFERIOR	
A4	Plano	1.3	Rev
Material PLA			
Escala 1:2	Peso	Unidades 1	

SOLID EDGE ACADEMIC COPY



NOTA: LA FIJACIÓN DE LAS PIEZAS EXTRAÍBLES A LOS MOLDES SE HARÁ CON UN TORNILLO ALLEN {DIN 912} M10 L=100, ARANDELAS PLANAS {DIN 125} Y TUERCAS HEXAGONALES {DIN 934}



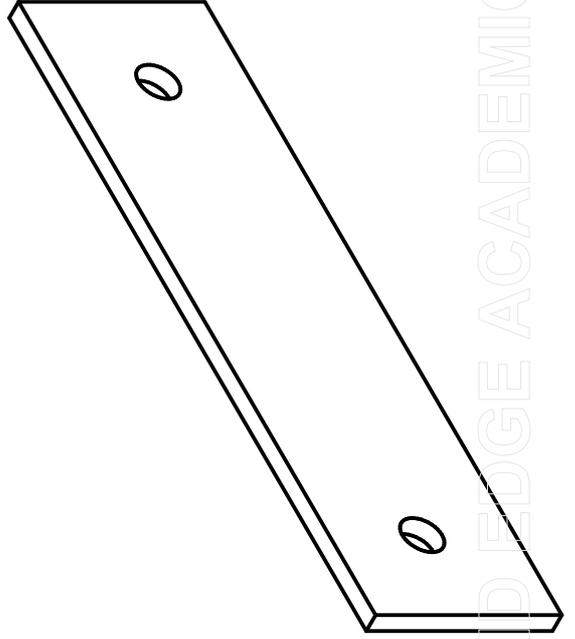
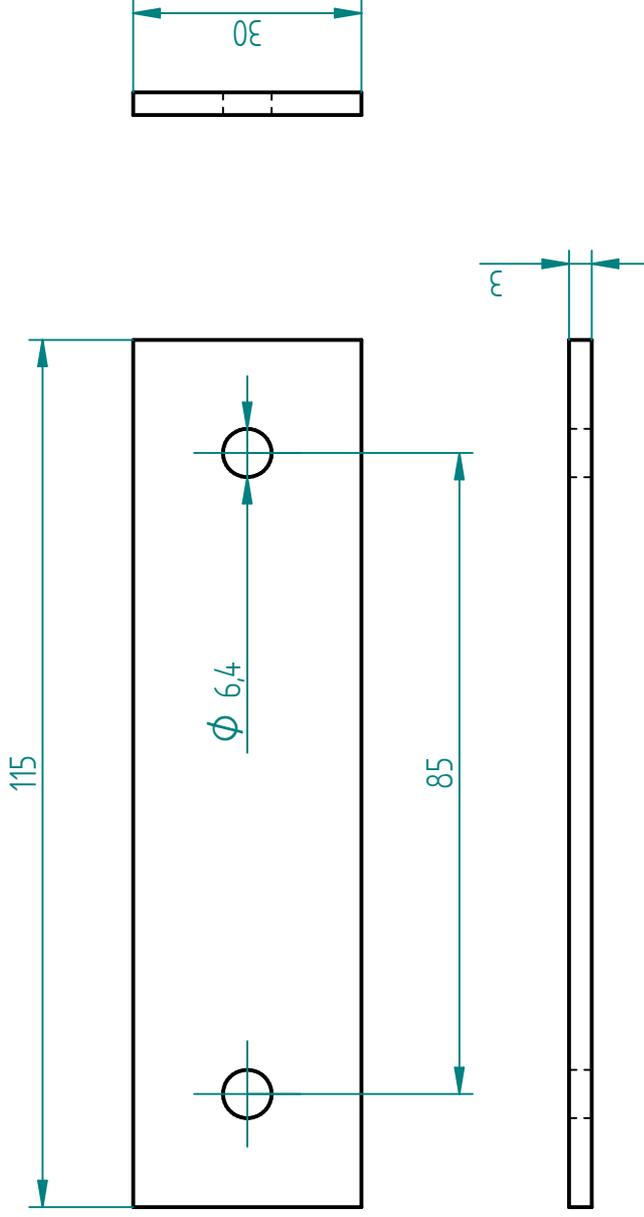
Nombre	Fecha
ESTIBEN M.	10/09/2021
Comprobado	
Aprobado 1	
Aprobado 2	

Solid Edge Siemens PLM	
---------------------------	--

Título PIEZA EXTRAÍBLE DE MOLDE SUPERIOR	
---	--

Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias $\pm 0,5$ y $\pm 1^\circ$			
A4	Plano	1:4	Rev
Material PLA			
Escala 1:2	Peso	Unidades 1	

SOLID EDGE ACADEMIC COPY



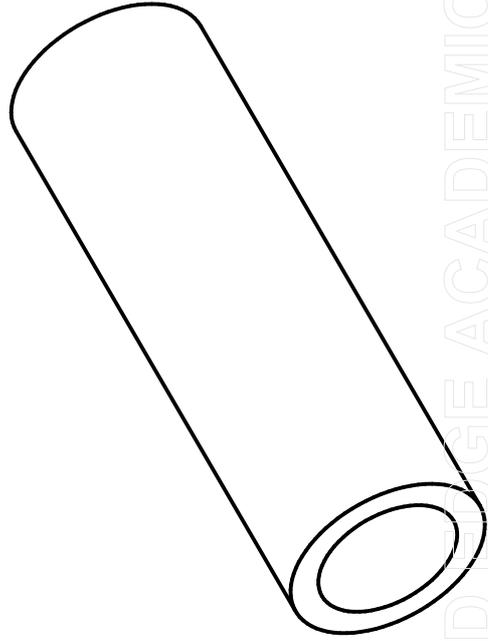
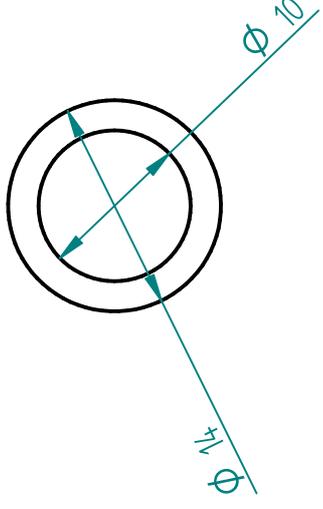
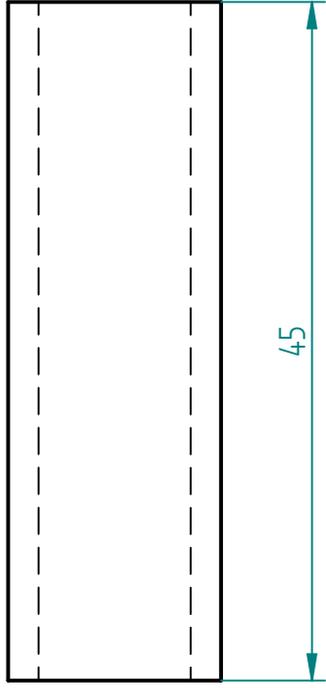
NOTA: CADA PAR DE PLETINAS ESTARÁ UNIDO POR TORNILLOS DIN84 M6 L=13
 QUE IRÁ ROSCADO POR EL OTRO LADO EN TUERCAS DIN934 M6
 NOTA: ENTRE AMBAS PLETINAS SE COLOCARÁN UN PAR DE ARANDELAS DINI25 M6

Nombre	Fecha
ESTIBEN M.	10/09/2021
Comprobado	
Aprobado 1	
Aprobado 2	

Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias $\pm 0,5$ y $\pm 1^\circ$	
---	--

Solid Edge Siemens PLM	
Título PLETINA	
A4	Plano
	2:1
Material AISI304	
Escala 1:1	Peso
	Unidades 4

SOLID EDGE ACADEMIC COPY

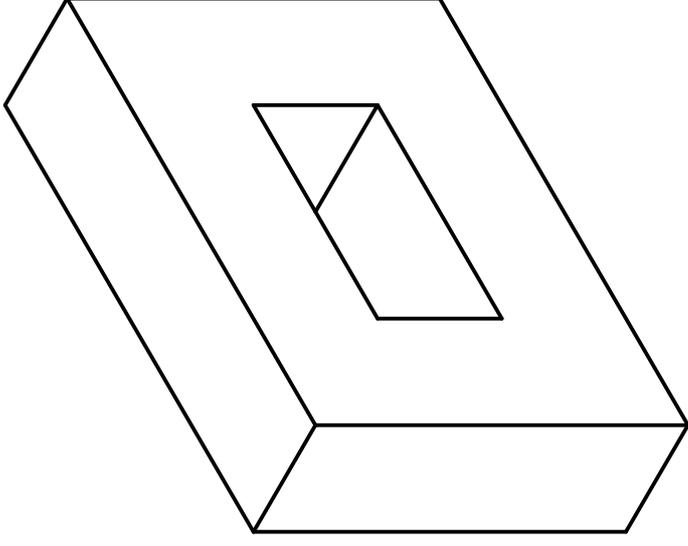
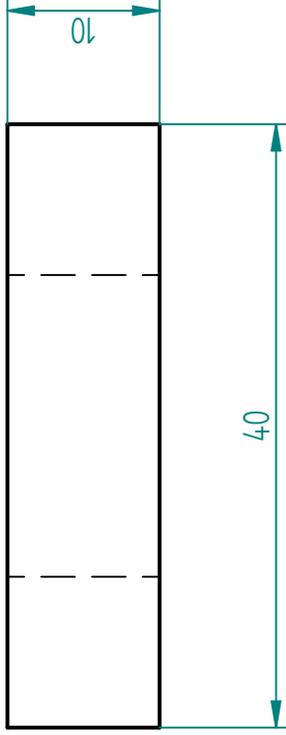
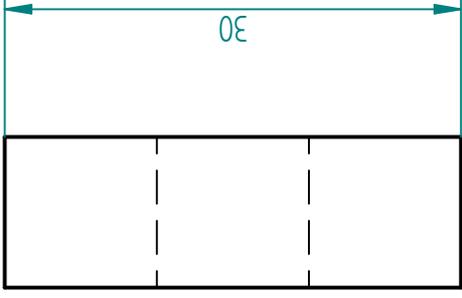
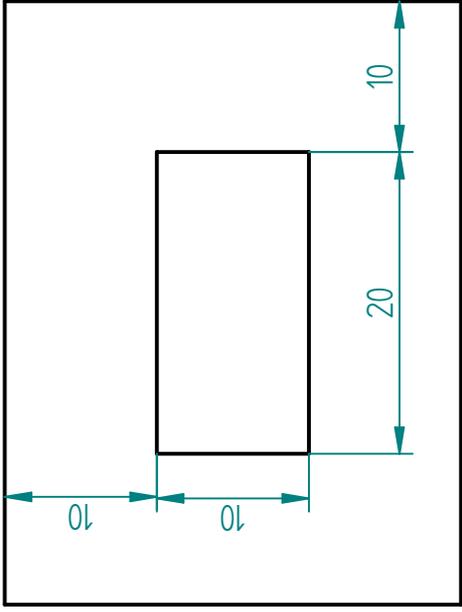


	Nombre	Fecha
Dibujado	ESTIBEN M.	10/09/2021
Comprobado		
Aprobado 1		
Aprobado 2		

Salvo indicación contraria
 cotas en milímetros
 ángulos en grados
 tolerancias $\pm 0,5$ y $\pm 1^\circ$

Solid Edge Siemens PLM	
Título MANGUITO PARA TALADRO	
A4	Plano
	2.2
Material AISI304	
Escala 2:1	Peso
	Unidades 1

SOLID EDGE ACADEMIC COPY



	Nombre	Fecha
Dibujado	ESTIBEN M.	10/09/2021
Comprobado		
Aprobado 1		
Aprobado 2		

Salvo indicación contraria
 cotas en milímetros
 ángulos en grados
 tolerancias $\pm 0,5$ y $\pm 1^\circ$

Solid Edge
 Siemens PLM

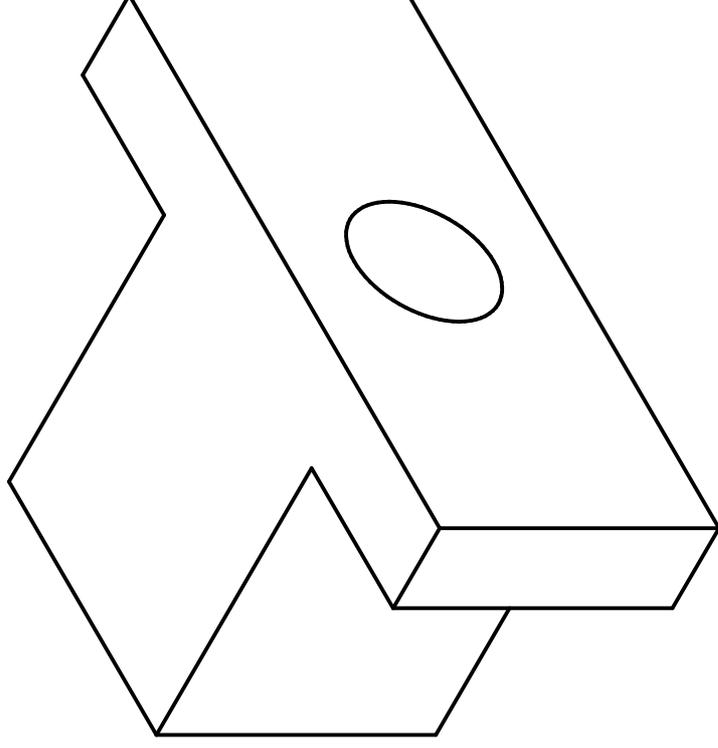
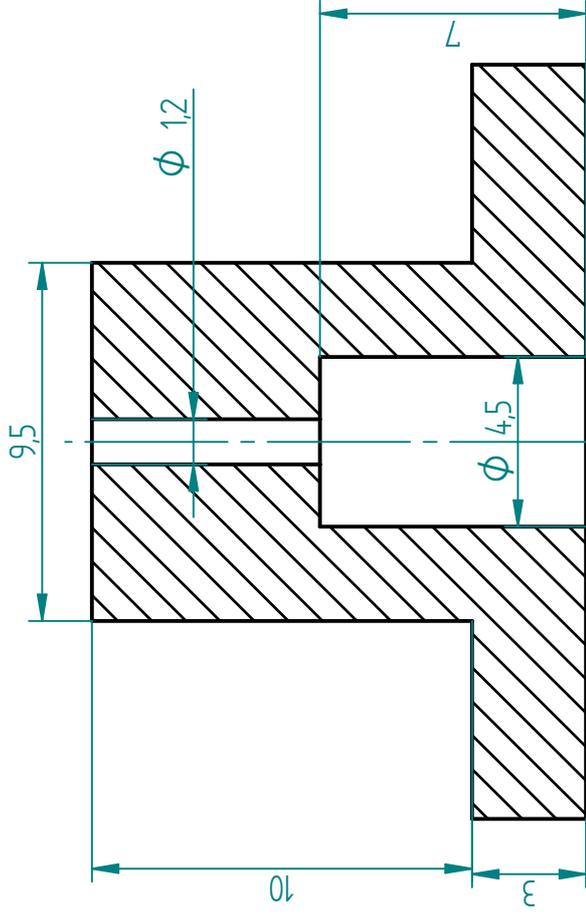
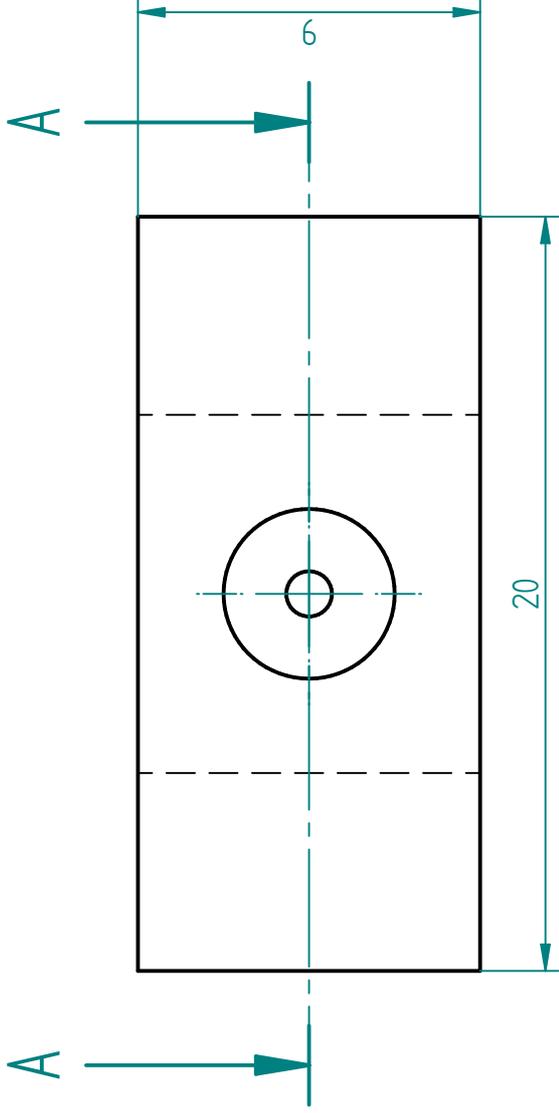
Título
 GUÍA DE CORREDERA PARA FISURA

A4 Plano 2:3 Rev

Material ALUMINIO

Escala 2:1 Peso Unidades 1

SOLID EDGE ACADEMIC COPY

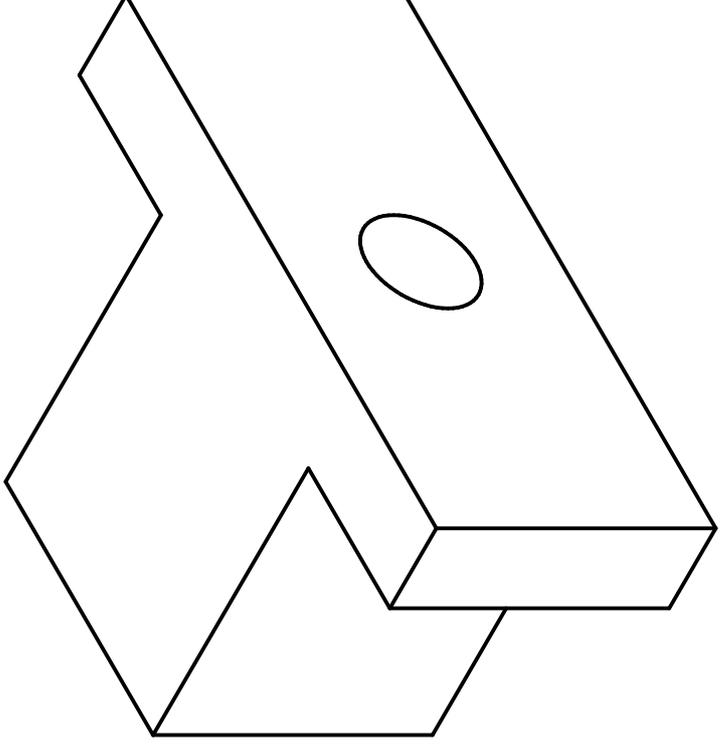
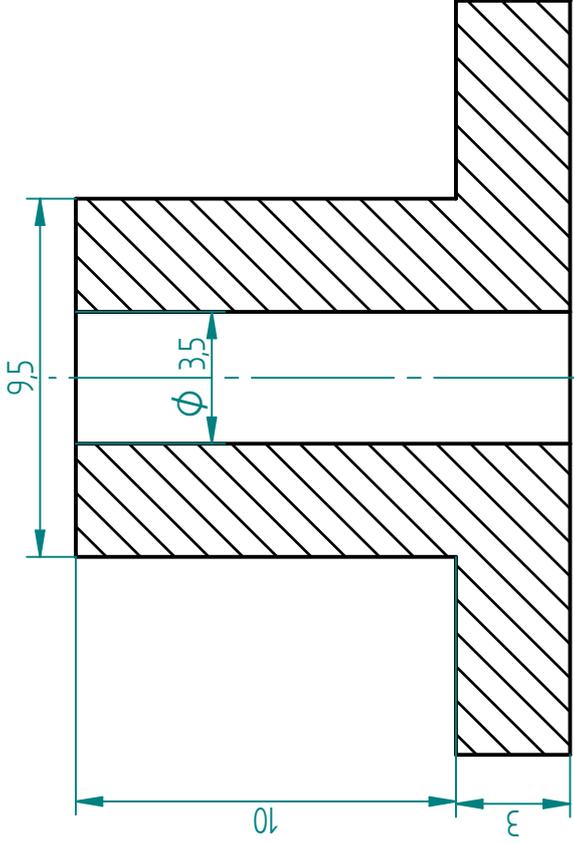
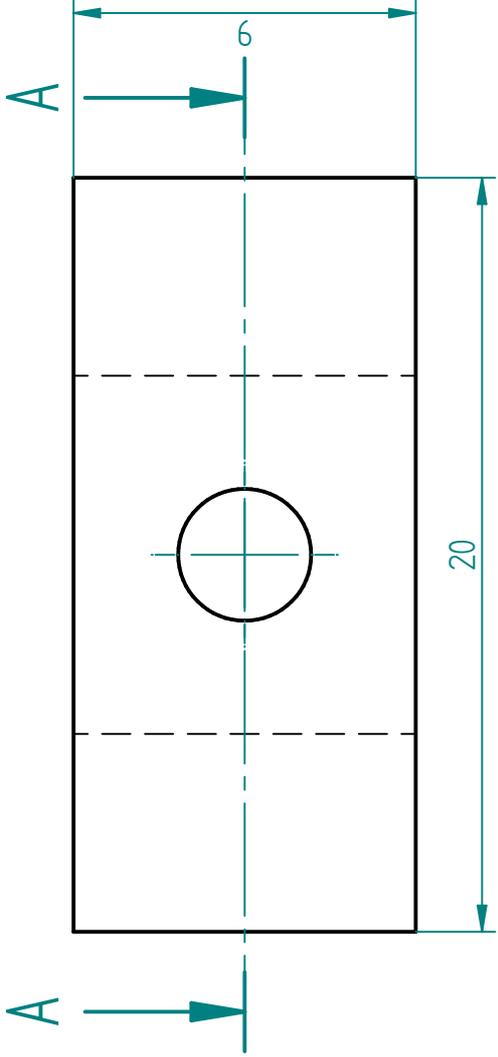


Dibujado	Nombre	Fecha
Comprobado	ESTIBEN M.	10/09/2021
Aprobado 1		
Aprobado 2		

Salvo indicación contraria
 cotas en milímetros
 ángulos en grados
 tolerancias $\pm 0,5$ y $\pm 1^\circ$

Solid Edge Siemens PLM	
Título PIEZA 1 DESLIZANTE CORREDERA 1 MM	
A4	Plano
	2.4
Material ALUMINIO	
Escala 5:1	Peso
	Unidades 1

SOLID EDGE ACADEMIC COPY
 CORTE A-A



Dibujado	Nombre	Fecha
Comprobado	ESTIBEN M.	10/09/2021
Aprobado 1		
Aprobado 2		

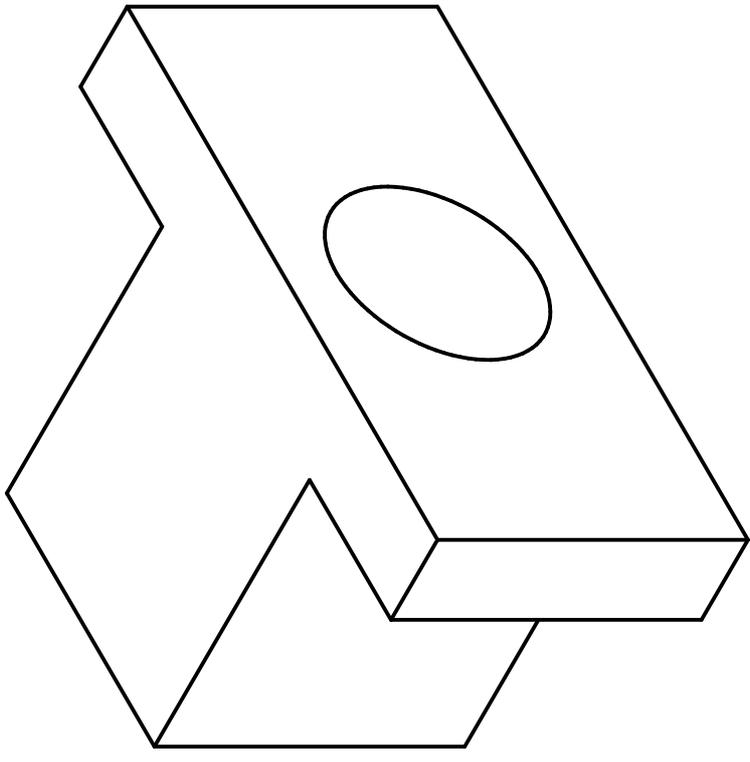
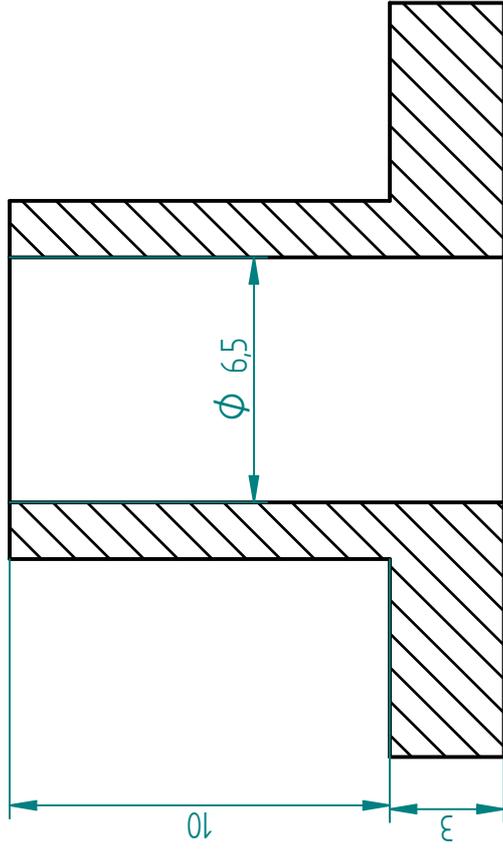
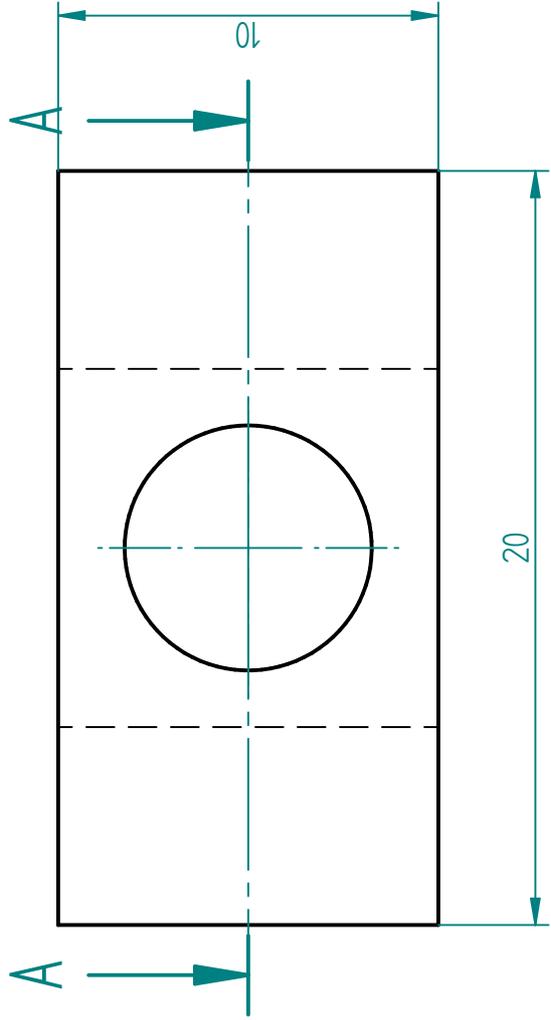
Solid Edge
Siemens PLM

Título
PIEZA 2 DESLIZANTE CORREDERA 1 MM

A4	Plano	2.5	Rev
Material ALUMINIO			
Escala 5:1	Peso	Unidades 1	

Salvo indicación contraria
cotas en milímetros
ángulos en grados
tolerancias $\pm 0,5$ y $\pm 1^\circ$

SOLID EDGE CORTE A-A ACADEMIC COPY



Dibujado	Nombre	Fecha
	ESTIBEN M.	10/09/2021
Comprobado		
Aprobado 1		
Aprobado 2		

Salvo indicación contraria
 cotas en milímetros
 ángulos en grados
 tolerancias $\pm 0,5$ y $\pm 1^\circ$

Solid Edge
 Siemens PLM

Título
 PIEZA DESLIZANTE CORREDERA 2 MM

A4	Plano	2.6	Rev
Material ALUMINIO			
Escala 5:1	Peso	Unidades 1	

CORTE A-A

SOLID EDGE ACADEMIC COPY