

28/01/2022

DESARROLLO DE SOLUCIONES PARA PACIENTES CON ARTRITIS CRÓNICA

Irati Esteban Barquín
Luken Irazoqui
Garazi Lavado Garmendia
Nekane Melgosa Urrutia
Lucía Nogueiras González
Elaia Oiartzabal Zinkunegi

ABSTRACT

Resumen

El objetivo principal de este proyecto es el desarrollo de soluciones para pacientes con artrosis crónica. Para alcanzar el objetivo, primero se analizó la anatomía de la cadera. Teniendo en cuenta las características necesitadas y los materiales utilizados en el mercado, se ha realizado el diseño de la prótesis y la selección del material. También se han elegido los procesos de fabricación, tratamiento y esterilización de la prótesis. Además, se ha descrito el proceso quirúrgico a seguir y el instrumental a utilizar. Finalmente, se ha diseñado un instrumental que ayude a optimizar la operación.

Abstract

The main objective of this project is the development of solutions for patients with chronic osteoarthritis. To achieve the goal, the anatomy of the hip was first analysed. Taking into account the characteristics needed and the materials used in the market, the design of the prosthesis and the selection of the material have been carried out. The manufacturing, treatment and sterilization processes of the prosthesis have also been chosen. In addition, the surgical process to be followed and the instruments to be used have been described. Finally, instruments have been designed to help optimize the operation.

Laburpena

Proiektu honen helburu nagusia artrosi kronikoa duten pazienteentzako irtenbideak garatzea da. Helburua lortzeko, aldakako anatomia aztertu zen lehenik. Beharrezko ezaugarriak eta merkatuan erabiltzen diren materialak kontuan hartuta, protesiaren diseinua eta materialaren hautaketa egin da. Protesiaren fabrikazio, tratamendu eta esterilizazio prozesuak ere aukeratu dira. Horrez gain, jarraitu beharreko prozesu kirurgikoa eta erabili beharreko tresnak deskribatu dira. Azkenik, funtzionamendua optimizatzen laguntzeko tresnak diseinatu dira.

ÍNDICE

1	INTRODUCCIÓN	1
2	OBJETIVOS	2
3	PLANIFICACIÓN	3
4	ANATOMÍA DE LA CADERA	5
4.1	OSTEOARTRITIS	7
4.1.1	Definición.....	7
4.1.2	Síntomas	8
4.1.3	Causas y factores de riesgo	8
5	PRÓTESIS.....	9
5.1	ANÁLISIS DE MODOS DE FALLO	11
5.1.1	Infección de prótesis de cadera.....	11
5.1.2	Aflojamiento de prótesis de cadera	11
5.1.3	Fractura periprotésica de cadera	12
5.1.4	Luxación de prótesis de cadera	12
6	BIOMECÁNICA DE LA CADERA	12
7	CUADERNO DE ESPECIFICACIONES.....	16
7.1	ANÁLISIS DEL MERCADO	16
7.2	SELECCIÓN DE MATERIALES.....	18
7.2.1	Metodología de la elección	19
7.2.2	Elección de materiales para prótesis de cadera.....	20
7.3	ELECCIÓN FINAL DEL MATERIAL	21
7.3.1	Conclusión	24
8	DISEÑO DE LA PRÓTESIS	25
9	PROCESO DE FABRICACIÓN	26
9.1	PROCESO DE FABRICACIÓN DEL VÁSTAGO.....	26

9.1.1	Criterios de estampa	26
9.1.2	Forja en estampa	31
9.1.3	Proceso	31
9.1.4	Mecanizado	32
9.1.5	Revestimiento.....	34
9.1.6	Esterilización.....	34
9.2	PROCESO DE FABRICACIÓN DE LA CABEZA FEMORAL.....	34
9.3	PROCESO DE FABRICACIÓN DEL INSERTO	36
9.4	PROCESO DE FABRICACIÓN DE LA COPA ACETABULAR.....	37
10	PROCESO QUIRÚRGICO	37
10.1	INSTRUMENTAL.....	37
10.2	PREOPERATORIO	38
10.3	PROTOCOLO QUIRÚRGICO	39
10.3.1	Anestesia	39
10.3.2	Cirugía.....	40
10.3.3	Pasos para realizar la cirugía	41
10.4	POSTOPERATORIO.....	49
11	PORTA-AGUJAS MAYO.....	51
11.1	DISEÑO DEL PORTAAGUJAS	52
11.2	FABRICACIÓN DEL PORTAAGUJAS.....	52
12	CONCLUSIONES.....	53
13	LÍNEAS FUTURAS.....	54
14	BIBLIOGRAFÍA	55

ÍNDICE DE FIGURAS

1. Figura Prótesis de cadera [4]	1
2. Figura Diagrama de Gantt.....	4
3. Figura Moviminetos de la cadera [8]	6
4. Figura Ligamentos de la cadera [11].....	7
5. Figura Componentes de la prótesis [5].....	9
6. Figura Tipos de prótesis de cadera [5]	9
7. Figura Fuerzas al estar sobre un pie	13
8. Figura Diagramas de esfuerzos y momentos	14
9. <i>Figura Corte en el ángulo 45º</i>	14
10. Figura Corte al final del cuello	14
11. Figura Gráficas de tensiones en el ángulo 45º	15
12. Figura Gráfica de tensiones al final del cuello	16
13. Figura Par metal-polietileno [16].....	18
14. Figura Vástago de Ti6Al4V [25]	24
15. Figura Cabeza femoral de alúmina [26]	24
16. Figura Inserto de polietileno [27].....	24
17. Figura Cotilo de Ti6Al4V [28].....	25
18. Figura Diseño de la prótesis	26
19. Figura Tabla de la rebaba [29]	28
20. Figura Estampa mecanizada	31
21. Figura Forja libre [35]	32
22. Figura Forja en estampa [35].....	32
23. Figura Amarre de dos garras [36]	33
24. Figura Inyección [44]	36
25. Figura Fresadora CNC 5 ejes [45]	37
26. Figura Tipos de abordaje [51].....	40
27. Figura Solución antiséptica.....	41
28. Figura Bisturí o escalpelo [52]	42
29. Figura Bisturí eléctrico [53]	42
30. Figura Anillo retractor de tejidos blandos [54]	42
31. Figura Drenaje quirúrgico [55].....	42

32. Figura Posicionamiento del anillo[56]	43
33. Figura Incisión de la fascia lata [56]	43
34. Figura Separación de la fascia lata y el músculo sartorio [56]	43
35. Figura Separación de los ligamentos capsulares [56]	44
36. Figura Separadores de Hoffman [58]	44
37. Figura Sierra quirúrgica [59]	44
38. Figura Pin de Steinman [60]	45
39. Figura Fresadora acetabular [61]	45
40. Figura Martillo e impactador [62]	45
41. Figura Gancho de hueso [63]	46
42. Figura Raspas anatómicas [64]	46
43. Figura Insertador de vástago [65]	46
44. Figura Aguja de punta triangular [66]	47
45. Figura Sutura no absorbible	47
46. Figura Porta agujas Mayo [70]	47
47. Figura Ley de la palanca [69]	51
48. Figura Diseño del portaagujas	52

ÍNDICE DE TABLAS

1. Tabla Características de cada corte	15
2. Tabla Tensiones máximas	16
3. Tabla Características de cada componente	20
4. Tabla Condiciones del vástago	22
5. Tabla Condiciones del cotilo	22
6. Tabla Par cabeza femoral e insterto	23
7. Tabla Conclusión final de los materiales	24
8. Tabla Oja de procesos del mecanizado de la estampa	30
9. Tabla Valores del mecanizado del vástago	33
10. Tabla Resumen de la cirugía	48

1 INTRODUCCIÓN

Una prótesis es una extensión o elemento artificial que se integra en el cuerpo con el objetivo de sustituir a un órgano o una extremidad que, por algún motivo, falta o que en su defecto ha dejado de funcionar correctamente por algún motivo. El objetivo que tiene la prótesis es que cumpla una función muy parecida a la que desarrollaba anteriormente, o en su defecto aquello que está ausente.

Existen diferentes tipos de prótesis externas, las que se utilizan por fuera del cuerpo y suelen ser de quita y pon, e internas, que por lo general se trata de un dispositivo que se coloca utilizando para ello una serie de procedimientos quirúrgicos.

El origen del uso de las prótesis en los seres humanos se remonta a la antigüedad, ya que por siglos el hombre ha buscado reemplazar las estructuras faltantes con propósitos variados, tanto funcionales como estéticos.

Este trabajo se centra en una prótesis interna de cadera (1. Figura). El total de operaciones de prótesis de cadera que se realizan en España de forma anual es de 30.000. Debido al creciente aumento de la esperanza de vida de los españoles, las previsiones sobre este tipo de cirugías apuntan a que se producirá un aumento de hasta un 174% en los próximos 25 años. Por ello, la investigación y la innovación en este tipo de operaciones, tanto prótesis de cadera y rodilla, son de gran importancia para poder mantener la calidad de vida de los pacientes.



1. Figura Prótesis de cadera [4]

La operación de prótesis de cadera se hace principalmente en personas de edad avanzada o personas que sufren de artrosis y un desgaste grave en la articulación, lo cual les provoca dolor y deformación impidiéndoles llevar una vida normal, siendo la prótesis de cadera la opción más adecuada para mejorar la calidad de vida del paciente.[5]

2 OBJETIVOS

Un traumatólogo se ha puesto en contacto con nosotros, un grupo de ingenieros biomédicos de Mondragon Unibertsitatea, con la misión de que estos les apoyen y se ofrezcan soluciones ingenieriles que faciliten la intervención de una prótesis de cadera para un paciente con artritis crónica. Además de eso habrá que mejorar tanto el resultado final de la misma como el tiempo de recuperación del paciente.

Se tendrán que completar diferentes objetivos para conseguir el objetivo principal que consiste en mejorar la intervención quirúrgica de una prótesis de cadera. Estos objetivos secundarios se dividen en dos fases, la definición del problema y la resolución del problema.

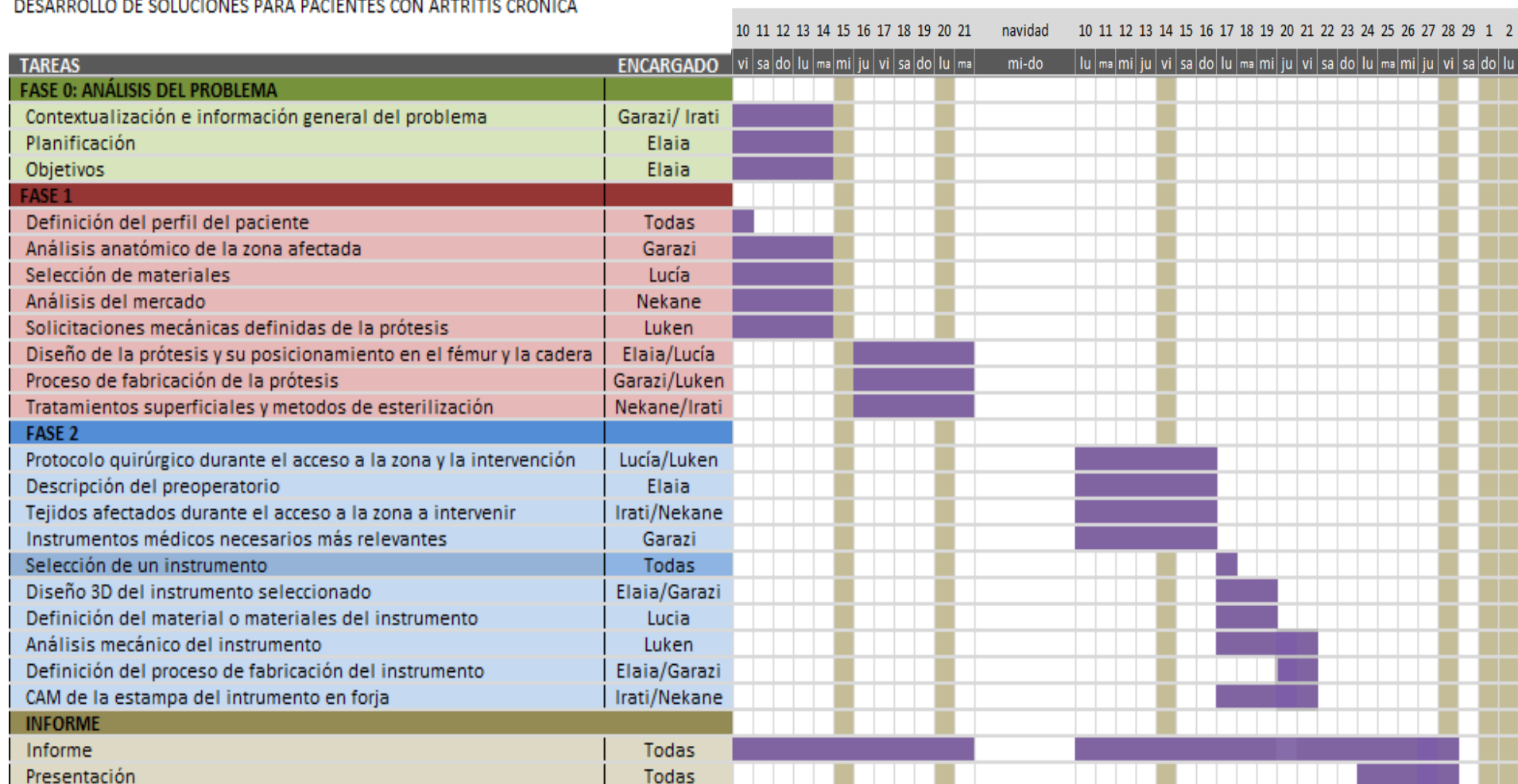
1-En la definición del problema, se estudiará con exactitud la zona afectada de un paciente específico. Para continuar, se definirá el tipo de prótesis que se utilizará en la intervención. En este paso se deberá tener en cuenta el material que se utilizará, el diseño y el proceso de fabricación. Y mediante un análisis del mercado y una buena caracterización se tendrá que definir cada una de ellas. Además, para poder comprender bien el funcionamiento de la prótesis se deberá comprender el funcionamiento biomecánico de la cadera y relacionarlo con la prótesis.

2-En la resolución del problema, el objetivo principal es describir la intervención en total, antes, mediante y después. Descripción del preoperativo, protocolo quirúrgico definiendo los instrumentos más relevantes y los tejidos que se ven afectados. Además, se escogerá un instrumento específico y se definirán sus materiales, diseño, y proceso de fabricación como se hace con la prótesis de cadera. El proceso de fabricación tendrá que ser de forja ya que el diseño de la estampa habrá que hacerlo con CAM.

3 PLANIFICACIÓN

Para poder trabajar de una manera eficaz se ha planificado el proyecto mediante un diagrama de Gantt (2. Figura). De modo que se vean de manera visual las tareas que se tienen que llevar a cabo y el tiempo que se le dedicará a cada una de ellas.

DESARROLLO DE SOLUCIONES PARA PACIENTES CON ARTRITIS CRONICA



2. Figura Diagrama de Gantt

4 ANATOMÍA DE LA CADERA

La articulación coxofemoral o articulación de la cadera es un tipo de articulación sinovial esferoide que conecta la cintura pélvica a la extremidad inferior. En esta articulación, la cabeza del fémur se articula con el acetábulo del hueso pélvico. Y sus principales funciones son, el de soportar el peso corporal y orientar el fémur en todas las direcciones posibles del movimiento. Está formada por estos huesos:

El fémur: es el hueso de la porción superior de la pierna y es el hueso más largo, más grande y pesado del cuerpo.

Cabeza femoral: es el extremo superior en forma de bola del fémur. La cabeza femoral encaja en la cavidad del hueso pélvico para formar la articulación de la cadera. La cabeza femoral y el zócalo están recubiertos por un tejido llamado cartílago articular, permitiendo así una rotación suave.

Cuello femoral: sostiene la cabeza femoral. Su longitud permite máxima apalancamiento y rotación.

Pelvis: dos huesos de cadera se unen para formar la parte inferior del cuerpo llamada pelvis. Lleva y transmite el peso de la parte superior a los miembros inferiores y cada hueso de la cadera se divide en tres partes: el ilion, el isquion y el pubis.

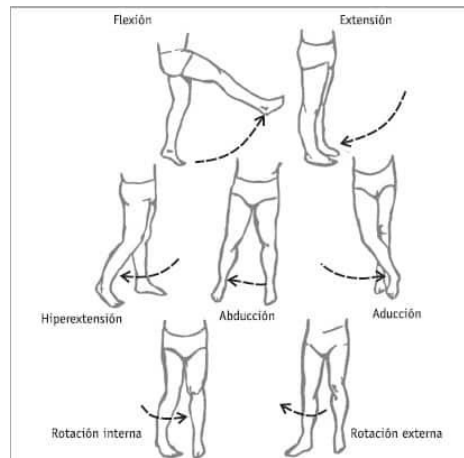
Acetábulo: es una cavidad de la pelvis que forma el zócalo que sostiene la cabeza femoral.[6]

MOVIMIENTOS

La cadera cuenta con amplios grados de amplitud articular, los movimientos que puede realizar la articulación de la cadera son (3. Figura):

- Flexión: se realiza en torno a un eje transversal y la rodilla se acerca hacia el pecho.
- Extensión: se produce en torno a un eje sagital y la parte posterior de la rodilla se acerca a la espalda.
- Abducción: se produce en torno a un plano sagital y el muslo se aleja de la línea media del cuerpo.

- Aducción: se realiza en torno a un plano sagital y el muslo se acerca a la línea media del cuerpo.
- Rotación externa: traslación rotatoria alrededor de un eje longitudinal separando de la línea media parte del fémur.
- Rotación interna: traslación rotatoria alrededor de un eje longitudinal acercando a la línea media parte del fémur.[7]



3. Figura Movimientos de la cadera [8]

MÚSCULOS

Flexores: los principales son el músculo iliopsoas (psoas mayor e ilíaco) y el músculo recto femoral.

Extensores: el principal es el glúteo mayor, asistido por los músculos isquiotibiales (bíceps femoral, semitendinoso, semimembranoso) y el aductor mayor.

Abductores: los músculos glúteos medio y glúteo menor. Los abductores de la cadera juegan un importante rol en la estabilización de la pelvis.

Aductores: los aductores largo, corto y mayor y el músculo grácil.

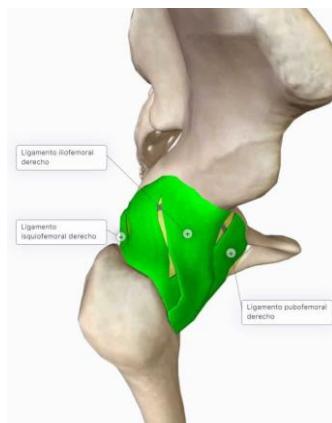
Las fibras anteriores del glúteo menor y medio son los principales músculos responsables de la rotación interna de la articulación coxofemoral.

La rotación externa está producida por el glúteo mayor junto con un grupo de seis pequeños músculos (rotadores laterales): piriforme, obturador interno, gemelos superior e inferior, cuadrado femoral y obturador externo.[9]

LIGAMENTOS

Los ligamentos de la articulación coxofemoral pueden ser divididos en dos grupos (4. Figura):

- Capsulares: son ligamentos intrínsecos de la cápsula articular. Existen tres ligamentos capsulares que desempeñan un rol clave en el mantenimiento de la integridad de la articulación durante la ejecución de los diferentes movimientos:
 - Ligamento iliofemoral
 - Ligamento pubofemoral
 - Ligamento isquiofemoral
- Intracapsulares: son encontrados dentro de la cápsula:
 - Ligamento transverso del acetábulo
 - Ligamento de la cabeza del fémur. [10]



4. Figura Ligamentos de la cadera [11]

4.1 OSTEOARTRITIS

4.1.1 Definición

La artrosis u osteoartritis de cadera es una enfermedad crónica, es decir, que dura toda la vida y degenerativa del cartílago que recubre la unión de los huesos de la pelvis y el fémur. Este tejido facilita los movimientos entre los huesos y evita que rocen entre ellos.

La osteoartritis se produce cuando el cartílago se deteriora progresivamente, y si el cartílago se desgasta por completo, el hueso se rozará con el hueso.

La descomposición del cartílago por la osteoartritis afecta a todos los componentes de la articulación; como puede observarse en los cambios producidos en el hueso y el deterioro de los tejidos conectivos que mantienen unida la articulación y que unen el músculo al hueso. Además, provoca la inflamación del revestimiento de la articulación.[12]

4.1.2 Síntomas

Al igual que la artrosis de otras localizaciones, el síntoma fundamental que produce la artrosis de cadera es el dolor. El dolor se localiza fundamentalmente en la región de la ingle.

A veces, la localización de este dolor se puede extender y el paciente también nota molestias por la cara anterior del muslo, que incluso llegan hasta la rodilla, y también puede notarse dolor en la nalga.

Los síntomas más habituales son:

- Dolor en la ingle o irradiado hacia la pierna.
- Rigidez matutina.
- Problemas al caminar.

Además, los pacientes con artrosis de cadera pueden ver limitadas sus actividades cotidianas.[13]

4.1.3 Causas y factores de riesgo

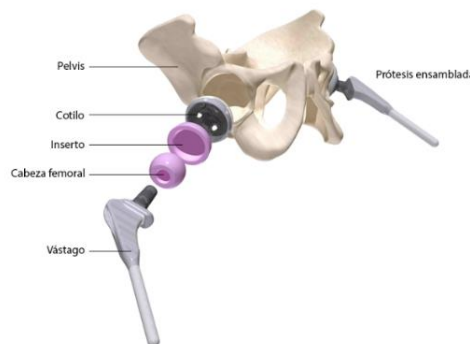
Los factores que pueden aumentar el riesgo de artrosis incluyen los siguientes:

- Edad avanzada.
- Obesidad: un peso mayor agrega estrés a las articulaciones que soportan peso, como las caderas y las rodillas. Además, el tejido graso produce proteínas que pueden causar inflamación en las articulaciones y alrededor de estas.
- Lesiones articulares.
- Tensión repetida en la articulación.
- La genética.
- Deformidades óseas.

- Ciertas enfermedades metabólicas: estas incluyen diabetes y una afección en la cual el cuerpo tiene demasiado hierro (hemocromatosis).[14]

5 PRÓTESIS

Se decidirá el tipo de prótesis de cadera a utilizar basándose en el tipo de patología que tenga el paciente (tanto fractura como desgaste articular), en su edad y en la calidad de sus huesos, principalmente. Además, también es importante tener en cuenta la existencia de cirugías previas y la experiencia del cirujano que vaya a efectuar la operación.



5. Figura Componentes de la prótesis [5]

La cadera se define como la articulación entre la parte superior del fémur y el acetábulo de la pelvis, y permite a los humanos caminar. La prótesis que la sustituya, por lo tanto, tiene que devolverle sus funciones, y para ello se utilizan diferentes componentes (5. Figura). Estas prótesis se clasifican en función de la forma de realizar la sustitución de los huesos afectados (6. Figura).



6. Figura Tipos de prótesis de cadera [5]

- Prótesis total de cadera: se compone por un vástago que une la prótesis con el fémur, una cabeza femoral unida al vástago, un inserto acetabular que articula con la cabeza femoral y un cotilo que recubre el inserto acetabular y fija la prótesis a la pelvis en el acetábulo. Las prótesis totales suelen utilizarse en los casos de artrosis o desgaste articular.
- Prótesis parcial de cadera: la cabeza femoral articula directamente contra la pelvis.
- Prótesis de revisión: reemplazar una prótesis ya existente y que presenta algún problema.
- Prótesis de resuperficialización (o resurfacing): está compuesto por un capuchón metálico que se coloca sobre la cabeza femoral, y articula contra un cotilo también metálico.

En lo que se refiere a la forma de anclar la prótesis al hueso, hay dos formas posibles:

- Fijación cementada: Alrededor de la prótesis se utiliza cemento óseo que, al fraguar, la sujeta al hueso. Sin embargo, tiene la desventaja de que con el paso del tiempo el cemento puede ir degenerando.
- Fijación no cementada: Las superficies de la prótesis son recubiertas por materiales porosos que imitan la textura del hueso. Este se va entremezclando con el recubrimiento, y se termina fijando la prótesis. Su mayor ventaja es que es una fijación más natural que la proporcionada por el cemento, pero tiene que ser utilizado en pacientes que tengan una calidad ósea relativamente buena.

Teniendo en cuenta las características del paciente con artrosis que se someterá a la operación, se ha decidido utilizar una prótesis total de cadera, con fijación no cementada.

Respecto a la articulación de la prótesis, hay varios materiales que pueden ser utilizados. La cabeza femoral y el inserto acetabular se fabrican en materiales con bajo coeficiente de fricción para facilitar la movilidad de la prótesis y evitarse el desgaste en medida de lo posible. Los materiales o pares articulares más utilizados en prótesis de cadera son los siguientes:

- Cabeza femoral metálica e inserto acetabular de polietileno (Par metal-polietileno).
- Cabeza femoral e inserto acetabular cerámicos (Par cerámica-cerámica).
- Cabeza femoral cerámica e inserto acetabular de polietileno (Par cerámica-polietileno).
- Cabeza femoral de metal e inserto de policarbonato uretano (Par metal-PCU).

5.1 ANÁLISIS DE MODOS DE FALLO

Principalmente son 4 las formas en las que una prótesis de cadera puede fallar: por infección de la prótesis, aflojamiento, fractura periprotésica o luxación.

5.1.1 Infección de prótesis de cadera

La infección de la prótesis de cadera consiste en la intrusión de un microorganismo (normalmente bacterias, aunque también pueden ser hongos) al implantar la prótesis articular. Cuando los microorganismos llegan a la superficie del implante, si no son eliminadas inmediatamente por el sistema inmune, comienzan a asentarse en el implante creando un ambiente protector llamado “biofilm”, que los protege tanto del sistema inmune como de la mayoría de los antibióticos. Cuando el “biofilm” madura, es necesario extraer el implante para poder eliminar la bacteria.

5.1.2 Aflojamiento de prótesis de cadera

Consiste en el fallo de la fijación de la prótesis al cuerpo, que puede ser por un fallo del cemento de fijación o por la falta de un crecimiento óseo adecuado alrededor del vástago en las prótesis no cementadas. Es la causa principal de revisión en las prótesis de cadera.

En la colocación durante la cirugía no se consigue una estabilidad primaria adecuada, por lo que se produce una pequeña movilidad alrededor de la prótesis que evita el crecimiento adecuado del tejido óseo. En su lugar se forma un tejido fibroso que con el tiempo condiciona la aparición de una movilización del implante.

En implantes cementados normalmente ocurre un aflojamiento del manto de cemento al hueso del paciente. Esto puede pasar por una mala calidad ósea o por la utilización

de una técnica de cementación inadecuada. Estas causas condicionan lo que se conoce como un aflojamiento aséptico.

Además, la presencia de una infección protésica produce un aflojamiento de los componentes, conocido como aflojamiento séptico.

5.1.3 Fractura periprotésica de cadera

Ocurre alrededor de uno de los componentes de una prótesis de cadera, normalmente del acetábulo o del vástago. Estas fracturas son consideradas de alta energía, lo que quiere decir que se necesita un traumatismo importante para que esta se produzca. Además de esto, hay varios factores que aumentan la probabilidad de sufrir esta fractura, como pueden ser la existencia de un componente aflojado.

5.1.4 Luxación de prótesis de cadera

Sucede cuando la cabeza femoral protésica se sale del acetábulo. Esto ocurre cuando la prótesis es sometida a un movimiento que hace que la cabeza femoral esté poco cubierta por el acetábulo. Normalmente estos movimientos suelen ser por la combinación de una flexión mayor a 90°, aducción y rotación interna en la luxación posterior, que es la más frecuente.

La causa más común de esta luxación es la posición inadecuada de los componentes de la prótesis, que puede ser por la cicatrización inadecuada de los tejidos alrededor de la prótesis.[15]

6 BIOMECÁNICA DE LA CADERA

Para poder determinar los parámetros mecánicos que definirán el material a elegir en cada componente, se ha procedido a realizar un análisis de las fuerzas que intervienen en la articulación coxofemoral.

Para el análisis mecánico de la prótesis se ha usado una base de datos con el fin de obtener las fuerzas ejercidas en diferentes movimientos sobre la cabeza femoral, y se ha seleccionado el movimiento aleatorio, cuando el paciente golpea un balón, y de él se han obtenido las fuerzas máximas;. A continuación, se han descargado los valores recogidos durante el movimiento y se han pasado a Matlab para poder analizar los datos y cambiar el ángulo de las fuerzas, ya que el ángulo de las fuerzas en la cadera

del paciente y el de las fuerzas que se quieren analizar no son las mismas (7. Figura). Una vez que se ha cambiado el ángulo se ha buscado el valor máximo de las fuerzas, para eso se ha utilizado un programa de Matlab el cual ha dado el valor deseado.

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F_{x1} \\ F_{y1} \\ F_{z1} \end{pmatrix} * T \quad (1)$$

$$T = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_x & \sin \alpha_x \\ 0 & -\sin \alpha_x & \cos \alpha_x \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} \cos \alpha_y & 0 & -\sin \alpha_y \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \alpha_y & 0 & \cos \alpha_y \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} \cos \alpha_z & -\sin \alpha_z & 0 \\ \sin \alpha_z & \cos \alpha_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2)$$

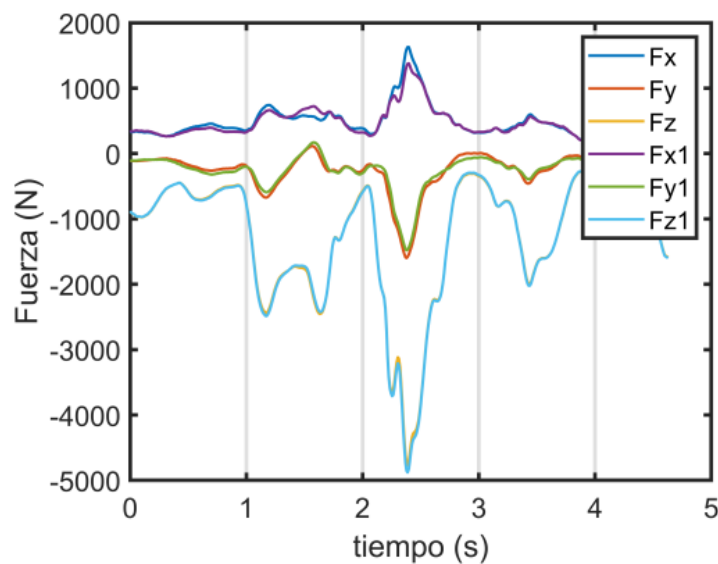
$$\alpha_x = 7.5$$

$$\alpha_y = -1.7^\circ$$

$$\alpha_z = -18.9^\circ$$

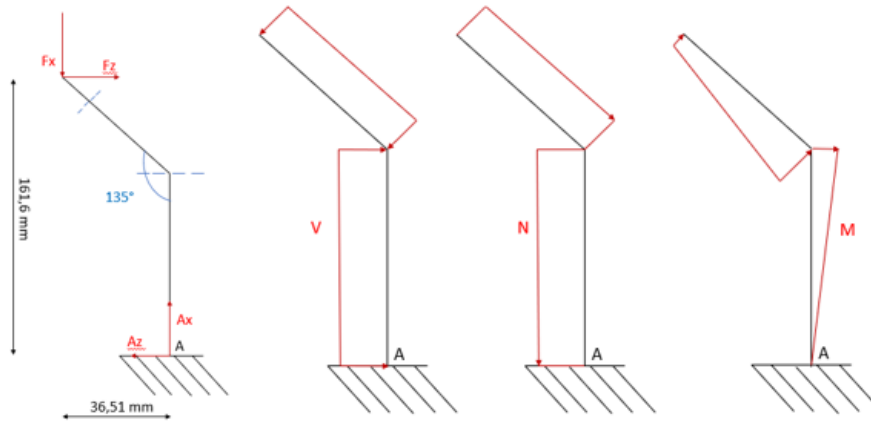
$$T = \begin{pmatrix} 0.9457 & -0.3238 & 0.0297 \\ 0.3175 & 0.9392 & 0.1305 \\ -0.0701 & -0.1140 & 0.9910 \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F_{x1} \\ F_{y1} \\ F_{z1} \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} 0.9457 & -0.3238 & 0.0297 \\ 0.3175 & 0.9392 & 0.1305 \\ -0.0701 & -0.1140 & 0.9910 \end{pmatrix}$$



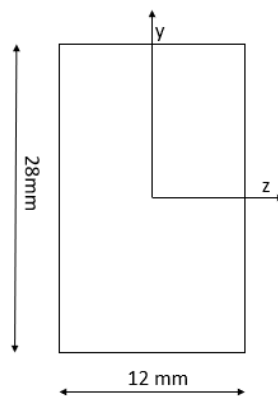
7. Figura Fuerzas al estar sobre un pie

Con los valores necesarios y el diseño de la prótesis se ha podido implementar un diagrama de sólido libre, para calcular las reacciones en la base (8. Figura), y las fuerzas normales, cortantes y los momentos en la prótesis.

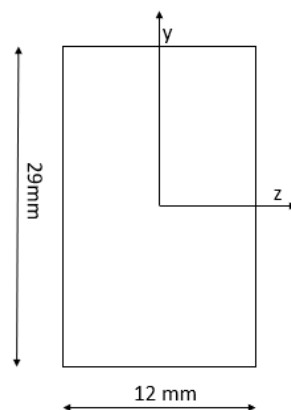


8. Figura Diagramas de esfuerzos y momentos

Para seguir, se han utilizado estos valores del ángulo de 45° y al final del cuello, para sacar las tensiones normales y cortantes en estos puntos. Conociendo el área de cada corte (9. Figura)(10. Figura) y las fórmulas de las tensiones se ha programado una función en Matlab que calculará estos valores en la “y” querida (1. Tabla).



9. Figura Corte en el ángulo 45°



10. Figura Corte al final del cuello

Con estos valores se han hecho los diagramas de tensiones normales y cortantes para cada corte (11. Figura) (12. Figura).

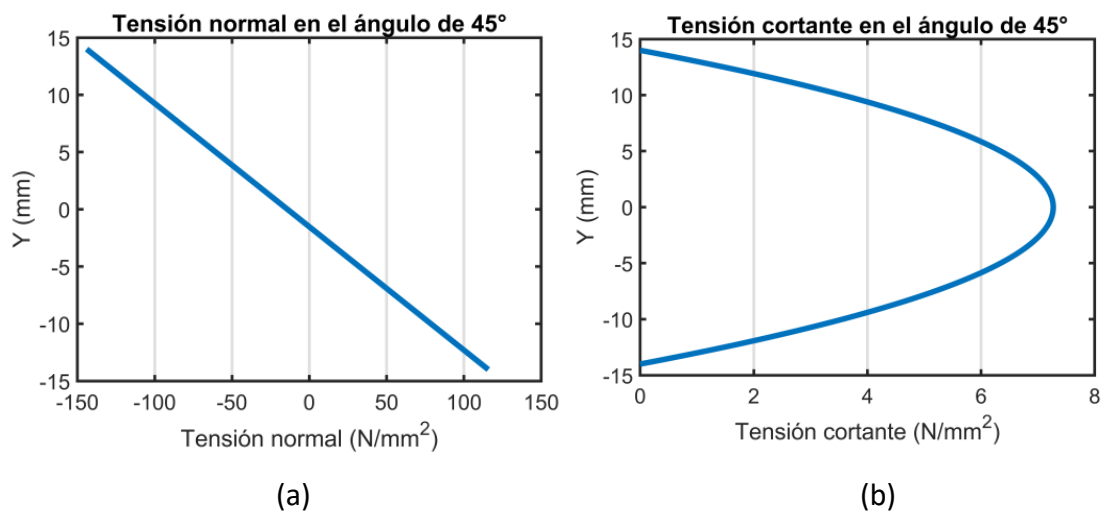
1. Tabla Características de cada corte

	Corte en el ángulo 45º	Corte al final del cuello
Area (mm²) $A = b \cdot h$ (3)	$A = 336 \text{ mm}^2$	$A = 348 \text{ mm}^2$
I_z (mm⁴) $I_z = \frac{1}{12} \cdot b \cdot h^3$ (4)	$I_z = 21952 \text{ mm}^4$	$I_z = 24389 \text{ mm}^4$
M_z (mm³) $m_z = \frac{b}{2} \cdot \left(\frac{h^2}{4} - y^2 \right)$ (5)	$m_z = \frac{12}{2} \cdot \left(\frac{28^2}{4} - y^2 \right) \text{ mm}^3$	$m_z = \frac{12}{2} \cdot \left(\frac{29^2}{4} - y^2 \right) \text{ mm}^3$
N(esfuerzo axil) (N)	$N = -4763 \text{ N}$	$N = 9039 \text{ N}$
V(esfuerzo cortante) (N)	$V = 1628 \text{ N}$	$V = -4433 \text{ N}$
M(momento flector) (N·mm)	$M = 20370 \text{ N} \cdot \text{mm}$	$M = 16769 \text{ N} \cdot \text{mm}$

Corte en el ángulo de 45º

$$\sigma_x = -\frac{M}{I_z} \cdot y + \frac{N}{A} \quad (6)$$

$$\tau = \frac{V \cdot m_z}{12 \cdot I_z} \quad (7)$$

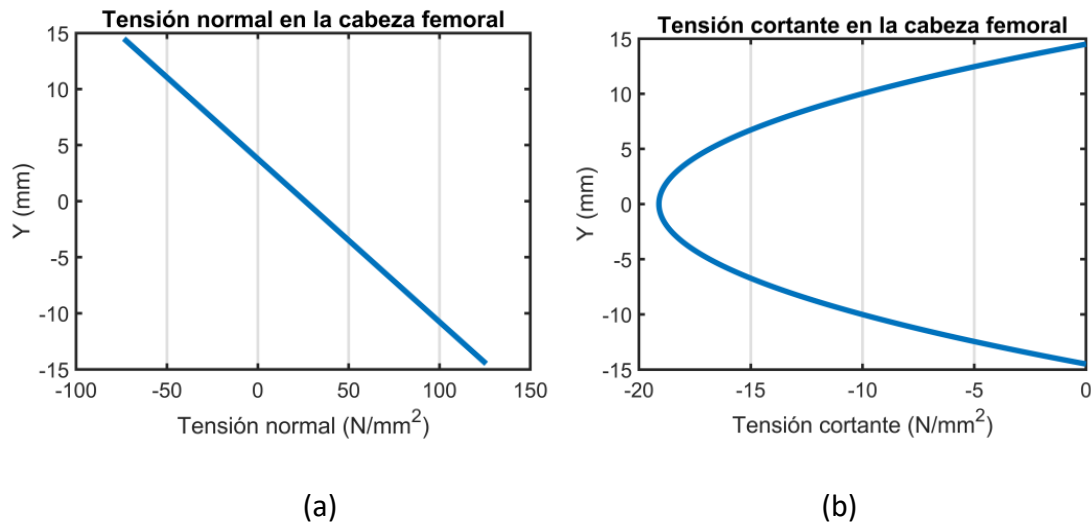


11. Figura Gráficas de tensiones en el ángulo 45º

Corte al final del cuello

$$\sigma_x = -\frac{M}{I_z} \cdot y + \frac{N}{A} \quad (6)$$

$$\tau = \frac{V \cdot m_z}{12 \cdot I_z} \quad (7)$$



12. Figura Gráfica de tensiones al final del cuello

Y se encontrar los maximos para cada tipo de tension (2. Tabla):

2. Tabla Tensiones máximas

Tensión	Máximos (MPa)
σ_x	144
τ	19

Después del análisis mecánico de la prótesis se puede concluir que el material de este necesitara un límite elástico mayor a 144 MPa.

7 CUADERNO DE ESPECIFICACIONES

7.1 ANÁLISIS DEL MERCADO

El tipo de cirugía que más ha avanzado a lo largo de la historia ha sido la de cadera, aparte de por las prótesis, por los avances en la medicina que permiten la facilitación de la inserción de la prótesis de cadera.

Este tipo de intervenciones comenzaron con la introducción de productos inorgánicos como láminas de oro para reparar superficies de cadera deterioradas. Se utilizaban diferentes materiales como tejidos blandos, tejido muscular y grasa entre otros. Estas prótesis fracasaron a causa del dolor residual y la rigidez articular.

Más adelante, se quisieron restaurar superficies articulares dañadas colocando una cúpula de cristal. Este no dio buenos resultados ya que el cristal se rompía, es por ello por lo que se probó con otros materiales con mayor resistencia y elasticidad como la celulosa, la cual se abandonó por crear reacciones extrañas.

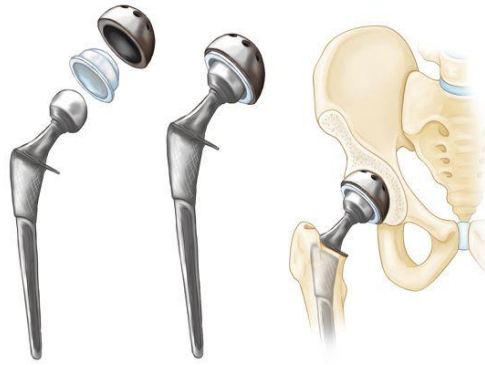
En 1952 se diseñó una nueva prótesis de cabeza femoral con un vástago corto introducido dentro del cuello femoral. Esta cabeza femoral acrílica de metilmetacrilatotermodurado, producía destrucción ósea, por lo que fue descartada.

Las primeras prótesis totales de cadera estaban hechas de acero y más tarde se empezaron a utilizar otros materiales como aleaciones de cromo-cobalto, pero todas estas prótesis utilizaban el par metal-metal como par de fricción. En general no dieron resultados satisfactorios, ya que causaban dolor y aflojamiento temprano.

Fue entonces cuando se empezaron a utilizar otros materiales como el cemento durado al frío (polimetilmetacrilato o PMMA) para la fricción del hueso. También fueron introducidos los materiales plásticos como el polietileno en el lado acetabular para mejorar la misma. Al ver que esta combinación de materiales daba mejores resultados, al producir alivio del dolor y mejoría de la función articular las prótesis construidas totalmente de metal fueron descartadas.

Después, teniendo en cuenta el desgaste y la reacción tisular excesiva, se sustituyó el politetrafluoretilo por polietileno de alta densidad (HDPE) y más adelante por polietileno de peso molecular ultra elevado (PMUE).

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos, la utilización del par metal-polietileno es el estándar de la operación total de cadera hoy en día (13. Figura), aunque se continúa investigando para mejorar resultados.



13. Figura Par metal-polietileno [16]

El vástago ha pasado a ser de titanio ya que son más resistentes y biocompatibles. La cabeza femoral está comúnmente compuesta de cromo-cobalto o de compuestos cerámicos y se ha modificado su tamaño. El cotilo, que está compuesto de polietileno ha aumentado su peso molecular y está reforzada por una cúpula metálica para mejorar la distribución de cargas.

La fijación de la prótesis al tejido óseo se realiza mediante bloqueo mecánico, recubrimiento poroso del vástago y recubrimiento de los diferentes componentes con hidroxiapatita.

Como solución al problema del desgaste se han utilizado materiales como las cerámicas para mejorar la fricción.

Los avances conseguidos estos últimos años han llevado al aumento de la vida media de las prótesis totales de cadera, situada hoy en día entre los 15 y 20 años. [17]

A pesar de los problemas mencionados, los resultados siguen siendo favorables y la satisfacción de los pacientes es en general alta. Además, hoy en día se presenta mayor variedad de tipos de prótesis.

También ha habido grandes avances en la propia cirugía, ya que los nuevos abordajes, permiten intervenciones menos invasivas y cirugías avanzadas como las asistidas por navegación, la cirugía robótica y tecnología de impresión 3D.[18]

7.2 SELECCIÓN DE MATERIALES

La elección de materiales es una parte fundamental del proceso de creación de un producto, pues de ella dependerá el éxito de este. El material seleccionado tiene

influencia sobre el costo del procedimiento, la funcionalidad del producto y la duración de este. Es por eso por lo que, a la hora de diseñarlo, resulta indispensable que el material a utilizar esté totalmente definido.

Cada material posee unas propiedades y características que lo diferencian del resto, y en función de estas es posible clasificarlos en 4 principales familias: Metales, polímeros, cerámicos y composites.

7.2.1 Metodología de la elección

Teniendo en cuenta la cantidad de materiales que existen y se utilizan en ingeniería, para asegurar la correcta elección del material a emplear, es recomendable utilizar una metodología que asegure el éxito.

Esta metodología se divide en los siguientes pasos:

1. Definir los requerimientos del diseño: especificar la función que va a ejercer, para para conocer los requisitos y limitaciones.
2. Descartar los que no cumplen con lo requerido
3. Realizar una lista con los materiales restantes: los primeros puestos de la lista los ocuparán los materiales más cercanos a los objetivos definidos.
4. Optimización de las propiedades: los materiales que se encuentren en los primeros puestos de esta lista serán analizados para poder entender mejor sus propiedades y ver de qué forma estas pueden acercarse más a los objetivos establecidos, ya sea maximizando o minimizando estas propiedades (aleaciones, tratamientos térmicos, recubrimientos...).
5. Elección final: para seleccionar el material que compondrá el diseño, se tendrán en cuenta el coste del material y de todos los procesos realizados para obtenerlo, y si el gasto resultará o no rentable.

Además de seguir estos pasos, también resulta interesante consultar el apartado del “análisis del mercado” del producto a fabricar para de esa forma tener alguna referencia.[19]

7.2.2 Elección de materiales para prótesis de cadera

Una vez habiendo definido que proceso se ha de seguir para la correcta selección del material, es el momento de aplicarlos a un diseño en específico, en este caso se trata del diseño de una prótesis de cadera.

7.2.2.1 Definir los requerimientos del proceso

En primer lugar, es de vital importancia comprender la función que debe cumplir la prótesis, por lo tanto, sabiendo que se trata de la sustitución de una estructura anatómica, la articulación coxofemoral, la prótesis deberá cumplir las mismas funciones que cumple esa articulación, principalmente: soportar la cargas y permitir el movimiento de las extremidades inferiores.

No obstante, la prótesis posee más de un componente y aunque en conjunto realice las funciones mencionadas, cada componente debe cumplir una función específica, y eso conlleva que cada uno esté hecho de un material diferente. En la tabla (3. Tabla) se resumen las funciones de cada componente, y requisitos y limitaciones del material que los compondrá[17]

3. Tabla Características de cada componente

COMPONENTE	FUNCIONES	REQUISITOS	LÍMITES
Vástago	<ul style="list-style-type: none"> • Soportar cargas de compresión, flexión y cíclicas.[17] • Traspasar esfuerzos al hueso[18] • Osteointegrarse 	PRINCIPAL REQUISITO: <ul style="list-style-type: none"> • Resistencia a la compresión, flexión y fatiga [17] REQUISITOS SECUNDARIOS: <ul style="list-style-type: none"> • Resistencia a la corrosión • Módulo de Young similar al hueso cortical [18] • Compatible con revestimientos para osteointegración 	<ul style="list-style-type: none"> • Materiales frágiles [17] • Límite elástico mayor a 144 MPa [19]
Cabeza femoral	<ul style="list-style-type: none"> • Moverse junto con el inserto que va pegado a la copa acetabular 	PRINCIPAL REQUISITO: <ul style="list-style-type: none"> • Resistencia al desgaste [17] REQUISITOS SECUNDARIOS: <ul style="list-style-type: none"> • Capacidad de transmitir cargas al vástago [17] 	<ul style="list-style-type: none"> • Materiales que produzcan un desgaste mayor a 0'2mm en contacto con otros materiales[20].
Inserto	<ul style="list-style-type: none"> • Generar movimiento junto con la cabeza femoral con el menor desgaste posible. 	PRINCIPAL REQUISITO: <ul style="list-style-type: none"> • Resistencia al desgaste REQUISITOS SECUNDARIOS: <ul style="list-style-type: none"> • Capacidad de transmitir 	<ul style="list-style-type: none"> • Materiales que produzcan un desgaste mayor a 0'2mm en

		cargas a la cabeza femoral	contacto con otros materiales [20]
		<ul style="list-style-type: none"> Buena inserción con la copa acetabular 	
Copa acetabular	<ul style="list-style-type: none"> Osteointegrarse Soportar cargas (compresión) Transmitir fuerzas (tensión, compresión, cizallamiento) 	PRINCIPAL REQUISITO:	<ul style="list-style-type: none"> Límite elástico mayor a 144MPa [20] Materiales frágiles
		<ul style="list-style-type: none"> Resistencia a la compresión REQUISITOS SECUNDARIOS: <ul style="list-style-type: none"> Tamaño exacto al hueco disponible Módulo de Young similar al hueso Buena unión con el hueso 	

Además de los requisitos específicos de cada componente, los materiales deben cumplir otros dos requisitos generales que son indispensables para la eficacia de la prótesis:

- Biocompatibilidad, una vez dentro del cuerpo la prótesis no debe provocar ninguna reacción adversa.
- Ser esterilizable, debe ser capaz de ser esterilizado por cualquiera de los procesos de esterilización disponibles sin perder o empeorar sus propiedades.[21]

7.3 ELECCIÓN FINAL DEL MATERIAL

Tras haber definido cuales son los requisitos y limitaciones que debe cumplir cada componente, es hora de descartar los que no son compatibles con la función que han de cumplir.

Para ello, en primer lugar, se descartarán todos aquellos materiales que no sean bioinertes, es decir, que no reaccionen una vez dentro del organismo. Este es un factor muy limitante, por lo que tras este primer filtrado se reducirá notablemente la cantidad de materiales disponibles.

En las siguientes tablas se descartan los materiales inservibles partiendo de los materiales bioinertes.

VÁSTAGO

4. Tabla Condiciones del vástago

BIOINERTES	RESISTENCIA A LA FLEXIÓN, TORSIÓN Y FATIGA [19]	LÍMITE ELÁSTICO MAYOR A 144 MPa	RESISTENCIA A LA CORROSIÓN
<ul style="list-style-type: none"> • Titanio y sus aleaciones • Acero inoxidable • Aleación Cr-Co • Aleación Ni-Ti 	<ul style="list-style-type: none"> • Titanio y sus aleaciones • Acero inoxidable • Aleación Cr-Co 	<ul style="list-style-type: none"> • Titanio y sus aleaciones • Acero inoxidable • Aleación Cr-Co 	<ul style="list-style-type: none"> • Titanio y sus aleaciones • Aleación Cr-Co[22]
<ul style="list-style-type: none"> • Polietileno • Polipropileno • PMMA • Silicona • Poliuretano • Poliamida 		[23]	<ul style="list-style-type: none"> • Polietileno • Polipropileno • PMMA • Silicona • Poliuretano • Poliamida
<ul style="list-style-type: none"> • Alumina • Zirconia 		<ul style="list-style-type: none"> • Alumina[24] 	<ul style="list-style-type: none"> • Alumina • Zirconia[22]

Como puede observarse en la tabla (4. Tabla), los únicos materiales que cumplen todos los requisitos son Ti y sus aleaciones y la aleación Co-Cr; finalmente, se ha escogido una aleación de Ti, concretamente Ti6Al4V.

Los motivos de esta elección son los siguientes: Gracias a la presencia del titanio, esta aleación presenta una gran biocompatibilidad [22], un módulo elástico relativamente bajo (110GPa), lo que influirá positivamente en la transmisión de cargas al hueso, además es compatible con revestimientos que facilitan la adhesión del vástago al hueso.

COTILO

5. Tabla Condiciones del cotilo

BIOINERTES	RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN [19]	LÍMITE ELÁSTICO MAYOR A 144 MPa	BUENA UNIÓN CON EL HUESO (compatibilidad con revestimientos)
<ul style="list-style-type: none"> • Titanio y sus aleaciones • Acero inoxidable • Aleación Cr- 	<ul style="list-style-type: none"> • Titanio y sus aleaciones • Acero inoxidable • Aleación Cr-Co 	<ul style="list-style-type: none"> • Titanio y sus aleaciones • Acero inoxidable • Aleación Cr-Co 	<ul style="list-style-type: none"> • Titanio y sus aleaciones[17]

Co			
• Aleación Ni-Ti			
• Polietileno		[23]	
• Polipropileno			
• PMMA			
• Silicona			
• Poliuretano			
• Poliamida			
• Alumina		• Alumina [24]	
• Zirconia			

En la tabla (5. Tabla) puede observarse que la mejor opción para conformar el cotilo vuelve a ser una aleación de titanio, y en este caso se utilizará la misma, Ti6Al4V. Esta aleación proporcionará una buena unión con el hueso y será capaz de soportar las cargas de compresión.

CABEZA FEMORAL/INSERTO

Para la elección de la cabeza femoral y el inserto resulta más conveniente realizar la elección teniendo en cuenta el par en conjunto y no cada componente por separado, ya que de su interacción dependerá parte del éxito de la prótesis.

Teniendo en cuenta los requisitos y limitaciones definidos en la tabla de arriba (3. Tabla) se pueden realizar distintas parejas con diferentes materiales, cada una con sus respectivas ventajas e inconvenientes, los cuales quedan reflejados en la siguiente tabla (6. Tabla):

6. Tabla Par cabeza femoral e inserto

PAR	VENTAJAS	INCONVENIENTES
Ti6Al4V	<ul style="list-style-type: none"> No se requiere de un inserto 	<ul style="list-style-type: none"> Posible toxicidad
Ti6Al4V-UHMWPE	<ul style="list-style-type: none"> Mayor experiencia 	<ul style="list-style-type: none"> Desgaste mayor Aflojamiento de la articulación Cabeza femoral más pequeña, riesgo de luxación
Alúmina UHMWPE	<ul style="list-style-type: none"> Desgaste casi nulo Alta biocompatibilidad 	<ul style="list-style-type: none"> Desgaste ligeramente mayor que con el par alúmina-alúmina
Alúmina-Alúmina	<ul style="list-style-type: none"> Desgaste casi nulo Cabeza femoral de mayor tamaño 	<ul style="list-style-type: none"> Mayor coste Mayor riesgo de rotura

Teniendo en cuenta lo observado en la tabla anterior (6. Tabla), el par elegido será el de la cabeza femoral de alúmina (Al_2O_3) y el inserto de UHMWPE, ya que un desgaste pequeño y una buena biocompatibilidad son dos de los principales requisitos que quieren obtenerse con el diseño de esta prótesis, además de asegurar su duración y evitar los posibles modos de fallo.

7.3.1 Conclusión

Finalmente, la prótesis se compondrá de los siguientes materiales (7. Tabla):

7. Tabla Conclusión final de los materiales

VÁSTAGO	Ti6Al4V	 14. Figura Vástago de Ti6Al4V [25]
CABEZA FEMORAL	Alúmina (Al_2O_3)	 15. Figura Cabeza femoral de alúmina [26]
INSERTO	Polietileno UHMWPE	 16. Figura Inserto de polietileno [27]

COTILO	Ti6Al4V	 17. Figura Cotilo de Ti6Al4V [28]
--------	---------	---

8 DISEÑO DE LA PRÓTESIS

La prótesis está compuesta por cuatro componentes: el vástago, cabeza femoral, inserto acetabular y cotilo (18. Figura).

El vástago tiene una parte alargada que se insertará en el fémur, y una cabeza con forma de cono truncado en la que se colocará la cabeza femoral. La parte que se insertará en el fémur tendrá una sección rectangular con las aristas redondeadas con un radio de 3mm. El diámetro de la cabeza será de 12mm al final de esta y 14 en la base. Entre ambas partes habrá un cilindro de 8,5mm de longitud y 12mm de diámetro, que se utiliza para ajustar el componente a la fisiología del paciente.

La cabeza femoral son tres cuartos de una esfera de diámetro de 28mm con un agujero interno con forma de cono truncado, que tiene las mismas medidas que la cabeza del vástago. Se inserta en el vástago y está en contacto con el inserto acetabular, permitiendo el movimiento de la cadera.

El inserto acetabular está compuesto por una media esfera con 6º de faldón para evitar la dislocación de la cabeza femoral. Tiene un diámetro de 33mm, con un agujero con la misma forma de 28mm de diámetro. Esta se inserta y se bloquea en el cotilo mediante una fuerza de entre 170 y 200kg, para que una vez introducida no se salga.

El cotilo también está compuesto por una media esfera con 6º de faldón, que evita la dislocación del inserto acetabular. Su diámetro exterior es de 45mm, y el interior de 33mm. El cotilo se inserta en el acetábulo mediante presión, esa fuerza es necesaria para evitar el movimiento relativo entre el cotilo y el hueso, lo que hace innecesario el empleo de tornillos.

Para poder ver los planos de este diseño acude al (ANEXOS 1).



18. Figura Diseño de la prótesis

9 PROCESO DE FABRICACIÓN

9.1 PROCESO DE FABRICACIÓN DEL VÁSTAGO

El vástago se somete a un proceso de fabricación llamado forja en estampa en caliente, que para ello se necesita un molde denominado estampa. Para el diseño de este molde son necesarios ciertos criterios a seguir:

9.1.1 Criterios de estampa

Sentido de la estampación

En primer lugar, se debe elegir el sentido de la estampación de la pieza, que facilita el proceso de fabricación. La forja en estampa normalmente suele tener una configuración o movimiento vertical, por ello el sentido de la estampación será paralelo al movimiento de la prensa. [29]

Superficie de partición

Se recomienda que siempre que sea posible se usen superficies de partición planas, por lo que en este caso se usará una superficie horizontal. La partición se hará en la zona de la pieza con mayor sección o área en el plano horizontal, en este caso justamente en la mitad.[29]

Sobre espesores

El sobre espesor se elige a partir del peso y la longitud de la pieza. Teniendo en cuenta el peso, 160g, y que la longitud, anchura y diámetro son menores que 30mm, el

espesor será de 1mm. Se aplicará en todo el volumen de la pieza que se mecanice posteriormente, en este caso el cuello de la prótesis.[29]

Ángulos de salida

Para facilitar el proceso de llenado de la estampa y para que posteriormente la pieza se pueda sacar, se tienen que definir los ángulos de salida. Ya que esta pieza se fabrica en una prensa y solo tiene salidas exteriores, estas deberán ser de 3º en los planos perpendiculares al plano de partición.[29]

Redondeos

Para poder realizar la estampa de la pieza, todos los redondeos de la pieza deberán tener un radio mayor a 0.75mm, que es el valor conseguido mediante el diámetro más largo de la pieza (29.91mm).[29]

$$R = D \cdot 0.025 \quad (8)$$

Dilatación térmica

La cavidad de la estampa necesitará un volumen mayor que la pieza. Dado que el material se calienta a 815 °C, y que el coeficiente de expansión térmica del titanio elegido es de $9,1 \cdot 10^{-6}$, el volumen del material aumenta un 0.723%. [29]

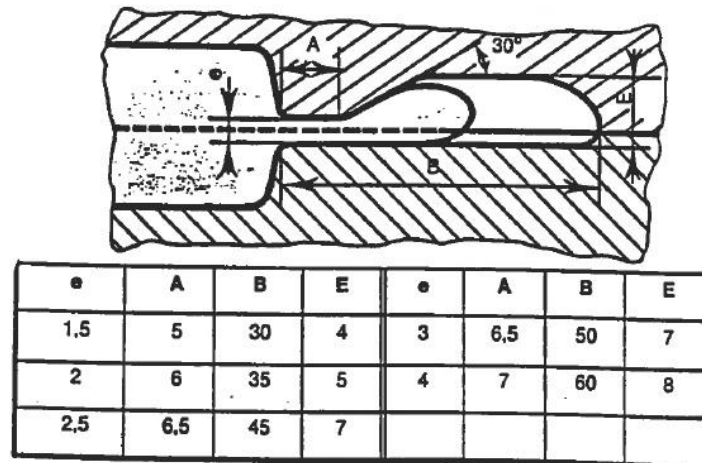
$$\Delta L = l_0 \cdot \alpha \cdot \Delta T \quad (9)$$

Rebaba

Para saber los valores y las medidas de la rebaba se utiliza la tabla (19. Figura). Primero, para saber el valor de “e” (espesor del cordón de rebaba) se usa esta fórmula:

$$e = 1.15 + 0.9 \cdot \sqrt{m} - 0.02m \quad (10)$$

La pieza que se quiere fabricar pesa 0.16 kg, lo que da como resultado un espesor “e” de 1.5mm. Con esto, se sabe que la anchura del cordón de rebaba “A” es de 5mm, el espesor de la rebaba “E” es de 4mm y la largura de la rebaba completa “B” es de 30mm.



19. Figura Tabla de la rebaba [29]

Otras características a considerar en la forja en estampa son el cálculo del espesor de las almas y la ausencia de aristas vivas. Teniendo en cuenta que esta pieza no contiene ninguna de ellas, no se calculan.[30]

MECANIZADO DE LA ESTAMPA

Para el mecanizado del molde del vástago femoral se ha utilizado la aplicación NX, en la cual mediante diferentes herramientas y procesos se han mecanizado las estampas. La elección de las herramientas se ha hecho en el (ANEXO 2).

El material de las estampas de forja tiene como requisitos la dureza, tenacidad y resistencia al desgaste y calor. Este es el motivo por el que mayormente se utilizan aceros al Níquel-Cromo-Molibdeno[31]. Estos metales tienen una estructura austenítica[32], por lo que para la estampa se ha seleccionado el acero inoxidable en estado austenítico.

El mecanizado consta de 4 procesos, cada uno realizado con una herramienta seleccionada mediante los catálogos Sandvik [33]. A pesar de que el molde está compuesto por dos estampas, como la geometría de ambas es parecida, se ha decidido utilizar los mismos procesos y herramientas, exceptuando el diámetro de la última herramienta.

Se comienza a mecanizar un bloque de 350x250x52mm. En el primer proceso se fresan 2 mm de la superficie superior con una fresa de acabado de 63 mm de diámetro. Se ha mecanizado siguiendo la periferia de la pieza, desde el exterior hacia el interior. La

profundidad de pasada es de la medida del diámetro, mientras que el ancho de pasada es de un 75% del anterior. Al ser una operación de acabado, no hay una capa sobrante de material.

En el segundo proceso se fresa la cavidad. No es un proceso de acabado, sino de refrentado, por lo que queda una capa de 0.5 mm para realizar posteriormente el acabado con diferentes operaciones. Para ello también se utiliza una fresa de acabado, pero esta de un diámetro de 10 mm y un radio inferior de 2 mm. La cavidad es fresada siguiendo la silueta del vástago. Esta vez la profundidad de pasada es de 0.5 por su diámetro, y el ancho de pasada un 75% de su diámetro.

A continuación, se realiza el proceso de fresado de área. Se hace mediante una fresa de punta de bola con un diámetro de 10 mm que sirve para darle un acabado a la operación anterior. Para el fresado de área se utiliza el método “Steep and Non-Steep”, que combina dos estrategias de mecanizado para acabar superficies con ángulos de inclinación de 0 a 90°.

La primera estrategia se denomina “Steep cutting”. Los puntos de la superficie que tienen una inclinación sobre un ángulo establecido hasta 90°, son mecanizados colocando la herramienta a un valor de Z y moviéndola en los ejes X e Y. Por lo tanto, se utiliza un patrón con cambios de dirección marcados en el nivel del eje Z. La profundidad de pasada es de 0.346 mm, ya que Ra es de 1.6 micras y Rt de 6 micras.

En la segunda estrategia, “Non-Steep cutting”, los puntos de la superficie que tienen una inclinación por debajo de un ángulo establecido hasta 0° son mecanizados proyectando una trayectoria dibujada en el plano XY sobre la superficie. Se mecaniza mediante un patrón que sigue la periferia de la pieza, desde el interior hacia el exterior. El ancho de pasada es igual a la profundidad de pasada, es decir, de 0.346mm.

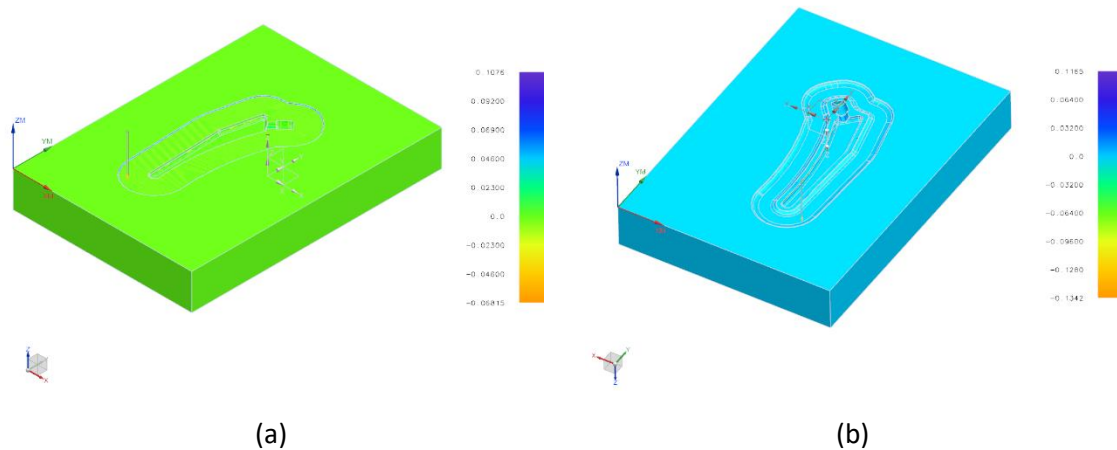
Para terminar, como la herramienta del proceso anterior no es capaz de mecanizar los bordes debido a su tamaño, se ha de realizar otro proceso con la misma herramienta, pero de un radio más pequeño que el anterior. El diámetro es de 3 mm en el caso de la primera estampa (20. Figura Estampa mecanizada)) y de 1 mm en el caso de la segunda (20. Figura Estampa mecanizadab)), ya que su geometría es más compleja. Se

ha seguido la trayectoria de la herramienta del proceso anterior en las zonas en las que la cavidad ha de estar redondeada. El ancho de pasada es de 0.2mm.

8. Tabla Oja de procesos del mecanizado de la estampa

Número de operación	Operación								Herramienta		
	Tipo	Zona	Estrategia	ap	ae	Stock	Corte	Ángulo	Tipo	Ø	Rasteo inferior
1.	Fresado de superficie	Cara plana superior	"Follow periphery" (hacia el interior)	Ø	75% Ø	0	"Climb"	-	Fresa de acabado	63	-
2.	Fresado de cavidades	Toda la cavidad	"Follow part"	0.5 Ø	75% Ø	0.5	"Climb"	-	Fresa de acabado	10	2
3.	Fresado de área ("Steep & Non-Steep")	Toda la cavidad	"Zlevel Zig" - "Follow periphery" (hacia el exterior)	0.346	0.346	0	"Climb"	45º	Fresa de punta de bola	10	5
4.	Herramienta de referencia de corte de flujo	Redondeos de la cavidad	"Follow periphery" (hacia el exterior) - "Zig"	-	0.2	0	"Climb"	45º	Fresa de punta de bola	3*	1.5
										1*	0.5

* Para mecanizar la primera estampa, el último paso realizado se ha hecho con una herramienta de diámetro 3, mientras que para la segunda estampa ésta ha sido de 1 mm.



20. Figura Estampa mecanizada

9.1.2 Forja en estampa

El proceso de elaboración de la parte metálica de la prótesis, el vástago, se realiza con una técnica de conformado por deformación llamado forja; primero se hace un golpe en estampa libre y después otro en forja en estampa.

Este último método se utiliza para fabricar geometrías complejas, piezas de pequeño o mediano tamaño y para producciones en serie. Se realiza a distintas temperaturas, que varían según las características que se quieren lograr.

El proceso consiste en darle utilidad a un metal, moldeándolo, perfeccionándolo, mejorando sus propiedades mecánicas y solidez metalúrgica, a través de una deformación plástica controlada por medio de impacto o presión.[34]

9.1.3 Proceso

Para empezar, se selecciona el material (Ti6Al4V) con una forma y dimensiones que se adapten al diseño de la estampa, en este caso se coje un material de forma cilíndrica (250g aprox). Después, se calienta el material a 815°C y se modifica la sección para que se acumule el material en la zona de la cabeza. Cuando la pieza se calienta lo suficiente, se sujeta mediante unas tenazas y se coloca en la forja. El primer golpe se da en estampa libre, para conseguir una curvatura que se adapte mejor al diseño de la estampa (21. Figura). El segundo golpe es en una estampa de acero inoxidable en estado austenítico, donde se consigue la forma final de la pieza con una rebaba (22.

Figura). Finalmente, se realiza un troquelado para cortar la rebaba y se obtiene el vástago con su forma específica. [34]



21. Figura Forja libre [35]



22. Figura Forja en estampa [35]

9.1.4 Mecanizado

A continuación, se tiene que mecanizar la prótesis en un centro de mecanizado para conseguir un acabado superficial bueno en la zona que se insertar en la cabeza femoral. Para ello se utiliza un proceso llamado torneado, con el que se consigue una tolerancia superficial de 0.8. Asimismo, habrá que pulir la pieza completa mediante una cinta de lija para cotas y papel abrasivo para la calidad superficial.

El vástago se amarra al torno mediante un plato de dos garras, ya que la geometría de la pieza es poligonal (23. Figura). El vástago se coloca en una posición en la que el cuello de vástago quede centrado en el eje de giro del torno.



23. Figura Amarre de dos garras [36]

El cuello del vástago tiene una geometría cónica, por lo que el torneado también es cónico. Se utiliza un torno CNC con interpolación de 2 ejes. La zona del vástago a mecanizar tiene forma de cono truncado, con dimensiones iniciales de 14 mm de diámetro en la punta y 16 mm al final, y una largura de 16 mm. Para conseguir el mecanizado del vástago se siguen unos pasos en el torno (9. Tabla) y para la elección de las herramientas consulte (ANEXO 2). Para calcular la velocidad de giro:

$$N = \frac{v_c \cdot 1000}{\pi \cdot \phi} \quad (11)$$

9. Tabla Valores del mecanizado del vástago

DESCRIPCIÓN DE LA FASE	UTILLAJE HERRAMIENTA	Vc[33] (m/min)	N (rev/min)	fn[33] (mm/rev)	Ap (mm)
Refrentado en desbaste Ø14x15.5	Plaquita rómbica de (80º) GC 1115	75	1700	0.5	0.5
Refrentado en acabado Ø14x15	Plaquita rómbica de (80º) GC 1115	75	1700	0.1	0.5
Torneado cónico (4º) en desbaste	Plaquita rómbica de (80º) GC 1115	45	955	0.5	0.5
Torneado cónico (4º) en acabado	Plaquita rómbica de (80º) GC 1115	75	1700	0.1	0.5
Perfilado redondeo 1 mm	GC 1125	65	1590	0.2	0.5

Al acabar el torneado del cuello del vástago, hay que pulir toda la pieza para que la línea de la rebaba antes recortada no se aprecie. Para conseguir una buena calidad superficial se utiliza una cinta de lija y papel abrasivo.

9.1.5 Revestimiento

Para mejorar la osteointegración, es necesario conseguir un revestimiento rugoso en toda la superficie del vástago, exceptuando el cuello. Para ello, se utilizará el Plasma Spraying.[37]

Es un tratamiento superficial en el que un material en estado de plasma es aplicado sobre la pieza a tratar. El material mayormente usado para este proceso es la hidroxiapatita (HA). La hidroxiapatita es considerada un material biológicamente activo, porque es similar a los minerales del tejido duro óseo natural y forma parte de la composición de los huesos. Esto significa que la HA puede participar directamente en el proceso de formación ósea natural como fuente de iones de calcio y fosfato. Sin embargo, sus pobres propiedades mecánicas impiden su uso como material a granel en áreas donde se produce una gran tensión.

9.1.6 Esterilización

Al acabar con el proceso de fabricación, la pieza tiene que pasar por un control de calidad visual y dimensional. Finalmente, se limpia mediante baños, se embala y se esteriliza. Para ello, se pueden utilizar el autoclave, irradiación gamma u óxido de etileno.

En este caso se utiliza el autoclave, una cámara que esteriliza los instrumentos médicos o de laboratorio calentándolos por encima del punto de ebullición.

Durante el proceso de esterilización, la puerta se bloquea para formar una cámara sellada y todo el aire de dentro se reemplaza por vapor. Se expone el producto a vapor saturado a 30 Psi durante 15-30 minutos, a unos 121-125 °C. Una vez se completa el ciclo, se retira el vapor y se pueden extraer los productos. Este proceso es eficiente, simple, rápido y no deja residuos tóxicos, es por esto por lo que ha sido elegido.

9.2 PROCESO DE FABRICACIÓN DE LA CABEZA FEMORAL

Para el proceso de fabricación de la cabeza femoral se han realizado los siguientes pasos:

1. Preparación del polvo:

La producción implica un proceso de preparación en el que diferentes tipos de polvo se mezclan, para obtener la composición del producto químico deseado. [38]

2. Secador de pulverización:

Emplea la atomización de líquidos para producir gotas que se secan hasta convertirse en partículas, es decir, en polvo.[39]

3. Fabricación de cilindros prensados:

Se comprime el polvo para formar una forma cilíndrica sólida en blanco mediante una máquina de alta presión hidráulica, para combinar el grano de polvo y minimizar el tamaño de los poros entre ellos.

4. Operación de giro en verde:

Con el cilindro logrado en el proceso anterior, se desarrolla el desprendimiento de virutas cerámicas avanzadas con un filo de corte. [40]

5. Sinterización y prensado isostático en caliente (HIP):

Se consolidan las partículas de polvo cerámico mediante el calentamiento de la pieza. Para ello, se obtienen temperaturas alrededor de 1400-1500 °C y se aplica aproximadamente durante 5 días. Gracias a este proceso, los poros del material se cierran o disminuyen.[41]

Por otro lado, se utiliza el proceso de prensado isostático en caliente para eliminar la porosidad y aumentar la densidad en cerámicas. Para ello, se llegan a obtener temperaturas alrededor de 1400 °C y se aplica una fuerza de 1200 bar. Este proceso dura aproximadamente un día, que hace que mejoren las propiedades mecánicas del material.[41]

6. Esmerilado y pulido:

El esmerilado consiste en eliminar el material formando virutas mediante una muela. [42]

Después del esmerilado, se realiza el pulido que elimina el material del esmerilado, pero en muy pequeña cantidad, mediante el frotamiento suspendidas en lubricante, obteniendo así una superficie lisa y brillante.

7. Pruebas e inspección:

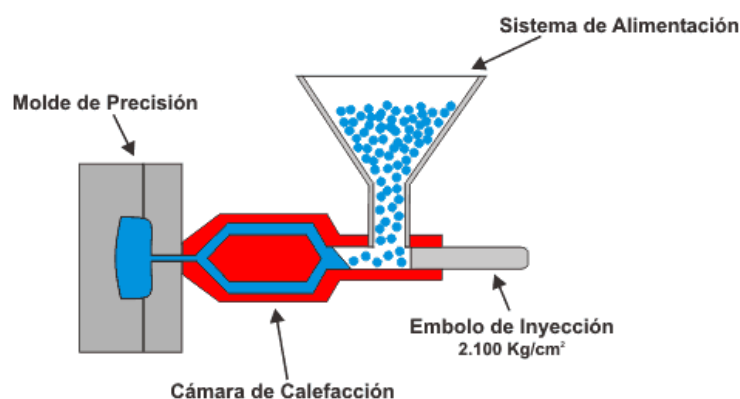
Una vez obtenido la pieza, después de haber realizado todos los procesos anteriores, se ejecutan varias pruebas e inspecciones sobre las dimensiones obtenidas y las grietas que se hayan podido formar durante el proceso. [43]

8. Esterilización mediante autoclave.

9.3 PROCESO DE FABRICACIÓN DEL INSERTO

Para la fabricación de la pieza intermedia de polietileno se ha elegido el moldeo por inyección (24. Figura). Los gránulos de polímero se insertan en la máquina de moldeo por inyección mediante una tolva, y se empujan hacia el molde mediante un husillo. Mientras se empujan, los gránulos se calientan mediante calentadores hasta la temperatura de 240 °C. Una vez derretidos, llegan a los moldes, donde se enfrían hasta 40°C aplicando una presión de 90 MPa, para que cuando solidifique el polímero tenga la forma deseada. Para finalizar, el polímero es expulsado del molde por el sistema de expulsión. Un exceso de material remanente en la unidad de inyección ingresa al molde durante la fase de enfriamiento para reducir la cantidad de contracción.

Este método proporciona una alta precisión ya que los polímeros se enfrían bajo presión. El moldeo por inyección utiliza moldes que normalmente están hechos de acero o aluminio.[44]



24. Figura Inyección [44]

9.4 PROCESO DE FABRICACIÓN DE LA COPA ACETABULAR

En la conformación de la copa acetabular intervienen diversos procesos de fabricación. En los que respecta a conseguir la forma, usualmente se emplea una fresadora CNC de 5 ejes (25. Figura).

Para la obtención de una superficie rugosa en el exterior del cotilo, se emplea el mismo método que ha sido utilizado para la rugosidad del vástago. Para una buena osteointegración, es recomendable que los poros tengan un tamaño entre las 100-400 μ m.

Otro aspecto importante a tener en cuenta es la esterilización de esta pieza, que al tratarse del mismo tipo de metal que el vástago, se emplea el mismo tipo de esterilización, calor húmedo en autoclave. [45]



25. Figura Fresadora CNC 5 ejes [45]

10 PROCESO QUIRÚRGICO

10.1 INSTRUMENTAL

El instrumental o aparataje se clasifica según el grado de contacto con el paciente, lo que determina el riesgo de infección. Hay tres categorías que sugieren el método de desinfección o esterilización a seguir.

- Instrumental crítico: es todo aquel que penetra en tejido estéril o el sistema vascular del paciente. Requiere esterilización.
- Instrumental semicrítico: es todo aquel que no entra en contacto con tejido estéril ni el sistema vascular, pero sí con mucosas o piel no intacta. Requiere desinfección de alto nivel.

- Instrumental y objetos no críticos: Son todos aquellos que entran en contacto con piel intacta. Requieren desinfección intermedia o de bajo nivel.

En lo que respecta al instrumental quirúrgico, la mayoría será crítico y necesitará una esterilización previa al uso.

La esterilización es el proceso con el que se consigue eliminar prácticamente todo tipo de microorganismos. El objetivo principal es la eliminación física de materia orgánica y de la contaminación del instrumental; los procedimientos de esterilización pueden ser físicos o químicos.

Ya que la mayoría de los instrumentos son de acero inoxidable o titanio, es decir, metálicos, y tienen buena resistencia al calor, los métodos de esterilización más utilizados en los hospitales son el autoclave y la radiación.

El autoclave genera presión (30Pa) y vapor saturado, lo que provoca la desnaturalización de los microorganismos por coagulación de sus proteínas. El procedimiento suele durar entre 15-30 minutos a una temperatura de 121 °C-125 °C.

La radiación es un mecanismo de esterilización que, con sus propiedades bactericidas, mata o desactiva gérmenes o microorganismos nocivos. Se utilizan diferentes tipos de radiación, pero las más utilizadas son los rayos gamma, rayos X y los neutrones.

Los instrumentos se encuentran en cajas específicas para la cirugía de la prótesis de cadera. Estas se llevan al quirófano y allí cada instrumento se coloca organizadamente dentro del quirófano antes de la intervención.[46]

10.2 PREOPERATORIO

Los motivos por los que un médico puede recomendar una operación de reemplazo de cadera, son un dolor de cadera que limita las actividades físicas como agacharse o caminar, dolor de cadera que persiste el estar en reposo, rigidez en la cadera que limita la capacidad para mover o levantar la pierna.

Cuando el paciente presenta estos síntomas, se realiza una evaluación ortopédica, que consta en analizar los antecedentes médicos, un examen médico, una radiografía y otras pruebas como puede ser una imagen por resonancia magnética.

Una vez realizadas estas pruebas y analizados los resultados, se barajan las opciones para resolver el problema. Si es posible resolverlo mediante tratamientos como medicación o mediante fisioterapia se procederá a ello. Si se considera que la opción más adecuada es la cirugía, esta es propuesta al paciente. [47]

Para informar al apaciente y ayudarle a que tome una decisión, se le explican los riesgos y complicaciones de la cirugía.

Tomada la decisión, y si acepta someterse a la artroplastia de cadera, se procede a la preparación del paciente.

El paciente se somete a una preparación física. Para ello, debe llevar una dieta saludable, basada en el alto consumo de líquidos, fibra y comidas ligeras, sobre todo el día anterior a la operación para no retardar el funcionamiento intestinal. También es de vital importancia la realización de ejercicio físico, ya que facilita la recuperación después de la operación.

La ausencia del consumo de tabaco y alcohol es esencial al menos un mes antes de la intervención para evitar complicaciones causadas por estas sustancias.

Además, deberá informar al médico de cuáles son los medicamentos que toma habitualmente, ya que depende de cuales sean y de los efectos que puedan causar se le podría recomendar al paciente dejar de consumirlos durante un tiempo.

Por último, debe realizarse una preparación de la zona que se va a operar para evitar un riesgo de infección. Para ello, se eliminará el vello de la zona 2 o 3 días antes de la operación. También debe pintarse la zona con un antiséptico y vigilar si existe alguna situación de infección.

Dejando a un lado lo mencionado anteriormente, el día antes del ingreso debe realizar una ducha, lavado de pelo y realizar ayuno. [48]

10.3 PROTOCOLO QUIRÚRGICO

10.3.1 Anestesia

La anestesia es el uso de medicamentos para prevenir el dolor durante una cirugía y otros procedimientos. [49]

Antes del comienzo de la intervención, el anestesista comentará con el paciente las diferentes opciones de anestesia que se pueden utilizar y le recomendará la que vea más conveniente para que tome una decisión. Estas opciones son la anestesia local y la regional epidural o raquídea.

La anestesia local es la que elimina la sensibilidad dolorosa de una pequeña zona del cuerpo, generalmente la piel, mientras el paciente continúa consciente. En cambio, en la anestesia regional, se elimina la sensibilidad de una región y/o de uno o varios miembros del cuerpo. Para la cirugía de cadera se utiliza la anestesia regional neuro axial, la cual actúa bloqueando el impulso doloroso a nivel de la médula espinal. Dentro de ella se pueden encontrar dos tipos, la epidural, en la que se introduce el anestésico en las proximidades de la médula en el espacio epidural y la raquídea, en la que se perfora la duramadre y las aracnoides y se introduce el anestésico en el espacio subaracnoideo, mezclándose con el líquido cefalorraquídeo.[50]

10.3.2 Cirugía

La artroplastia total de cadera es una cirugía mediante la cual se sustituye la articulación coxofemoral por una prótesis funcional. Cabe destacar, que para la realización de esta cirugía existen tres tipos diferentes de abordaje, aunque no existen evidencias de que uno de ellos sea mejor que otro, y la elección del tipo de abordaje dependerá de las preferencias del propio cirujano. Estos son los tres tipos de abordaje que se conocen (26. Figura):

- Abordaje anterior
- Abordaje lateral
- Abordaje posterior




26. Figura Tipos de abordaje [51]

Las diferencias entre ellos son mínimas, principalmente se verán reflejadas en los tejidos que deben de diseccionarse hasta llegar a la articulación, y en la perspectiva que se tendrá de la misma. En este caso, se ha decidido emplear un abordaje anterior, por lo que el paciente será posicionado decúbito supino en la mesa quirúrgica.

10.3.3 Pasos para realizar la cirugía

Como todo proceso, una cirugía tiene una metodología que debe ser seguida para el éxito de la misma, es por eso que todo proceso quirúrgico es dividido en diferentes pasos.

Antisepsia cutánea

Solución antiséptica	Sustancia antimicrobiana que se aplica a un tejido vivo o sobre la piel para reducir la posibilidad de infección, sepsis o putrefacción.	 27. Figura Solución antiséptica
----------------------	--	--


Antes de comenzar a diseccionar la piel intacta, es necesario reducir la carga microbiana de la zona en la que se realizará la incisión, para ello se empleará una solución antiséptica que debe cumplir los siguientes requisitos:

- Reducir notablemente la carga microbiana
- No irritar la piel
- Actuar de forma inmediata
- Cubrir un amplio espectro de microorganismos
- Tener un efecto persistente
- Permanecer efectivo en presencia de materia orgánica (sangre, fluidos...)

Los agentes antisépticos más ampliamente utilizados son los de base alcohólica o acuosa de clorhexidina y povidona iodada, los cuales se basan en la desnaturalización de las proteínas para eliminar microorganismos.

Previo a la aplicación del antiséptico, hay que determinar la concentración del mismo y asegurar que no vaya a producir ninguna reacción alérgica en el paciente.




Incisión

Bisturí o escalpelo[52]	Instrumental quirúrgico que permite cortar. Está compuesto por una hoja fabricada con acero al carbono y un mango.	 <p>28. Figura Bisturí o escalpelo [52]</p>
----------------------------	--	--

Consiste en realizar un corte que penetre hasta la capa subcutánea de la piel, a día de hoy, se trata de realizar incisiones lo más pequeñas posibles para no dejar una gran cicatriz en el paciente.

En este caso, al tratarse de un abordaje anterior la incisión será de unos 8-10 cm, y será realizada mediante un bisturí o escalpelo convencional (28. Figura).

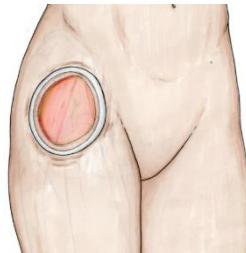
Disección de tejidos

Bisturí eléctrico[53]	Instrumento quirúrgico que genera corrientes de alta frecuencia que corta tejido al mismo tiempo que lo cauteriza coagulando la sangre y así evitando la hemorragia.	 <p>29. Figura Bisturí eléctrico [53]</p>
Anillo retractor de tejidos blandos[54]	<p>Consiste en dos anillos unidos por un cilindro elástico, que permite acceder al interior del cuerpo protegiendo los bordes de la herida.</p> <p>Objetivos:</p> <ul style="list-style-type: none"> ● Aumentar la visibilidad de la herida ● Proteger la herida ● Reducir la infección de la herida 	 <p>30. Figura Anillo retractor de tejidos blandos [54]</p>
Drenaje quirúrgico [55]	<p>Dispositivo utilizado para retirar sangre u otros fluidos de un paciente en una cirugía, para que estos no se acumulen.</p> <p>Objetivos:</p> <ul style="list-style-type: none"> ● Disminuir el riesgo de complicaciones ● Facilitar la cicatrización de la herida ● Disminuir el dolor postoperatorio 	 <p>31. Figura Drenaje quirúrgico [55]</p>

Este paso consiste en apartar los tejidos que se interponen entre el cirujano y la zona a operar, y usualmente se realiza con un bisturí eléctrico (29. Figura) monopolar para poder cortar y coagular al mismo tiempo.

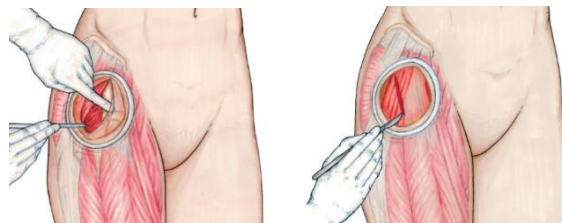
A continuación, se describirán los distintos tejidos a diseccionar:

1. Tras haber realizado el corte inicial quedará expuesta la fascia del músculo tensor de la fascia lata, es posible utilizar un anillo retractor de tejidos blandos (30. Figura) para mejorar la visibilidad (32. Figura).



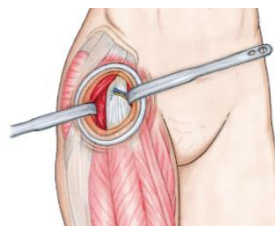
32. Figura Posicionamiento del anillo[56]

2. La siguiente incisión será realizada en la fascia lata, hasta llegar al intervalo con el músculo sartorio (33. Figura).



33. Figura Incisión de la fascia lata [56]

3. A continuación, se empleará el retractor Hoffman (36. Figura) para separar la fascia lata y el músculo sartorio (34. Figura), y poder visualizar de esta forma la cápsula articular. Sin embargo, aún no es posible acceder a la cápsula, ya que al fondo de este plano se encuentra la arteria femoral, que debe ser ligada o coagulada.



34. Figura Separación de la fascia lata y el músculo sartorio [56]


4. Por último, mediante separadores se apartan los ligamentos capsulares (35. Figura) para poder acceder a la zona en la que la cabeza femoral se encaja en el acetábulo.



35. Figura Separación de los ligamentos capsulares [56]


Además, durante este punto se colocarán unos tubos de drenaje de plástico (31. Figura) para drenar el líquido del área quirúrgica, evitando de este modo el hinchazón de los tejidos y mejorando la visibilidad.[54, 55]

Luxación de la articulación

Separadores de Hoffman [58]	Se utilizan para separar las paredes de las incisiones y ampliar el campo quirúrgico. También sirve para separar huesos.	 <p>36. Figura Separadores de Hoffman [58]</p>
-----------------------------	--	---


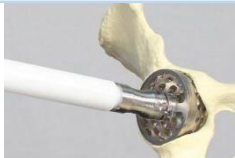

Las regiones a operar, la cabeza femoral y el acetábulo, no son accesibles para el cirujano, por lo que este debe separar los componentes de la articulación; para ello se emplearán los retractores de Hoffman romos (36. Figura).

Osteotomía femoral

Sierra quirúrgica oscilante o Sierra eléctrica[59]	Es utilizada para cortar el hueso durante un procedimiento quirúrgico. Está compuesta por una pieza de mano con un motor y una cuchilla.	 <p>37. Figura Sierra quirúrgica [59]</p>
--	--	--

Se trata de realizar un corte en el fémur para extraer la cabeza femoral que será sustituida. Para la realización de este corte, previamente se habrán tomado las medidas anatómicas del paciente, y se tendrá en cuenta la colocación de la prótesis. Normalmente, dado el reducido tamaño del abordaje, es recomendable realizar una doble osteotomía, es decir, iniciar el corte del hueso desde dos áreas distintas hasta realizar un corte completo. Para esta operación se emplea una sierra eléctrica (37. Figura) y posteriormente unas pinzas para extraer la parte del hueso cortada.

Trabajo acetabular

Pin de Steinman [60]	Varilla de acero inoxidable con un extremo puntiagudo que se utiliza para separar tejidos.	 <p>38. Figura Pin de Steinman [60]</p>
Fresadora acetabular[61]	<p>Fresadora empleada para limpiar y agrandar el hueco del acetábulo.</p> <p>Las fresas son intercambiables, para poder obtener el diámetro deseado en cada momento.</p>	 <p>39. Figura Fresadora acetabular [61]</p>
Martillo e impactador [62]	Se utiliza un martillo metálico que se utiliza para golpear el impactador, que a su vez este inserta el componente acetabular en el acetábulo.	 <p>40. Figura Martillo e impactador [62]</p>


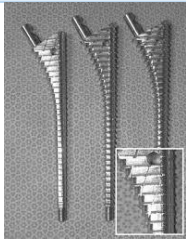

En este punto se retiran del acetábulo los cartílagos dañados y también se aumenta ese espacio para poder encajar la copa acetabular.

Para ampliar el área de trabajo se colocan varios separadores que ayudan a retirar el lábrum y otros tejidos. Puede fijarse un pin de Steinmann (38. Figura) en el borde superior del acetábulo y un retractor curvo en el borde inferior.

Al tratarse de un abordaje anterior se utiliza un brazo de fresado con offset (39. Figura), de esta forma se obtiene la medida prevista para que la copa acetabular encaje.

Para la colocación de la copa acetabular se requiere una orientación precisa, y tras asegurar que la posición es la correcta, se procede a la implantación de la copa utilizando un martillo y un impactador (40. Figura). Utilizando la misma técnica se coloca el inserto en el cotilo.

Trabajo femoral

Gancho de hueso[63]	Compuesto por un mango y un extremo metálico curvado, y se utiliza para sujetar el hueso aplicando tracción durante una cirugía.	 <p>41. Figura Gancho de hueso [63]</p>
Raspas anatómicas [64]	Instrumento que se utiliza para hacer el agujero en el hueso e ir incrementando milimétricamente el tamaño, mediante diferentes tamaños de raspas.	 <p>42. Figura Raspas anatómicas [64]</p>
Insertador de vástago y raspas[65]	Instrumento que se aplica para la inserción del vástago y raspas en el agujero previamente hecho.	 <p>43. Figura Insertador de vástago [65]</p>

Para poder trabajar con el fémur, es necesario cambiar su posición para que el canal medular quede bien expuesto, y también debe ser fijado, para que no se mueva. Para ello se empleará un gancho de hueso (41. Figura) que se introduce en el canal femoral.

Después, se localiza el canal medular, usando un instrumento romo y curvo; con la ayuda del instrumento se realiza un primer agujero en la cavidad. Entonces, con la ayuda de porta-raspas (43. Figura) se va creando la cavidad en el que irá insertado el

vástago de la prótesis. Para obtener el tamaño deseado de la cavidad, el tamaño de las raspas (42. Figura) irá aumentando progresivamente.




Para finalizar con el trabajo femoral se inserta un vástago de prueba (43. Figura), para ello se requerirá de un martillo y un impactador (40. Figura), que introducirán el vástago hasta que este quede perfectamente encajado.

Prótesis de prueba

En el vástago se colocará una cabeza femoral de prueba, que servirá para comprobar la estabilidad, las disimetrías y la tensión muscular.

Si el cirujano está satisfecho con las pruebas realizadas, retirará la cabeza femoral de prueba y en su lugar colocará la definitiva.

Sutura

Aguja de punta triangular [66]	Instrumento quirúrgico que permite llevar el hilo de la sutura a través de los tejidos produciendo el mínimo daño.	 44. Figura Aguja de punta triangular [66]
Sutura no absorbible multifilar trenzada (Silkam, Dagrofil)	Instrumento quirúrgico que permite cerrar incisiones cutáneas.	 45. Figura Sutura no absorbible
Porta agujas Mayo	Pinzas utilizadas para sostener la aguja durante el proceso de sutura.	 46. Figura Porta agujas Mayo [70]

Una vez colocada la prótesis en su sitio, llegará el momento de cerrar la incisión, pero antes es necesario realizar un recuento del instrumental empleado durante la cirugía para asegurar que nada se quede accidentalmente en el interior del cuerpo.

Durante la cirugía uno de los tejidos diseccionados es el músculo tensor de la fascia lata, por lo que se sutura con un hilo que será reabsorbido cuando el músculo vuelva a reunificarse.

Finalmente, habrá que suturar la piel con la ayuda de una aguja de punta triangular (44. Figura) y el porta agujas mayo (46. Figura), usando una sutura (45. Figura) que deberá ser retirada una vez que la herida cicatrice.

Comprobación final

Para asegurar que la prótesis ha sido correctamente colocada, se realizará una fotografía mediante Rayos-X. De esta forma, se dará fin a la cirugía.

En la siguiente tabla se resumen todos los pasos dados durante la cirugía y el instrumental empleado (10. Tabla):

10. Tabla Resumen de la cirugía

	PROCEDIMIENTO	OBJETIVO	INSTRUMENTO
1.	ANTISEPSIA CUTÁNEA	Rebajar la carga microbiana de la región cutánea donde se hará la incisión	Solución antiséptica
2.	INCISIÓN	Diseccionar piel intacta	Bisturí/Escalpelo
3.	DISECCIÓN DE TEJIDOS	Conseguir acceso directo a la articulación	Bisturí eléctrico
4.	DISLOCACIÓN DE LA ARTICULACIÓN	Desplazar la cabeza femoral del acetábulo	Retractor romo Hoffman
5.	OSTEOTOMÍA FEMORAL	Extraer la cabeza del fémur	Sierra eléctrica
6.	TRABAJO ACETABULAR	Limpiar restos de cartílago y ajustar el tamaño del acetábulo	Fresa eléctrica
7.	COLOCACIÓN COPA ACETABULAR E INSERTO	Colocar la copa en el acetábulo y el inserto en la copa mediante impactación	Barra de orientación Martillo Impactador
8.	TRABAJO FEMORAL	Preparar el fémur para la inserción del vástago	Raspas anatómicas
9.	COLOCACIÓN VÁSTAGO Y CABEZA FEMORAL DE PRUEBA	Comprobar la estabilidad, existencia de disimetría y tensión muscular	--
10.	COLOCACIÓN DEFINITIVA	Colocar la prótesis definitiva	Impactador Martillo
11.	SUTURACIÓN	Suturar la fascia lata y la piel	Portagujas Aguja

			Hilo
12.	COMPROBACIÓN FINAL	Asegurar la buena colocación de la prótesis	Rayos-X

10.4 POSTOPERATORIO

Vuelta a la habitación:

Una vez que la unidad de anestesia y cuidados intensivos consideren que el paciente está estable y listo para regresar a la habitación, lo trasladan allí. Pasado este punto, se inicia el proceso de control inmediato y la implementación de una serie de procedimientos para ajustar las constantes y facilitar los mecanismos de corrección. El paciente será atendido por un equipo de especialistas que cuentan con pautas en cuanto al manejo de la condición física, constancia, así como control y movimiento. El equipo estará supervisando los siguientes parámetros:

- Dolor. Recetar analgésicos. Si aún no es suficiente, los médicos ajustarán el medicamento recetado.
- Si hay sangrado, se vigilará si se necesita cambio de apósitos o revisión de la incisión.
- Si se ha colocado un sondaje urinario, se retirará lo antes posible.
- La oxigenación tiene que ser adecuada para la recuperación.
- Empezar a mover los tobillos y las rodillas, así como la cadera dentro de las indicaciones dadas.
- Administrar líquidos y alimentos según la evolución.
- Comenzar con las medidas que evitan la creación de tromboflebitis (proceso inflamatorio que hace que se forme un coágulo de sangre que bloquea una o más venas). [67]

El día siguiente de la cirugía:

- Controlar la pérdida de sangre y las necesidades de reemplazo.
- Tener un control radiográfico de la cirugía tan pronto como sea posible.
- Incorporarse en la cama y sentarse.
- Desde el siguiente día, empezar a caminar e ir al baño.

- Recibir consultas del equipo de rehabilitación para encarecer los ejercicios que debe hacer.
- El equipo de rehabilitación acordará con el paciente la mejor ayuda adaptada para la deambulación y la prescripción en caso de ser necesario.
- El proceso de rehabilitación incluirá:
 - Advertir de las medidas no recomendadas de posición, deambulación.
 - Forma de incorporarse desde la sedestación y volver a la posición inicial.
 - Forma de subir y bajar escaleras.

Intentar retirar la sueroterapia y adaptar la medicación a formas de administración más cómodos para el paciente.

Dependiendo de la progresión, el paciente obtendrá de una o dos sesiones de rehabilitación y puede ser dado de alta de 48 horas a 72 horas si no hay complicaciones después de la cirugía. Además, se le recetarán medicamentos para reducir el dolor.

Alta hospitalaria:

Una vez que el equipo multidisciplinario haya decidido dar al paciente el alta hospitalaria, le entregarán un informe que incluye instrucciones referentes a los siguientes aspectos:

- Movilidad
- Medicación
- Momento de la revisión[48]

Instrucciones específicas:

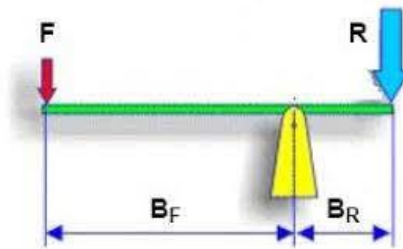
Las prótesis de cadera pueden ocasionar algunas complicaciones en el postoperatorio, como la dislocación de la prótesis. Para ello se deben evitar las posiciones que lo puedan producir y aquellas en las que la flexión de la cadera supere los 90 grados, así como la excesiva rotación interna y externa de la cadera.

11 PORTA-AGUJAS MAYO

Se trata de una pinza empleada para sujetar una aguja durante el proceso de sutura, es manejada por un cirujano en las intervenciones quirúrgicas y es dirigida con movimientos de prono-supinación.

Esta clase de pinzas resultan muy útiles para la sutura ya que permiten coser los tejidos sin la necesidad de acercarse a ellos, lo que es indispensable cuando se trata de suturar órganos internos y vasos sanguíneos, y además ayuda en la realización del nudo final.[68]

Un porta-agujas se compone de varias partes: mandíbulas, articulación y mangos. Para poder obtener gran firmeza en el agarre de la aguja, las mandíbulas son mucho más cortas en comparación con los mangos, siguiendo el principio de la ley de la palanca (47. Figura).



47. Figura Ley de la palanca [69]

$$F \cdot B_f = R \cdot B_r \quad (12)$$

(Siendo F la fuerza aplicada en los mangos y R la reacción en las mandíbulas)[69]

En función del tipo de sutura a tratar y de la aguja que se emplee existen diversos tipos de porta aguja, pero el más común de todos, y el que se emplea en la artroplastia de cadera de la que se habla en este documento, es el portaagujas mayo.

Esta clase de portaagujas es muy similar a unas tijeras, es completamente recto y presenta un mecanismo de sujeción tipo cremallera. Este mecanismo consta de varios dientes, en este caso tres, que ofrecen una sujeción firme de la aguja sin la necesidad de aplicar una presión manual. Se ha calculado la fuerza que se tiene que hacer para soltar cada uno de los dientes; para soltar el primer diente se necesitan 13.75N, para el segundo 27.5N y para el tercero 41.25N, estos valores se han conseguido mediante las

fórmulas presentes en el (ANEXO 4). Además, las mandíbulas de esta pinza poseen unas estrías para asegurar que la aguja no se mueva de su lugar.[70]

11.1 DISEÑO DEL PORTAAGUJAS

En este proyecto se ha diseñado el siguiente portaagujas (48. Figura). Con unas dimensiones aproximadas de 15 cm de largo y 3 cm de espesor. La zona de las mandíbulas tienen una longitud de 17mm. Las dos piezas giran sobre el mismo eje, el pasador. Para ver los planos de este instrumento consulte al (ANEXO 5).



48. Figura Diseño del portaagujas

11.2 FABRICACIÓN DEL PORTAAGUJAS

El material usado para el portaagujas es el acero inoxidable[71], es por ello que, para efectuar la fabricación de la pinza, se utiliza el proceso de forja, en el que se emplea una forja libre y una forja en estampa. La forja libre, da forma al material y la forja en estampa, coge la forma del modelo aplicado. Se aplica un peso de 1000-2500kg y el material de la pinza se calienta a unos 1200 °C.

Después, se deja la pieza enfriar y se elimina la rebaba mediante el troquelado y el alma mediante un punzado.

Mas tarde, se lijan todas las imperfecciones. Además, se punzona la zona donde se va a insertar el pasador. En el momento en el que las dos piezas están unidas, se presiona la zona de la articulación y se pone el pasador para que la fijación sea mayor.

A continuación, se realiza el recocido que es un proceso de tratamiento térmico, en el que la pinza se somete a temperaturas cercanas a 260 y 290 °C durante 3 horas. Gracias a este proceso, las propiedades físicas se modifican para aumentar la ductilidad y reducir la dureza para hacerlo más manejable la pinza.

Posteriormente, se efectúa un pulido de acabado de barriles, que es una técnica de redondeado u otros procesos similares, en la que la pieza es frotada por los materiales abrasivos. Gracias a este proceso es posible dar una forma redonda a los bordes de los terminales.

Para finalizar, se realiza el proceso de pasivación, un tratamiento químico, en el que el material obtiene un revestimiento para evitar la corrosión, que consta de una capa de óxido protectora.[72]

12 CONCLUSIONES

En base a los objetivos definidos al comienzo del proyecto, se ha llegado a las siguientes conclusiones. Se estudió la anatomía de la cadera de un paciente de 50 años con artrosis crónica. Habiendo analizado la fisiología y condición del paciente, se concluyó que la mejor prótesis era la prótesis total de cadera. A continuación, fue necesario estudiar la biomecánica, esto incluye los requisitos, funciones y límites de cada componente que conforma la prótesis. Con los datos obtenidos de este análisis se decidieron los materiales de cada parte y se determinaron los métodos de fabricación para cada uno de ellos. Gracias a la investigación realizada sobre los tipos de revestimiento y la compatibilidad de estos con los materiales empleados, ha sido posible mejorar la fijación y aumentar la durabilidad de la prótesis. Con la definición de todos estos parámetros se consigue comprender el comportamiento de la prótesis una vez insertada.

También se ha descrito la cirugía, el preoperatorio y el postoperatorio. Además, se ha estudiado todo el instrumental utilizado en la cirugía, y se ha comprendido el funcionamiento de cada uno de ellos en la intervención; no solo eso, sino que además se han contrastado los diferentes tipos de esterilización y se ha determinado cual será el más eficiente para los instrumentos escogidos. Entre todo el instrumental empleado

se ha visto necesario centrarse en la pinza portaagujas mayo dada su importancia en el proceso de sutura.

13 LÍNEAS FUTURAS

Una vez acabado el proyecto el grupo de trabajo se puso en contacto con cirujanos de traumatología del hospital Donostia, con el fin de entender los problemas que los cirujanos deben afrontar durante la artroplastia total de cadera. De esta forma se sabe que sería conveniente que los separadore Hoffman pudieran incluir algún punto de luz para alumbrar la incisión, ya que estas son cada vez más pequeñas y profundas. Así pues, este es un problema que el grupo tratará de solucionar en un futuro.

Por otra parte, también trataran de incluir analgésicos en la prótesis para que estos se liberen y alivien de forma más efectiva el dolor del paciente.

14 BIBLIOGRAFÍA

1. Prótesis de cadera: tipos y recomendaciones antes de una operación. Retrieved January 18, 2022 from <https://doctorromerofernandez.com/protesis-cadera>.
2. Tipos de prótesis de cadera - MBA blog. Retrieved January 18, 2022 from <https://www.mba.eu/blog/tipos-de-protesis-de-cadera/>.
3. Anatomía de la Cadera | Grupo médico ortopédico de la costa central. <https://centralcoastortho.com/es/patient-education/anatomy-of-the-hip/>.
4. Anatomía de la cadera. Conoce sus huesos, ligamentos, articulaciones <https://www.fisioterapia-online.com/videos/anatomia-de-la-cadera-conoce>
5. La importancia de la cadera como parte de la pelvis: <http://www.escuelaenmovimiento.com/la-cadera-la-articulacion>
6. Articulación coxofemoral: Huesos, movimientos, músculos | Kenhub. <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/articulacion-coxofemoral>.
7. Medacta Corporate | Anatomía de la cadera. Retrieved January 18, 2022 from <https://www.medacta.com/ES/hip-anatomy>.
8. Articulación Coxofemoral  CURSO ANATOMÍA - Paradigmia. <https://paradigmia.com/curso/locomotor/modulos/artrologia->
9. Osteoartritis - Síntomas y causas - Mayo Clinic. Retrieved January 18, 2022 from <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases->
10. Artrosis de cadera. Qué es, síntomas, diagnóstico y tratamiento <https://www.cun.es/enfermedades-tratamientos/enfermedades/artrosis->
11. Osteoartritis - Síntomas y causas - Mayo Clinic. Retrieved January 18, 2022 from <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases->
12. Doctor Pablo Sanz. Retrieved January 18, 2022 from <https://doctorpablosanz.com/>.
13. Total Hip Replacement surgery results in high satisfaction for would-be runners <https://athleticsillustrated.com/total-hip-replacement-surgery-results-i>

14. Historia de la prótesis total de cadera - Sendagrup.
<https://www.sendagrup.com/2014/06/16/historia-de-la-protesis-total>
15. Últimos avances en prótesis de cadera (año 2021) - Dr. David Sáez.
<https://drsaeztraumatologo.com/ultimos-avances-protesis-cadera/>.
16. EBSCO Consent. Retrieved January 18, 2022 from
<https://accounts.ebsco.com/public/consent?consentToken=>
17. Biomecánica de la prótesis total de cadera cementada y no cementada
<https://docplayer.es/340672-Biomecanica-de-la-protesis-total->
18. The relationship between stress shielding and bone resorption around
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1728998/>.
19. Ikastaroa: (GBK101A) BIOMECÁNICA, Gaia: Transparencias y video lectures.
<https://mudle.mondragon.edu/mgep/course/view.php?id=20455>.
20. Nuevos materiales en artroplastia total de cadera | Revista Española
<https://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-cirugia-ortopedica>
21. Diseño de una prótesis liviana de cadera con la posibilidad
<https://www.interempresas.net/MetalMecanica/Articulos/219953>
22. Ikastaroa: (GBJ102A) BIOMATERIALAK II. Retrieved January 26, 2022 from
<https://mudle.mondragon.edu/mgep/course/view.php?id=20551>.
23. Polymers elastic modulus and Poisson ratio | Sonelastic®
<https://www.sonelastic.com/en/fundamentals/tables-of-materials>
24. Documento sin título. Retrieved January 26, 2022 from
https://www.upv.es/materiales/Fcm/Fcm14/pfcm14_4_1.html.
25. Prótesis fabricadas para un ajuste preciso y calidad de vida - Metalmecánica.
<https://www.interempresas.net/MetalMecanica/Articulos/348507-Protesis>
26. Prótesis de cabeza femoral - Gruppo Bioimpianti.
<https://www.medicalexpo.es/prod/gruppo-bioimpianti/product-123656>
27. Sistema acetabular Tritanium Primary Técnica quirúrgica. .

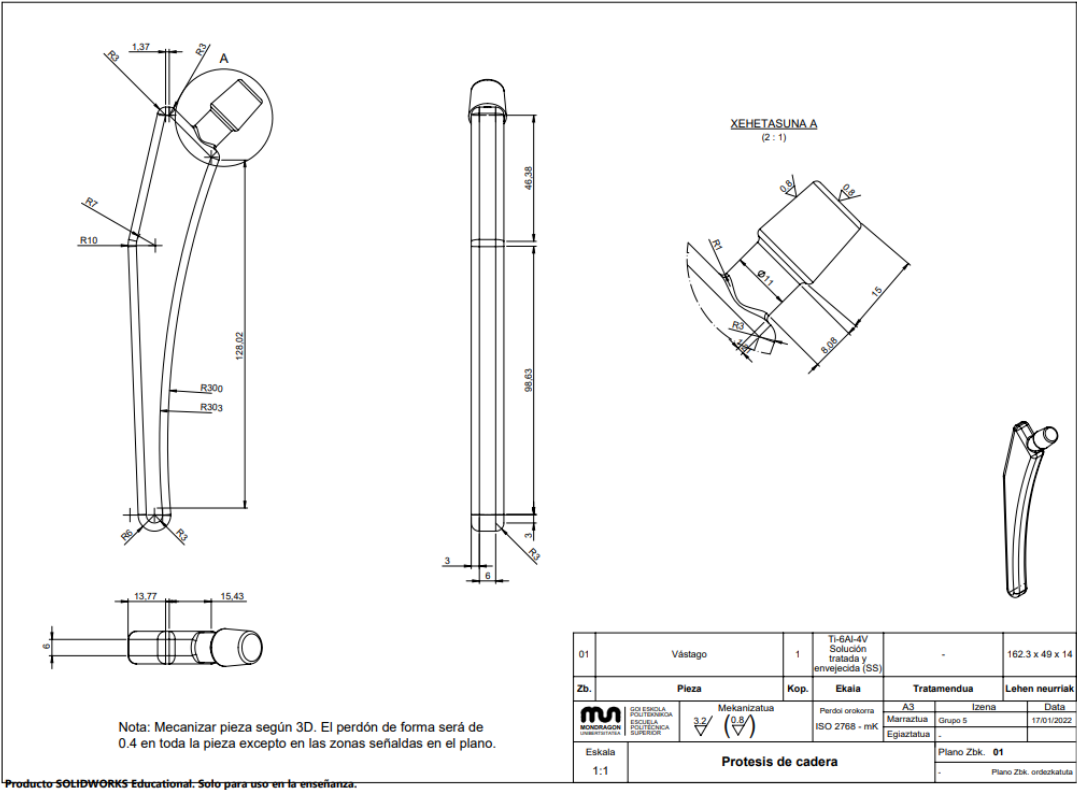
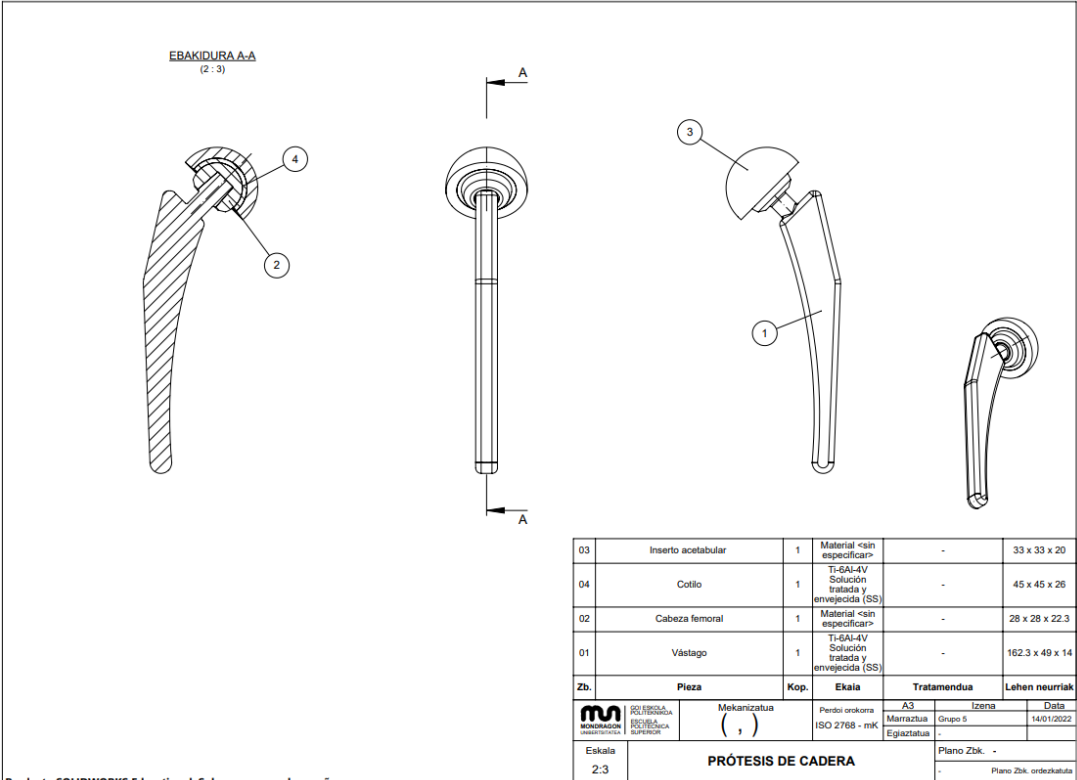
28. Prótesis acetabular - Todos los fabricantes de dispositivos médicos.
<https://www.medicalexpo.es/fabricante-medical/protesis-acetabular>
29. DEFORMAZIO BIDEZKO KONFORMAZIOA PIEZEN DISEINUA. .
30. DEFORMAZIO BIDEZKO KONFORMAZIOA PIEZEN DISEINUA. .
31. Conformacion de metales - forjado. Retrieved January 27, 2022 from
<https://es.slideshare.net/DyanaraGuerraRiega1/conformacion>
32. TIPOS DE ACEROS. Retrieved January 27, 2022 from
<http://www.indisa.com/indisaonline/anteriores/42-TIPOS.htm>.
33. Publicaciones. Retrieved January 26, 2022 from
<https://www.sandvik.coromant.com/es-es/downloads/pages/default.aspx>.
34. Conformado por deformación. .
35. Forging Part 2 - Orthopaedics Manufacturing - YouTube. Retrieved January 20, 2022 from <https://www.youtube.com/watch?v=gf218TewEeY>.
36. Fitmore® Hip Stem Manufacturing Process. Retrieved January 20, 2022 from
<https://zimmerbiomet.tv/videos/125>.
37. Procedure of Metal Spraying: 4 Steps | Metallurgy.
<https://www.yourarticlelibrary.com/welding/spraying/procedure-of->
38. Procesos de Fabricación de Piezocerámica. Retrieved January 18, 2022 from
<https://www.ceramtec.es/materiales-ceramicos/piezoceramica/>
39. Spray Dryer: Operating principles, Process layout, Uses, advantag. Retrieved January 18, 2022 from <https://www.pharmapproach.com/spray-dryer/>.
40. Green machining - Fraunhofer IKTS. Retrieved January 18, 2022 from
https://www.ikts.fraunhofer.de/en/departments/structural_
41. Sintering of ceramics [SubsTech]. Retrieved January 18, 2022 from
https://www.substech.com/dokuwiki/doku.php?id=sintering_of_ceramics.
42. Grinding ceramic medical parts requires (diamond) grit, patience | Cutting Tool
<https://www.ctemag.com/news/articles/grinding-ceramic-medical-parts>

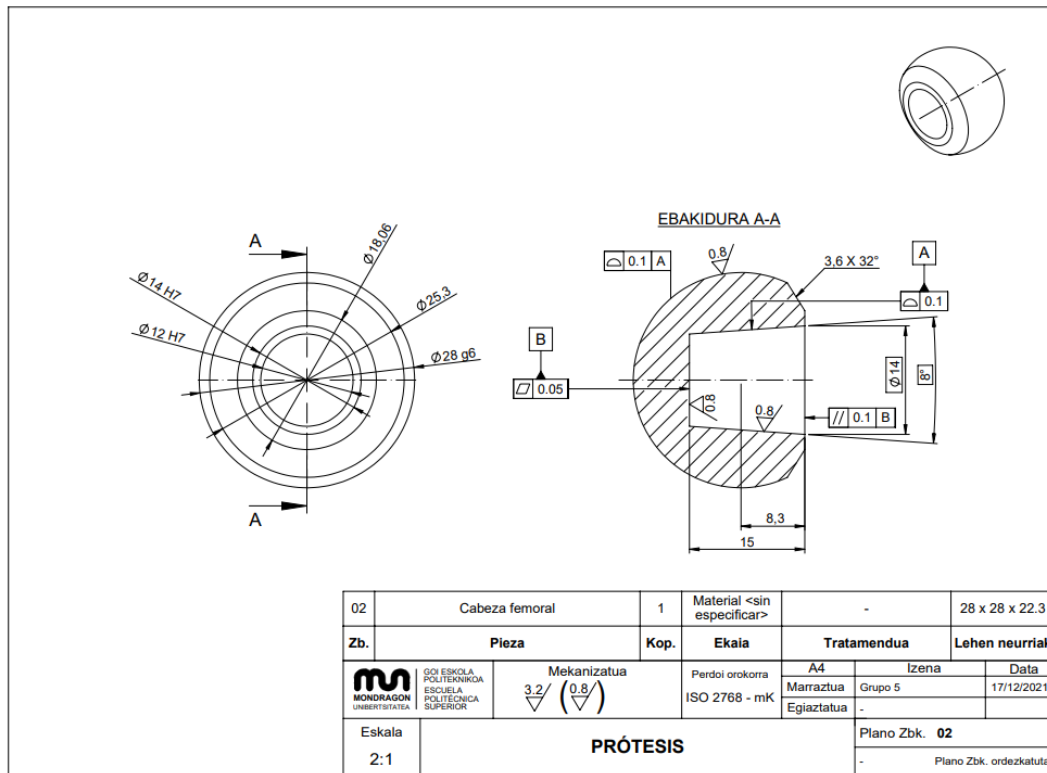
43. BIOLOX® Advanced Ceramics (2011) - YouTube
<https://www.youtube.com/watch?v=DXnlbpaRk4s>.
44. Moldeado, Inyección, Extrusión | Textos Científicos.
<https://textoscientificos.com/polimeros/moldeado>.
45. Proceso de mecanizado, impresión 3D e implantación de la copa acetabular
<https://trends.directindustry.es/eplus3d/project-235666-1129775.html>.
46. INSTRUMENTAL MEDICO, PROTESIS E IMPLANTES: 2. Higiene, Asepsia, Antisepsia. GRADO: INGENIERIA BIOSANITARIA 2º Curso. .
47. OrthoInfo - Patient Education | American Academy of Orthopaedic Surgeons.
 Retrieved January 20, 2022 from <https://orthoinfo.aaos.org/>.
48. Guía del paciente para el reemplazo total de cadera y rodilla. .
49. Anestesia: MedlinePlus en español. Retrieved January 20, 2022 from
<https://medlineplus.gov/spanish/anesthesia.html>.
50. INSTRUMENTAL MEDICO, PROTESIS E IMPLANTES: 3. Anestesia. GRADO: INGENIERIA BIOSANITARIA 2º Curso. .
51. Robert J. Lee, MD: Board Certified Orthopedic Surgeon Idaho Falls, ID: Dr. Lee
<https://www.drleeorthopedics.com/>.
52. Escalpelo - Todos los fabricantes de dispositivos médicos.
<https://www.medicalexpo.es/fabricante-medical/escalpelo-3986.html?>
53. INSTRUMENTAL MÉDICO, PRÓTESIS E IMPLANTES: 4. Clasificación de instrumental: 4.2. Bisturí. GRADO: INGENIERIA BIOSANITARIA 2º Curso. .
54. Anillo retractor de heridas - SurgiTractor® - SurgiCore.
<https://www.medicalexpo.es/prod/surgicore/product-83939-548703.html>.
55. Drenajes tras un aumento de pecho ¿Necesarios? Riesgos y beneficios.
<https://www.drguilarte.com/blog/drenajes-riesgos-y-beneficios.html>.
56. Abordaje anterior de cadera - Actualidad - MBA Institute.
<http://www.mbaistitute.eu/es/actualidad/abordaje-anterior-de-cadera.html>

57. Material de disección - Wikipedia, la enciclopedia libre. Retrieved January 20, 2022 from https://es.wikipedia.org/wiki/Material_de_disecci%C3%B3n.
58. Separador Retractor Howman, Hoffman, Hohmann Traumatologia en venta <https://www.ocompra.com/mexico/item/separador-retractor-howman>
59. Venta Directa De Fábrica,Hebun,Sierra Quirúrgica Oscilante Sagital <https://spanish.alibaba.com/product-detail/heshun-factory-direct-sale-high>
60. Steinman Pin at Rs 650/unit | Denham Pin - Rnb Enterprises, <https://www.indiamart.com/proddetail/steinman-pin-22077212655.html>.
61. Sistema acetabular. .
62. Técnicas Quirúrgicas en Ortopedia y Traumatología. <https://www.elsevier.es/en-revista-tecnicas-quirurgicas-ortopedia>
63. Manual de Instrumental Quirúrgico. Retrieved January 20, 2022 from <https://es.slideshare.net/luisemmaespin/manual-de-instrumental>
64. Vástago de cadera Fitmore ® Información de producto. .
65. Manual Magnetic Screwdriver - Standard - Speedrill. <https://speedrill.com/shop/manual-magnetic-screwdriver-standard/?lang=en>.
66. Aguja de sutura semicircular 6 cm, p/12 - Preñez & partos. <https://www.schippersweb.com/aguja-de-sutura-semicircular>
67. Tromboflebitis - Síntomas y causas - Mayo Clinic. <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases>
68. Instrumental de Enfermería: El arte de Suturar. Retrieved January 20, 2022 from <http://instrumentalenfermero.blogspot.com/2012/11/el-arte-de-suturar.html>.
69. Wound Closure Biomaterials and Devices - Google Books. https://books.google.es/books?id=oFIXOeHboL8C&pg=PA35&redir_esc
70. Manejo del instrumental en cirugía menor – Curso de Cirugía Menor. <https://cursocirugiamenor.es/manejo-del-instrumental-en-cirugia-menor/>.

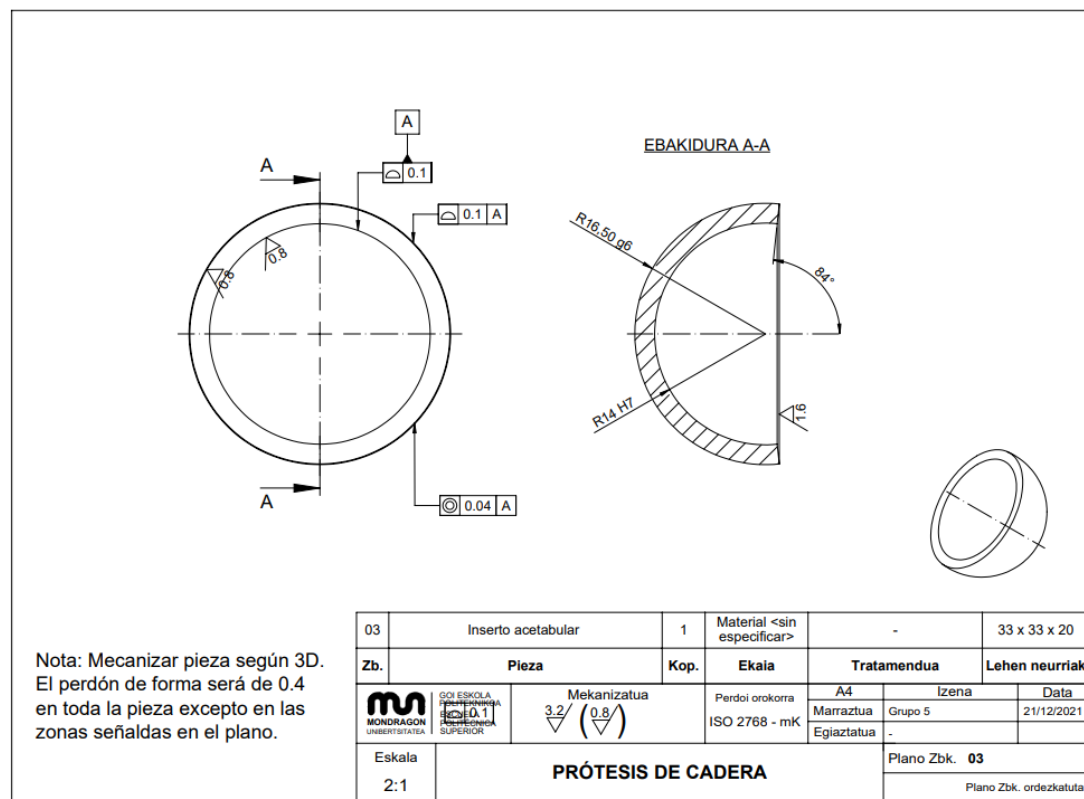
71. Porta Agujas Mayo Hegar TC 16 cm. de Masters.
<https://www.dentalcost.es/porta-agujas-cirugia/60-porta-agujas-mayo>
72. Manufacturing of surgical instruments - YouTube. Retrieved January 20, 2022
from <https://www.youtube.com/watch?v=inZczv3bLu4>.

1) ANEXOS

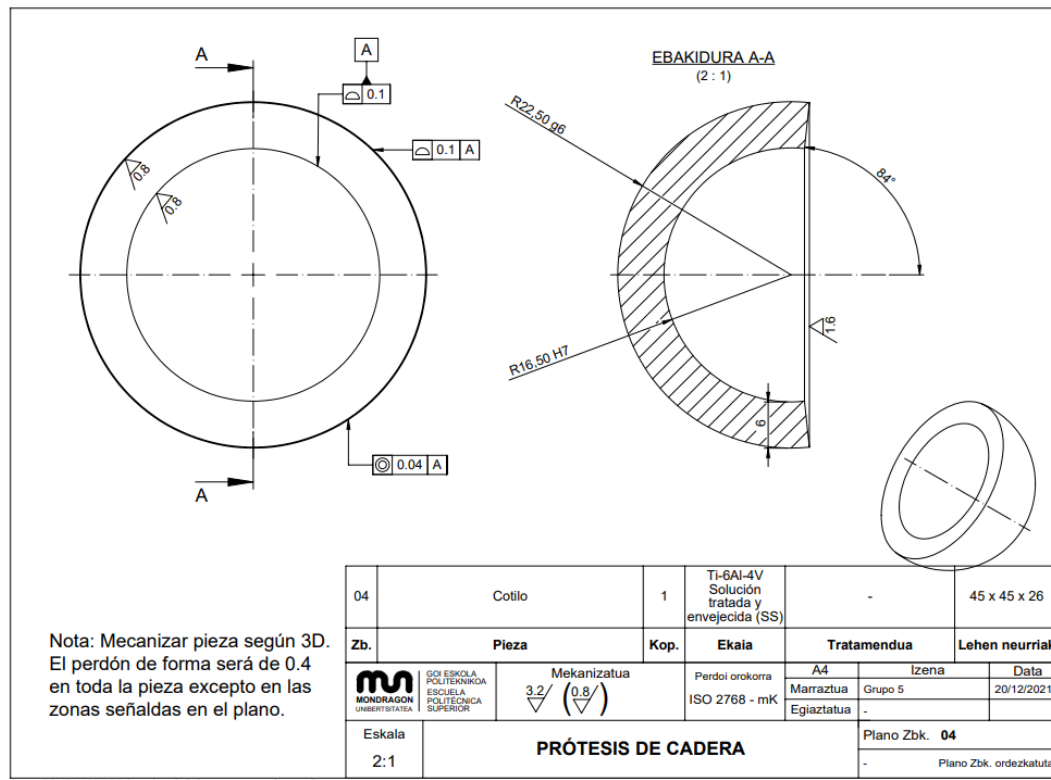




Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



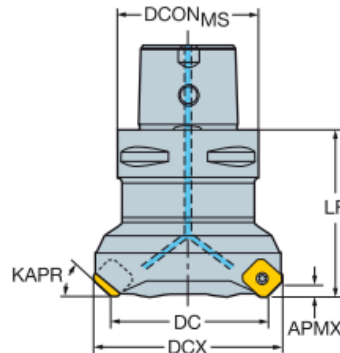
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.





2) ANEXO

CoroMill® 345 face milling cutter

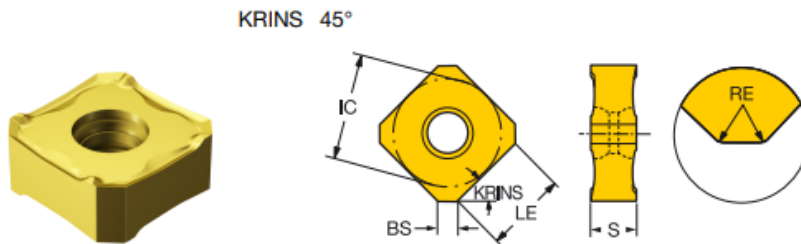
Coromant Capto® - Internal coolant supply


KAPR 45°



						Dimensions, mm								
DC		CZC _{MS}	APMX _{FW}	CNSC		Ordering code	DCON _{MS}	DCX	LF			RPMX	CICT	MID
40.0	13	C4	6.00	3	4	345-040C4-13M	40.0	54.1	60.0	3.0	0.89	19600	4	345R-1305
50.0	13	C5	6.00	3	4	345-050C5-13M	50.0	64.1	60.0	3.0	1.39	17500	4	345R-1305
13		C6	6.00	3	4	345-050C6-13M	63.0	64.1	60.0	3.0	1.80	17500	4	345R-1305
13		C5	6.00	3	5	345-050C5-13H	50.0	64.1	60.0	3.0	1.48	17500	5	345R-1305
13		C6	6.00	3	5	345-050C6-13H	63.0	64.1	60.0	3.0	1.79	17500	5	345R-1305
63.0		C5	6.00	3	5	345-063C5-13M	50.0	77.1	60.0	3.0	1.53	15500	5	345R-1305
13		C6	6.00	3	5	345-063C6-13M	63.0	77.1	60.0	3.0	1.91	15500	5	345R-1305
13		C5	6.00	3	6	345-063C5-13H	50.0	77.1	60.0	3.0	1.62	15500	6	345R-1305
13		C6	6.00	3	6	345-063C6-13H	63.0	77.1	60.0	3.0	1.97	15500	6	345R-1305
80.0		C6	6.00	3	6	345-080C6-13M	63.0	94.1	70.0	3.0	2.46	13700	6	345R-1305
13		C8	6.00	3	6	345-080C8-13M	80.0	94.1	70.0	3.0	3.32	13700	6	345R-1305
13		C6	6.00	3	8	345-080C6-13H	63.0	94.1	70.0	3.0	2.54	13700	8	345R-1305
100.0		C8	6.00	3	7	345-100C8-13M	80.0	114.1	80.0	3.0	4.01	12200	7	345R-1305

CoroMill® 345 insert for milling



			RE	Ordering code	P				M		K				N		S		H		Dimensions, mm									
					1130	4220	4330	4340	530	1040	2040	530	1020	3040	3220	3330	H13A	K20W	1130	530	H13A	S30T	S40T	H13A	1010	1130	530	IC	LE	S
Light	KL	13	0.80	345R-1305E-KL											★	★	★	★	★			★					13.0	8.8	5.60	2.0
			0.80	345R-1305M-KL		☆									★	★	★	★	★			★					13.0	8.8	5.60	2.0
	ML	13	0.80	345R-13T5E-ML	☆					★	☆							☆		★	☆			☆			13.0	8.8	5.95	2.0
Medium	PL	13	0.80	345R-1305E-PL	☆		★	☆	☆			☆											★	☆	☆		13.0	8.8	5.60	2.0
			0.80	345R-1305M-PL	☆	☆	★	☆																★	☆		13.0	8.8	5.60	2.0
	KM	13	0.80	345R-1305E-KM					☆			☆	☆		☆			☆						★		☆	13.0	8.8	5.60	2.0
			0.80	345R-1305M-KM									☆	☆	★			☆							★	☆		13.0	8.8	5.60
Heavy	MM	13	0.80	345R-13T5E-MM	☆					★	☆							☆		★	☆			☆			13.0	8.8	5.95	2.0
			0.80	345R-13T5M-MM	☆					★	☆							☆		★	☆			☆			13.0	8.8	5.95	2.0
	PM	13	0.80	345L-1305M-PM	☆		★	☆																☆	☆		13.0	8.8	5.60	2.0
			0.80	345R-1305M-PM	☆	☆	★	☆	☆			☆												★	☆	☆		13.0	8.8	5.60
Heavy	KH	13	0.80	345R-1305M-KH			☆							☆	☆	★		☆									13.0	8.8	5.60	2.0
	PH	13	0.80	345R-1305M-PH	☆	★	★	☆						★				☆						★	☆		13.0	8.8	5.60	2.0

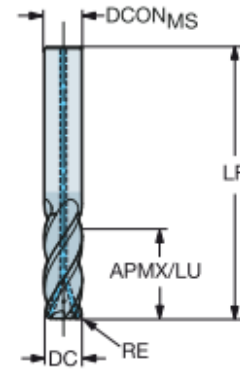
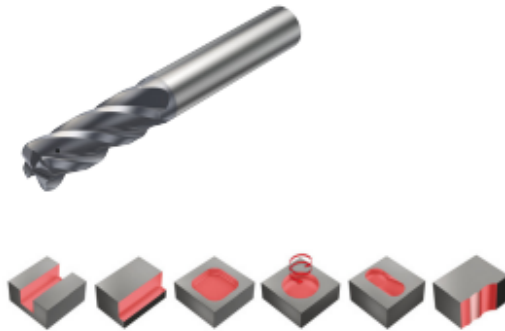
GC1040	S30T	S40T	GC2030	GC2040	GC4330	GC4340	GC1010	GC1025		
Max chip thickness, h_z , mm										
0.05-0.15-0.25	0.05-0.15-0.25	0.1-0.2-0.3	0.05-0.15-0.25	0.1-0.2-0.3	0.1-0.2-0.3	0.1-0.2-0.4	0.1-0.2-0.3	0.05-0.1-0.2		
Cutting speed v_c , m/min										
185-140-105 130-100-70 135-100-75	255-190-140 180-135-105 185-140-105	250-200-160 170-135-110 180-145-115	240-190-155 170-135-110 175-140-115	240-190-155 165-130-105 175-140-110	275-220-175 190-150-120 200-160-125	210-170-110 140-110-70 160-125-80	285-255-230 205-185-165 215-190-170	255-225-180 180-160-130 185-165-135		
180-135-100 125-95-70 125-90-70	250-185-140 170-130-95 170-125-95	210-165-135 165-130-105 145-115-95	235-190-150 165-130-105 -	200-160-130 160-125-100 -	- - -	185-150-95 135-105-70 -	265-240-215 200-175-160 170-125-95	250-225-180 170-155-125 -		
150-115-85 125-95-70	205-155-115 175-130-95	175-140-110 140-115-90	195-155-125 165-130-105	170-135-105 135-110-85	- -	170-135-85 135-110-70	260-240-215 230-205-185	205-185-145 170-155-125		
165-125-90 115-85-65 125-90-70	225-165-125 155-115-85 170-125-95	220-175-140 150-120-95 165-135-105	215-170-135 150-120-95 160-130-105	210-170-135 145-115-90 160-130-100	245-195-155 165-130-105 180-145-115	185-150-95 120-100-65 145-115-75	255-230-205 180-160-145 195-175-155	225-200-160 155-140-115 170-155-120		
175-130-95 115-85-65 110-85-60	235-175-130 160-115-85 155-115-85	200-160-130 150-120-95 130-105-85	225-180-145 150-120-95 -	190-155-125 145-115-90 -	- - -	180-140-90 125-100-65 -	255-225-205 180-160-145 -	235-210-170 160-140-115 -		
145-105-80 115-85-65	195-15-110 160-120-90	165-130-105 135-105-85	185-150-120 150-120-95	160-125-100 130-100-80	- -	160-125-80 125-100-65	245-220-195 215-190-170	195-175-140 160-145-115		

CoroMill® Plura solid carbide end mill for heavy duty milling

For stainless steel

FHA
BSG
TCDC
TCDCON

38°
COROMANT
h10
h6






Metric version

								M S		Dimensions, mm	
								1740	1740	DCON _{MS}	LF
DC	CZC _{MS}	APMX	RE	LU	CNSC	CXSC	ZEFP	Ordering code		DCON _{MS}	LF
6.0	6	13.0	0.50	13.0	1	3	4	2S342-0600-050CMA	★ ☆	6.0	57.0
	6	13.0	1.00	13.0	1	3	4	2S342-0600-100CMA	★ ☆	6.0	57.0
8.0	8	18.0	0.50	18.0	1	3	4	2S342-0800-050CMA	★ ☆	8.0	63.0
	8	18.0	1.00	18.0	1	3	4	2S342-0800-100CMA	★ ☆	8.0	63.0
	8	18.0	1.50	18.0	1	3	4	2S342-0800-150CMA	★ ☆	8.0	63.0
	8	18.0	2.00	18.0	1	3	4	2S342-0800-200CMA	★ ☆	8.0	63.0
10.0	10	22.0	0.50	22.0	1	3	4	2S342-1000-050CMA	★ ☆	10.0	72.0
	10	22.0	1.00	22.0	1	3	4	2S342-1000-100CMA	★ ☆	10.0	72.0
	10	22.0	1.50	22.0	1	3	4	2S342-1000-150CMA	★ ☆	10.0	72.0
	10	22.0	2.00	22.0	1	3	4	2S342-1000-200CMA	★ ☆	10.0	72.0
	10	22.0	3.00	22.0	1	3	4	2S342-1000-300CMA	★ ☆	10.0	72.0
12.0	12	26.0	0.50	26.0	1	3	4	2S342-1200-050CMA	★ ☆	12.0	83.0
	12	26.0	1.00	26.0	1	3	4	2S342-1200-100CMA	★ ☆	12.0	83.0
	12	26.0	1.50	26.0	1	3	4	2S342-1200-150CMA	★ ☆	12.0	83.0
	12	26.0	2.00	26.0	1	3	4	2S342-1200-200CMA	★ ☆	12.0	83.0
	12	26.0	3.00	26.0	1	3	4	2S342-1200-300CMA	★ ☆	12.0	83.0
16.0	16	34.0	0.50	34.0	1	3	4	2S342-1600-050CMA	★ ☆	16.0	92.0
	16	34.0	1.00	34.0	1	3	4	2S342-1600-100CMA	★ ☆	16.0	92.0
	16	34.0	2.00	34.0	1	3	4	2S342-1600-200CMA	★ ☆	16.0	92.0
	16	34.0	3.00	34.0	1	3	4	2S342-1600-300CMA	★ ☆	16.0	92.0
	16	34.0	4.00	34.0	1	3	4	2S342-1600-400CMA	★ ☆	16.0	92.0
	16	34.0	5.00	34.0	1	3	4	2S342-1600-500CMA	★ ☆	16.0	92.0
20.0	20	42.0	1.00	42.0	1	3	4	2S342-2000-100CMA	★ ☆	20.0	104.0
	20	42.0	2.00	42.0	1	3	4	2S342-2000-200CMA	★ ☆	20.0	104.0
	20	42.0	3.00	42.0	1	3	4	2S342-2000-300CMA	★ ☆	20.0	104.0
	20	42.0	4.00	42.0	1	3	4	2S342-2000-400CMA	★ ☆	20.0	104.0
	20	42.0	5.00	42.0	1	3	4	2S342-2000-500CMA	★ ☆	20.0	104.0
	20	42.0	6.35	42.0	1	3	4	2S342-2000-635CMA	★ ☆	20.0	104.0

Cutting speed recommendations

Optimized - CoroMill® Plura solid carbide end mill for heavy duty milling



ISO	MC No.	CMC	Material	HB	 $a_p = 1.0 \times DC$ $a_p = 1.0 \times DC$			 $a_p = 0.5 \times DC$ $a_p = 1.0 \times DC$			 $a_p = 0.25 \times DC$ $a_p = 1.0 \times DC$		
					ℓ	v_c m/min	v_c feet/min	ℓ	v_c m/min	v_c feet/min	ℓ	v_c m/min	v_c feet/min
P	P1.2.Z.AN	01.2	Unalloyed steel	190	D01	150	492	D02	180	590	D03	250	820
	P2.2.Z.AN	02.2	Low-alloyed steel	240	D04	120	394	D02	145	475	D03	200	656
	P3.0.Z.HT	03.21	High alloyed steel	380	D04	80	262	D02	95	311	D03	135	442
M	P5.0.Z.AN	05.11	Ferritic/martensitic stainless steel	200	D04	115	377	D02	140	459	D03	195	639
	M1.0.Z.AQ	05.21	Austenitic stainless steel	200	D04	80	262	D05	100	328	D06	140	459
	M3.2.Z.AQ	05.51	Duplex (austenitic/ferritic) stainless steel	260	D04	80	262	D08	95	311	D09	135	442
K	K1.1.C.NS	07.2	Malleable cast iron	200	D01	150	492	D02	180	590	D03	250	820
	K2.1.C.UT	08.2	Grey cast iron	180	D01	150	492	D02	180	590	D03	250	820
	K3.2.C.UT	09.2	Nodular cast iron	215	D01	160	525	D02	190	623	D03	270	885
S	S2.0.Z.AG	20.22	Nickel based super alloys	350	D07	20	148	D08	25	180	D09	32	246
	S4.2.Z.AN	23.22	Titanium based alloys	320	D07	40	262	D08	50	311	D09	60	442

For optimized cutting data see CoroPlus® ToolGuide.

Feed recommendations

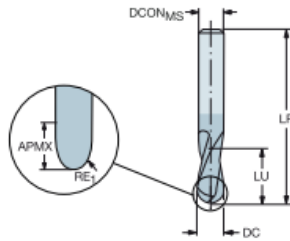
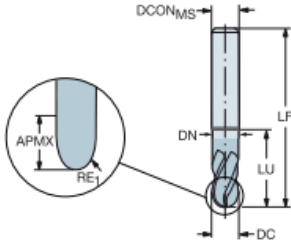
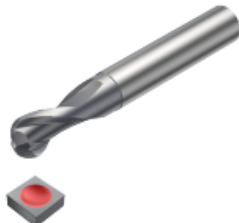
mm/tooth
inch/tooth

DC	2.000	3.000	4.000	6.000	6.350	7.938	8.000	9.525	10.000	12.000	12.700	14.000	15.875	16.000	19.050	20.000	25.000
ℓ	0.079	0.118	0.157	0.236	0.250	0.313	0.315	0.375	0.394	0.472	0.500	0.551	0.625	0.630	0.750	0.787	0.984
D01	0.020 0.0008	0.024 0.0009	0.028 0.0011	0.036 0.0014	0.036 0.0014	0.042 0.0017	0.043 0.0017	0.048 0.0019	0.050 0.0020	0.057 0.0022	0.059 0.0023	0.063 0.0025	0.070 0.0027	0.070 0.0028	0.080 0.0032	0.083 0.0033	0.100 0.0039
D02	0.024 0.0009	0.030 0.0012	0.036 0.0014	0.047 0.0019	0.049 0.0019	0.058 0.0023	0.059 0.0023	0.067 0.0026	0.070 0.0028	0.080 0.0031	0.084 0.0033	0.090 0.0035	0.099 0.0039	0.099 0.0039	0.100 0.0045	0.115 0.0047	0.120 0.0057
D03	0.028 0.0011	0.035 0.0014	0.041 0.0016	0.054 0.0021	0.056 0.0022	0.067 0.0026	0.067 0.0026	0.077 0.0030	0.080 0.0031	0.093 0.0037	0.098 0.0039	0.107 0.0042	0.119 0.0047	0.119 0.0047	0.120 0.0055	0.140 0.0058	0.147 0.0071
D04	0.020 0.0008	0.023 0.0009	0.025 0.0010	0.030 0.0012	0.031 0.0012	0.035 0.0014	0.035 0.0014	0.039 0.0015	0.040 0.0016	0.047 0.0018	0.049 0.0019	0.053 0.0021	0.060 0.0023	0.060 0.0023	0.060 0.0024	0.070 0.0028	0.073 0.0029
D05	0.020 0.0008	0.023 0.0009	0.025 0.0010	0.037 0.0015	0.040 0.0016	0.051 0.0020	0.052 0.0020	0.063 0.0025	0.067 0.0026	0.076 0.0030	0.079 0.0031	0.084 0.0033	0.093 0.0037	0.093 0.0037	0.107 0.0042	0.111 0.0044	0.133 0.0052
D06	0.020 0.0008	0.023 0.0009	0.026 0.0010	0.044 0.0017	0.047 0.0019	0.061 0.0024	0.062 0.0024	0.076 0.0030	0.080 0.0031	0.090 0.0035	0.094 0.0037	0.100 0.0039	0.109 0.0043	0.110 0.0043	0.125 0.0049	0.130 0.0051	0.200 0.0079
D07	0.020 0.0008	0.020 0.0008	0.020 0.0008	0.020 0.0008	0.021 0.0008	0.027 0.0011	0.028 0.0011	0.033 0.0013	0.035 0.0014	0.038 0.0015	0.040 0.0016	0.042 0.0016	0.045 0.0018	0.045 0.0018	0.050 0.0020	0.052 0.0020	0.060 0.0024
D08	0.024 0.0009	0.026 0.0010	0.029 0.0011	0.033 0.0013	0.034 0.0013	0.037 0.0015	0.038 0.0015	0.041 0.0016	0.042 0.0017	0.048 0.0019	0.050 0.0020	0.054 0.0021	0.060 0.0023	0.060 0.0023	0.069 0.0024	0.072 0.0027	0.087 0.0034
D09	0.030 0.0012	0.033 0.0013	0.035 0.0014	0.040 0.0016	0.041 0.0016	0.045 0.0018	0.045 0.0018	0.049 0.0019	0.050 0.0020	0.070 0.0028	0.077 0.0030	0.081 0.0036	0.110 0.0043	0.111 0.0044	0.142 0.0056	0.152 0.0060	0.203 0.0080

CoroMill® Plura solid carbide ball nose end mill for profiling

For steel and hardened steel with hardness ≤ 63HRc

FHA	R216.42...30-AI..G	R216.4x...30-AK..G
BSG	30°	30°
TCDC	COROMANT	COROMANT
TCDCON	h9	h9
PSIR	h6	h6
	0°	0°



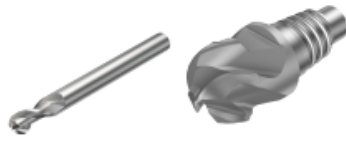
Metric version



							P M K S H					Dimensions, mm		
							160	180	180	180	160	DCONMS	LF	DN
DC	GZCMS	APMX	RE1	LU	ZEFP	Ordering code								
1.0	6	1.0	0.50	1.0	2	R216.42-01030-AI10G	*	*	*	*	*	6.0	57.0	
	6	1.5	0.50	1.5	2	R216.42-01030-AK15G	*	*	*	*	*	6.0	57.0	
1.5	6	1.5	0.75	2.0	2	R216.42-01530-AI15G	*	*	*	*	*	6.0	57.0	
	6	2.0	0.75	2.0	2	R216.42-01530-AK20G	*	*	*	*	*	6.0	57.0	
2.0	6	2.0	1.00	2.0	2	R216.42-02030-AI20G	*	*	*	*	*	6.0	57.0	
	6	3.0	1.00	3.0	2	R216.42-02030-AK30G	*	*	*	*	*	6.0	57.0	
2.5	6	2.5	1.25	2.0	2	R216.42-02530-AI25G	*	*	*	*	*	6.0	57.0	
	6	3.0	1.25	3.0	2	R216.42-02530-AK30G	*	*	*	*	*	6.0	57.0	
3.0	6	3.0	1.50	3.0	2	R216.42-03030-AI03G	*	*	*	*	*	6.0	57.0	
	6	4.0	1.50	4.0	2	R216.42-03030-AK04G	*	*	*	*	*	6.0	57.0	
4.0	6	4.0	2.00	4.0	2	R216.42-04030-AI04G	*	*	*	*	*	6.0	57.0	
	6	5.0	2.00	5.0	2	R216.42-04030-AK05G	*	*	*	*	*	6.0	80.0	
5.0	6	5.0	2.50	20.0	2	R216.42-05030-AI05G	*	*	*	*	*	6.0	57.0	4.9
	6	6.0	2.50	6.0	2	R216.42-05030-AK06G	*	*	*	*	*	6.0	80.0	
6.0	6	6.0	3.00	21.0	2	R216.42-06030-AI06G	*	*	*	*	*	6.0	63.0	5.7
	6	10.0	3.00	10.0	2	R216.42-06030-AK10G	*	*	*	*	*	6.0	80.0	
8.0	8	8.0	4.00	27.0	2	R216.42-08030-AI08G	*	*	*	*	*	8.0	63.0	7.7
	8	16.0	4.00	16.0	2	R216.42-08030-AK16G	*	*	*	*	*	8.0	100.0	
10.0	10	10.0	5.00	32.0	2	R216.42-10030-AI10G	*	*	*	*	*	10.0	72.0	9.7
	10	19.0	5.00	19.0	2	R216.42-10030-AK19G	*	*	*	*	*	10.0	100.0	
12.0	12	12.0	6.00	36.0	2	R216.42-12030-AI12G	*	*	*	*	*	12.0	83.0	11.4
	12	22.0	6.00	22.0	2	R216.42-12030-AK22G	*	*	*	*	*	12.0	100.0	
16.0	16	32.0	8.00	32.0	2	R216.42-16030-AK32G	*	*	*	*	*	16.0	125.0	

Cutting speed recommendations

Optimized - CoroMill® Plura solid carbide ball nose end mill for profiling

Optimized - CoroMill® 316 solid carbide head for profiling



ISO	MC No.	CMC	Material	HB						
					$a_e = 0.05 \times DC$			$a_e = 0.01 \times DC$		
					f_z	v_c m/min	v_c feet/min	f_z	v_c m/min	v_c feet/min
P	P1.2.Z.AN	01.2	Unalloyed steel	190	N01	300	984	N04	360	1181
	P2.2.Z.AN	02.2	Low-alloyed steel	240	N01	220	722	N04	265	869
	P3.0.Z.HT	03.21	High alloyed steel	380	N01	130	427	N04	150	492
M	P5.0.Z.AN	05.11	Ferritic/martensitic stainless steel	200	N01	90	295	N05	100	328
	M1.0.Z.AQ	05.21	Austenitic stainless steel	200	N02	110	361	N05	130	427
	M3.2.Z.AQ	05.51	Duplex (austenitic/ferritic) stainless steel	260	N02	90	295	N04	100	328
K	K1.1.C.NS	07.2	Malleable cast iron	200	N01	240	787	N04	290	951
	K2.1.C.UT	08.2	Grey cast iron	180	N01	240	787	N04	290	951
	K3.2.C.UT	09.2	Nodular cast iron	215	N01	215	705	N04	255	837
N	N1.2.Z.AG	30.12	Aluminium based alloys	100	N03	1765	5791	N06	1765	5791
	N1.3.C.UT	30.21	Aluminium based alloys	75	N03	755	2477	N06	910	2986
	N1.4.C.NS	30.42	Aluminium based alloys	130	N03	280	919	N06	335	1099
	N3.2.C.UT	33.2	Copper and copper alloys	90	N03	505	1657	N06	615	2018
S	S1.0.U.AG	20.12	Iron based superalloys	280	N02	50	164	N05	70	230
	S2.0.Z.AG	20.22	Nickel based superalloys	350	N02	50	164	N05	70	230
	S4.2.Z.AN	23.22	Titanium based alloys	320	N02	100	328	N05	130	427
H	H1.1.Z.HA	04.1	Steel - Hardness level 50	50HRC	N02	145	476	N05	175	574
	H1.2.Z.HA	04.1	Steel - Hardness level 55	55HRC	N02	145	476	N05	175	574
	H1.3.Z.HA	04.1	Steel - Hardness level 60	60HRC	N02	85	279	N05	100	328
O	O7.0.S.UT		Graphite		N03	800	2625	N06	850	2789

For optimized cutting data see CoroPlus® ToolGuide.

Feed recommendations

mm/tooth

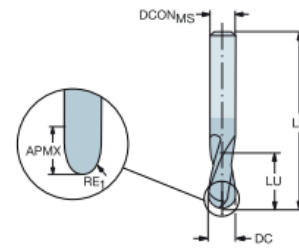
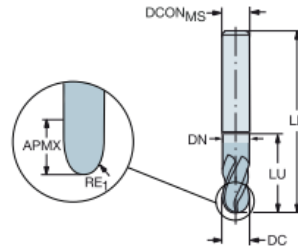
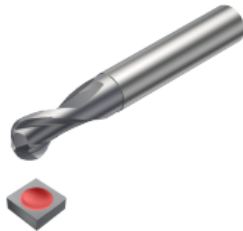
inch/tooth

DC	1.000	2.000	3.000	4.000	6.000	6.350	7.938	8.000	9.525	10.000	12.000	12.700	16.000	20.000	25.000	25.400
ε	0.039	0.079	0.118	0.157	0.236	0.250	0.313	0.315	0.375	0.394	0.472	0.500	0.630	0.787	0.984	1.000
N01	0.020	0.030	0.050	0.060	0.080	0.080	0.120	0.120	0.150	0.150	0.150	0.150	0.160	0.020	0.025	0.025
	0.0008	0.0012	0.0020	0.0024	0.0031	0.0031	0.0047	0.0047	0.0059	0.0059	0.0059	0.0059	0.0063	0.0079	0.0098	0.0098
N02	0.020	0.030	0.040	0.050	0.060	0.060	0.100	0.100	0.120	0.120	0.120	0.120	0.140	0.016	0.020	0.020
	0.0008	0.0012	0.0016	0.0020	0.0024	0.0024	0.0039	0.0039	0.0047	0.0047	0.0047	0.0047	0.0055	0.0079	0.0098	0.0098
N03	0.060	0.080	0.100	0.130	0.180	0.180	0.260	0.260	0.330	0.330	0.330	0.330	0.380	0.440	0.500	0.500
	0.0024	0.0031	0.0039	0.0051	0.0071	0.0071	0.0102	0.0102	0.0130	0.0130	0.0130	0.0130	0.0150	0.0173	0.0197	0.0197
N04	0.030	0.050	0.080	0.100	0.120	0.120	0.150	0.150	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.250	0.250	0.250
	0.0012	0.0020	0.0031	0.0039	0.0047	0.0047	0.0059	0.0059	0.0079	0.0079	0.0079	0.0079	0.0079	0.0098	0.0098	0.0098
N05	0.020	0.040	0.065	0.080	0.100	0.100	0.120	0.120	0.160	0.160	0.160	0.160	0.160	0.200	0.200	0.200
	0.0008	0.0016	0.0026	0.0031	0.0039	0.0039	0.0047	0.0047	0.0063	0.0063	0.0063	0.0063	0.0063	0.0079	0.0079	0.0079
N06	0.070	0.110	0.175	0.220	0.260	0.260	0.330	0.330	0.440	0.440	0.440	0.440	0.440	0.500	0.500	0.500
	0.0028	0.0043	0.0069	0.0087	0.0102	0.0102	0.0130	0.0130	0.0173	0.0173	0.0173	0.0173	0.0173	0.0197	0.0197	0.0197

CoroMill® Plura solid carbide ball nose end mill for profiling

For steel and hardened steel with hardness $\leq 63\text{HRC}$

	R216.42..30-AI..G	R216.4x..30-AK..G
FHA	30°	30°
BSG	COROMANT	COROMANT
TCDC	h9	h9
TCDCON	h6	h6
PSIR	0°	0°



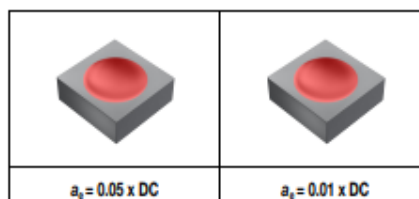
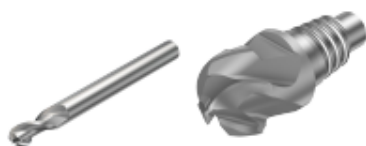
Metric version

							P	M	K	S	H	Dimensions, mm		
DC	CZC _{MS}	APMX	RE ₁	LU	ZEFP	Ordering code	16/10	16/20	16/20	16/20	16/10	DCON _{MS}	LF	DN
1.0	6	1.0	0.50	1.0	2	R216.42-01030-AI10G	☆	★	☆	☆	★	6.0	57.0	
	6	1.5	0.50	1.5	2	R216.42-01030-AK15G	★	★	★	☆	★	6.0	57.0	
1.5	6	1.5	0.75	2.0	2	R216.42-01530-AI15G	☆	★	☆	☆	★	6.0	57.0	
	6	2.0	0.75	2.0	2	R216.42-01530-AK20G	★	★	★	☆	★	6.0	57.0	
2.0	6	2.0	1.00	2.0	2	R216.42-02030-AI20G	☆	★	★	☆	★	6.0	57.0	
	6	3.0	1.00	3.0	2	R216.42-02030-AK30G	★	★	★	☆	★	6.0	57.0	
2.5	6	2.5	1.25	2.0	2	R216.42-02530-AI25G	☆	★	★	☆	★	6.0	57.0	
	6	3.0	1.25	3.0	2	R216.42-02530-AK30G	★	★	★	☆	★	6.0	57.0	
3.0	6	3.0	1.50	3.0	2	R216.42-03030-AI03G	☆	★	★	☆	★	6.0	57.0	
	6	4.0	1.50	4.0	2	R216.42-03030-AK04G	★	★	★	☆	★	6.0	57.0	
4.0	6	4.0	2.00	4.0	2	R216.42-04030-AI04G	☆	★	★	☆	★	6.0	57.0	
	6	5.0	2.00	5.0	2	R216.42-04030-AK05G	★	★	★	☆	★	6.0	80.0	
5.0	6	5.0	2.50	20.0	2	R216.42-05030-AI05G	☆	★	★	☆	★	6.0	57.0	4.9
	6	6.0	2.50	6.0	2	R216.42-05030-AK06G	★	★	★	☆	★	6.0	80.0	
6.0	6	6.0	3.00	21.0	2	R216.42-06030-AI06G	☆	★	★	☆	★	6.0	63.0	5.7
	6	10.0	3.00	10.0	2	R216.42-06030-AK10G	★	★	★	☆	★	6.0	80.0	
8.0	8	8.0	4.00	27.0	2	R216.42-08030-AI08G	☆	★	★	☆	★	8.0	63.0	7.7
	8	16.0	4.00	16.0	2	R216.42-08030-AK16G	★	★	★	☆	★	8.0	100.0	
10.0	10	10.0	5.00	32.0	2	R216.42-10030-AI10G	☆	★	★	☆	★	10.0	72.0	9.7
	10	19.0	5.00	19.0	2	R216.42-10030-AK19G	★	★	★	☆	★	10.0	100.0	
12.0	12	12.0	6.00	36.0	2	R216.42-12030-AI12G	☆	★	★	☆	★	12.0	83.0	11.4
	12	22.0	6.00	22.0	2	R216.42-12030-AK22G	★	★	★	☆	★	12.0	100.0	
16.0	16	32.0	8.00	32.0	2	R216.42-16030-AK32G	★	★	★	☆	★	16.0	125.0	

Cutting speed recommendations

Optimized - CoroMill® Plura solid carbide ball nose end mill for profiling

Optimized - CoroMill® 316 solid carbide head for profiling



ISO	MC No.	CMC	Material	HB	$a_e = 0.05 \times DC$			$a_e = 0.01 \times DC$		
					f_z	v_c m/min	v_c feet/min	f_z	v_c m/min	v_c feet/min
P	P1.2.Z.AN	01.2	Unalloyed steel	190	N01	300	984	N04	360	1181
	P2.2.Z.AN	02.2	Low-alloyed steel	240	N01	220	722	N04	265	869
	P3.0.Z.HT	03.21	High alloyed steel	380	N01	130	427	N04	150	492
M	P5.0.Z.AN	05.11	Ferritic/martensitic stainless steel	200	N01	90	295	N05	100	328
	M1.0.Z.AQ	05.21	Austenitic stainless steel	200	N02	110	361	N05	130	427
	M3.2.Z.AQ	05.51	Duplex (austenitic/ferritic) stainless steel	260	N02	90	295	N04	100	328
K	K1.1.C.NS	07.2	Malleable cast iron	200	N01	240	787	N04	290	951
	K2.1.C.UT	08.2	Grey cast iron	180	N01	240	787	N04	290	951
	K3.2.C.UT	09.2	Nodular cast iron	215	N01	215	705	N04	255	837
N	N1.2.Z.AG	30.12	Aluminium based alloys	100	N03	1765	5791	N06	1765	5791
	N1.3.C.UT	30.21	Aluminium based alloys	75	N03	755	2477	N06	910	2986
	N1.4.C.NS	30.42	Aluminium based alloys	130	N03	280	919	N06	335	1099
	N3.2.C.UT	33.2	Copper and copper alloys	90	N03	505	1657	N06	615	2018
S	S1.0.U.AG	20.12	Iron based superalloys	280	N02	50	164	N05	70	230
	S2.0.Z.AG	20.22	Nickel based superalloys	350	N02	50	164	N05	70	230
	S4.2.Z.AN	23.22	Titanium based alloys	320	N02	100	328	N05	130	427
H	H1.1.Z.HA	04.1	Steel - Hardness level 50	50HRC	N02	145	476	N05	175	574
	H1.2.Z.HA	04.1	Steel - Hardness level 55	55HRC	N02	145	476	N05	175	574
	H1.3.Z.HA	04.1	Steel - Hardness level 60	60HRC	N02	85	279	N05	100	328
O	O7.0.S.UT		Graphite		N03	800	2625	N06	850	2789

For optimized cutting data see CoroPlus® ToolGuide.

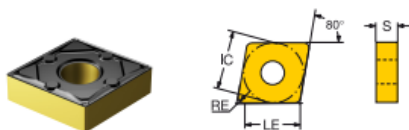
Feed recommendations

mm/tooth

inch/tooth

DC	1.000	2.000	3.000	4.000	6.000	6.350	7.938	8.000	9.525	10.000	12.000	12.700	16.000	20.000	25.000	25.400
f_z	0.039	0.079	0.118	0.157	0.236	0.250	0.313	0.315	0.375	0.394	0.472	0.500	0.630	0.787	0.984	1.000
N01	0.020	0.030	0.050	0.060	0.080	0.080	0.120	0.120	0.150	0.150	0.150	0.150	0.160	0.020	0.025	0.025
	0.0008	0.0012	0.0020	0.0024	0.0031	0.0031	0.0047	0.0047	0.0059	0.0059	0.0059	0.0059	0.0063	0.0079	0.0098	0.0098
N02	0.020	0.030	0.040	0.050	0.060	0.060	0.100	0.100	0.120	0.120	0.120	0.120	0.140	0.016	0.020	0.020
	0.0008	0.0012	0.0016	0.0020	0.0024	0.0024	0.0039	0.0039	0.0047	0.0047	0.0047	0.0047	0.0055	0.0063	0.0079	0.0090
N03	0.060	0.080	0.100	0.130	0.180	0.180	0.260	0.260	0.330	0.330	0.330	0.330	0.380	0.440	0.500	0.500
	0.0024	0.0031	0.0039	0.0051	0.0071	0.0071	0.0102	0.0102	0.0130	0.0130	0.0130	0.0130	0.0150	0.0173	0.0197	0.0197
N04	0.080	0.050	0.080	0.100	0.120	0.120	0.150	0.150	0.200	0.200	0.200	0.200	0.200	0.250	0.250	0.250
	0.0012	0.0020	0.0031	0.0039	0.0047	0.0047	0.0059	0.0059	0.0079	0.0079	0.0079	0.0079	0.0079	0.0098	0.0098	0.0098
N05	0.020	0.040	0.065	0.080	0.100	0.100	0.120	0.120	0.160	0.160	0.160	0.160	0.160	0.200	0.200	0.200
	0.0008	0.0016	0.0026	0.0031	0.0039	0.0039	0.0047	0.0047	0.0063	0.0063	0.0063	0.0063	0.0063	0.0079	0.0079	0.0079
N06	0.070	0.110	0.175	0.220	0.260	0.260	0.330	0.330	0.440	0.440	0.440	0.440	0.440	0.500	0.500	0.500
	0.0028	0.0043	0.0069	0.0087	0.0102	0.0102	0.0130	0.0130	0.0173	0.0173	0.0173	0.0173	0.0173	0.0197	0.0197	0.0197

Plaquita tipo C (Rómbica de 80°)

[illegible]

4) ANEXO

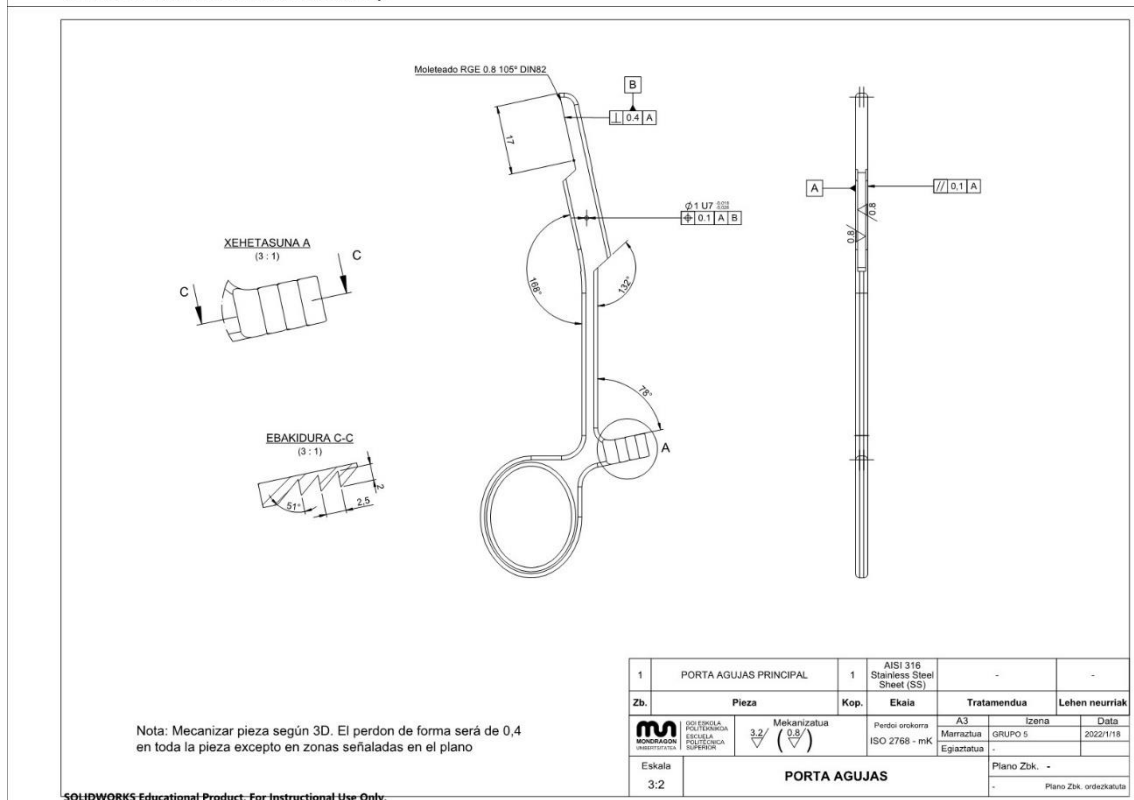
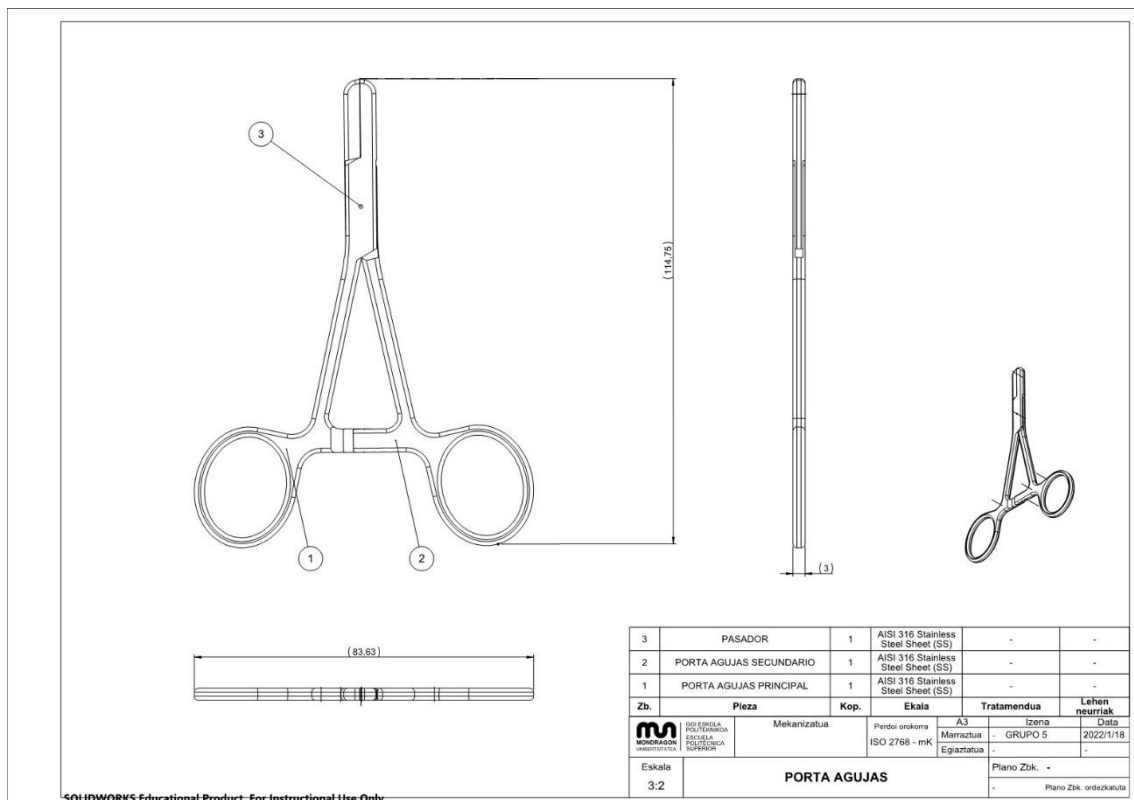
Para calcular las fuerzas que se tienen que hacer en el portaagujas para soltar los dientes se han utilizado estas fórmulas, el valor de x cambiara según que diente que se quiera soltar. La x del primer diente será 1,25; el del segundo 2,5; el del tercero 3,75.

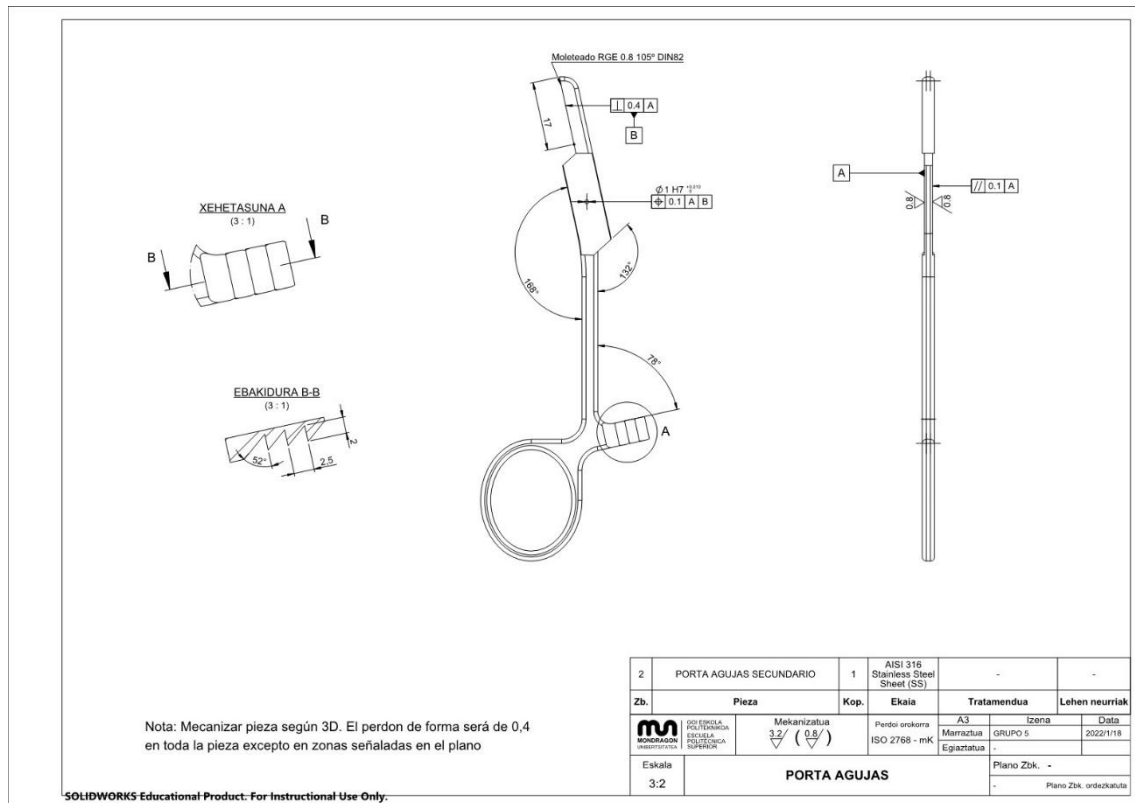
$$k = \frac{3EI}{L^3} = 11$$

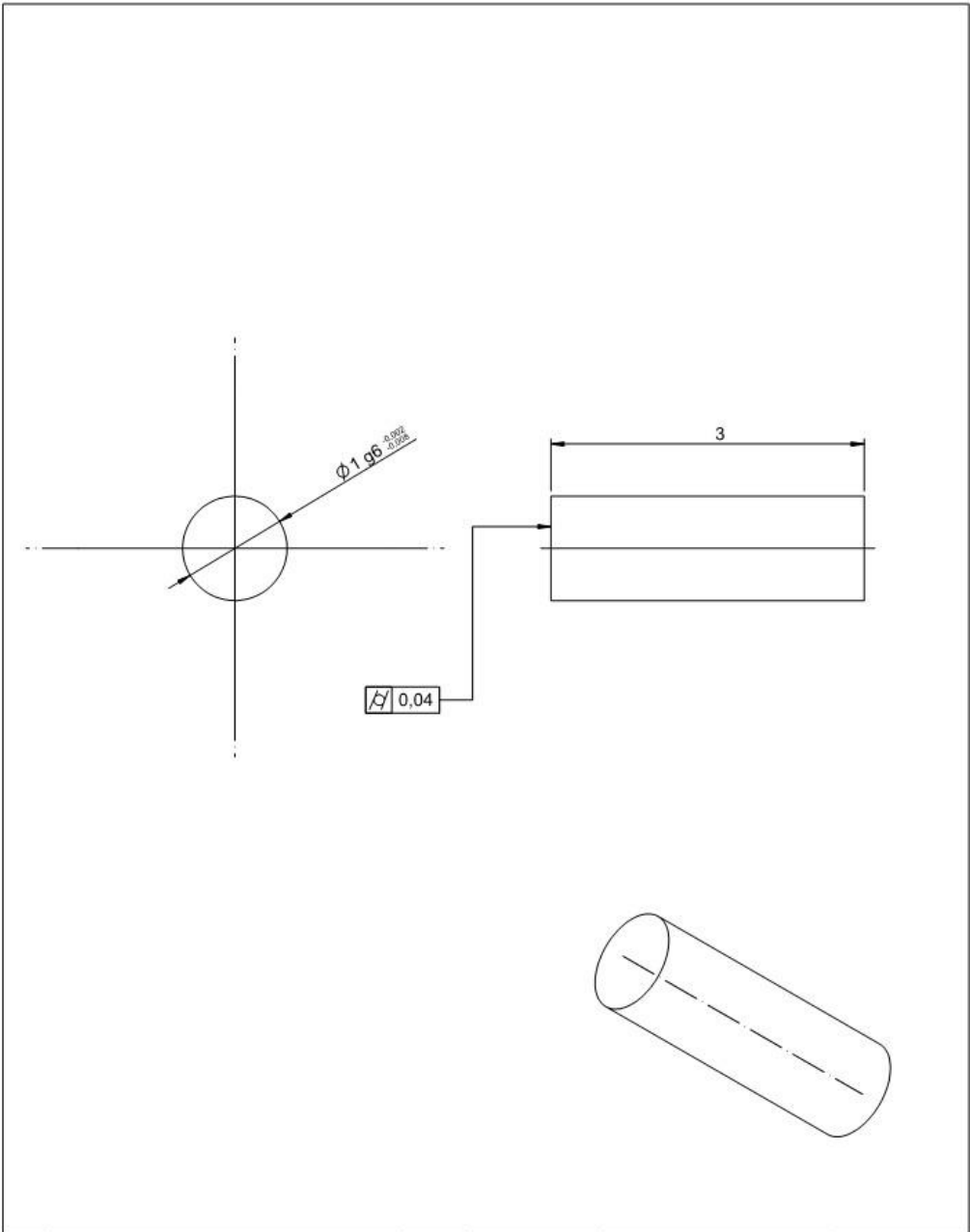
$$I = \frac{\pi d^4}{64} = 7,366$$

$$F = k \cdot x$$

5) ANEXO







3	PASADOR		1	AISI 316 Stainless Steel Sheet (SS)	-	-	
Zb.	Pieza		Kop.	Ekaia	Tratamendua		Lehen neurriak
 GOI ESKOLA POLITEKNIKOA ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR	Mekanizaturia 0.8/ 			Perdoi orokorra ISO 2768 - mK	A4	Izena	Data
					Marraztua	GRUPO 5	2022/1/18
					Egiatzatua	-	
Eskala 20:1	PORTA AGUJAS					Plano Zbk. -	
						- Plano Zbk. ordezkaturata	

SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.