



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

CAMPUS D'ALCOI

Diseño y desarrollo de una prótesis con mecanismo apto para ambientes húmedos.

MEMORIA PRESENTADA POR:

Ana Paula Pérez Pérez

TUTOR/A:

Francisco José Parres García

**GRADO DE INGENIERÍA EN DISEÑO INDUSTRIAL Y DESARROLLO DEL
PRODUCTO**

Convocatoria de defensa: [07/2021]

RESUMEN

Dada la actividad humana en ocasiones se producen accidentes bien en el ámbito laboral como en otros tipos circunstancias, consecuencia de estos accidentes en algunas situaciones se produce la pérdida de algún miembro con la problemática que ello conlleva. La necesidad de continuar realizando la actividad humana ha llevado al desarrollo de prótesis desde hace mucho tiempo. Es un sector en el que la evolución de los materiales y los procesos productivos han ayudado a mejorar el diseño de estos dispositivos facilitando cada vez más la vida al usuario. A pesar de los avances producidos, el elevado coste no permite en muchas ocasiones elegir una prótesis que permita al usuario seguir con su actividad de manera normal; actividades cotidianas como una ducha o un simple baño en verano puede verse dificultada debido a que la prótesis no soporta bien las condiciones bajo agua. El objetivo es diseño y desarrollo de una prótesis articulada apta para ambientes húmedos.

Palabras clave: elevado coste, prótesis articulada, ambientes húmedos.

ABSTRACT

Due to human activity, accidents sometimes occur in the workplace or in other circumstances, as a consequence of these accidents in some situations there is the loss of a limb with the problems that this entails. The need to continue performing human activity has led to the development of prostheses for a long time. It is a sector in which the evolution of materials and production processes have helped to improve the design of these devices making life easier for the user. Despite the progress made, the high cost often makes it impossible to choose a prosthesis that will allow the user to continue with their activities normally; everyday activities such as a shower or a simple bath in summer can be difficult because the prosthesis does not stand well underwater conditions. The aim is to design and develop an articulated prosthesis suitable for humid environments.

Keywords: high cost, articulated prosthesis, humid environments.



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

CAMPUS D'ALCOI



ANA PAULA PÉREZ PÉREZ

DISEÑO Y DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS CON MECANISMO APTO PARA AMBIENTES HÚMEDOS

GRADO EN INGENIERÍA INDUSTRIAL Y
DESARROLLO DEL PRODUCTO

JULIO 2021

Prótesis transfemoral con mecanismo apto para ambientes húmedos



- ✓ Encaje personalizable
- ✓ Materiales aptos para el contacto con el agua
- ✓ Pie con superficie antideslizante

ÍNDICE

MEMORIA DESCRIPTIVA.....	17
1. Introducción.....	17
2. Objeto y justificación.....	18
a. Objetivo general.....	18
b. Objetivo específico.....	18
3. Antecedentes.....	19
a. Anatomía de la pierna humana.....	19
b. Amplitud de movimiento.....	25
c. Biomecánica de la marcha humana.....	28
d. Historia de las prótesis inferiores.....	32
4. Normas y referencias.....	39
5. Definiciones y abreviaturas.....	41
6. Requisitos del diseño.....	42
a. Dimensiones del prototipo.....	42
b. Diseño del prototipo.....	45
c. Materiales a seleccionar.....	50
7. Análisis de soluciones.....	51
8. Resultados finales.....	62
9. Conclusiones.....	65
ANEXOS.....	66
1. Prototipado.....	66
2. Cálculos.....	68
3. Otros documentos.....	70
PLIEGO DE CONDICIONES.....	74
PRESUPUESTO.....	75
1. Presupuesto de la maquinaria.....	75
2. Presupuesto de fabricación.....	78
3. Presupuesto del desarrollo.....	83
4. Presupuesto final.....	84
PLANOS.....	85
1. Planos de conjunto.....	85
2. Planos de subconjunto.....	88
BIBLIOGRAFÍA COMPLEMENTARIA.....	2

ÍNDICE DE IMÁGENES

Imagen 1. Estructura de la pierna humana [1].....	19
Imagen 2. Partes de la pelvis [1].	19
Imagen 3. Estructura ósea de la cadera y el fémur. [2].....	20
Imagen 4. Articulación de la cadera [3].....	20
Imagen 5. Anatomía de la rodilla [3].....	20
Imagen 6. Estructura ósea de la pierna [5].	21
Imagen 7. Estructura ósea del pie [3].....	21
Imagen 8. Estructura muscular anterior [4].	22
Imagen 9. Estructura muscular anterior interna y estructura muscular posterior [4].....	22
Imagen 10. Músculos extensores de la pierna [6].....	23
Imagen 11. Músculos flexores de la pierna [6].	23
Imagen 12. Músculos rotadores externos [6].	24
Imagen 13. Músculos rotadores internos [6].....	24
Imagen 14. Músculos de la parte inferior de la pierna [6].	25
Imagen 15. Planos del cuerpo humano.....	25
Imagen 16. Amplitud de movimiento de la pierna	26
Imagen 17. Articulación de la rodilla [7].	26
Imagen 18. Rango de movimiento de la rodilla [8].....	27
Imagen 19. Rango de movimiento del tobillo [9].....	27
Imagen 20. Fases de la marcha humana [9].....	28
Imagen 21. Representación de la marcha humana [10].	29
Imagen 22. Estudio cinemático de la cadera en el intervalo I [11].	29
Imagen 23. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo I [11].....	30
Imagen 24. Estudio cinemático del tobillo en el intervalo I [11].....	30
Imagen 25. Estudio cinemático de la cadera en el intervalo II [11].	30
Imagen 26. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo II [11].	31
Imagen 27. Estudio cinemático de las articulaciones en el intervalo III [11].	31
Imagen 28. Desplazamiento del C.D.G durante la marcha [12].	32
Imagen 29. Pierna de James Potts ``Pierna de Anglesey´´ [13]	33
Imagen 30. Pierna del Doctor Bly [13].....	33
Imagen 31. Niveles de amputación transfemorales [14].	34
Imagen 32. Reconstrucción de los músculos tras la amputación [15].	35
Imagen 33. Partes de una prótesis transfemoral [16].....	35
Imagen 34. Rodilla Cheetah® Knee. Fabricada por Össur®	36
Imagen 35. Rodilla Genium®. Fabricada por Ottoblock®	37
Imagen 36. Pie articulado con amortiguador. Fabricado por Orliman Prosthesis®	37
Imagen 37. Pie Pro-Flex® XC fabricado por Össur®	38
Imagen 38. Partes de la rodilla [17].	43
Imagen 39. Boceto mecanismo rodilla 1.....	43
Imagen 40. Boceto mecanismo rodilla 2.....	44
Imagen 41. Modelado del encaje.....	44
Imagen 42. Anclaje y sujeción. Fabricados por Össur®	45
Imagen 43. Boceto general del prototipo.	45
Imagen 44. Diseño del encaje.	46
Imagen 45. Comparación de la estructura ósea humana y aviar [18].	46

Imagen 46. Sujeción del encaje.....	47
Imagen 47. Rosca sin tornillo/rosca con tornillos.	47
Imagen 48. Parte superior del mecanismo de la rodilla.....	48
Imagen 49. Parte inferior del mecanismo de la rodilla.	48
Imagen 50. Pistón del mecanismo.	49
Imagen 51. Pílon de la prótesis.	49
Imagen 52. Pie de la prótesis.	50
Imagen 53. Composición general de las series de aluminio.	54
Imagen 54. Análisis estático del encaje (1).	57
Imagen 55. Análisis estático del encaje (2).	57
Imagen 56. Análisis estático del anclaje.....	58
Imagen 57. Análisis estático de cabeza de la rodilla.	58
Imagen 58. Análisis estático del cuerpo de la rodilla.	59
Imagen 59. Análisis estático de la rosca.....	59
Imagen 60. Análisis estático del pílón.	60
Imagen 61. Análisis estático del pie (1).....	60
Imagen 62. Análisis estático del pie (2).....	61
Imagen 63. Prototipo final.....	62
Imagen 64. Prototipo final con materiales asignados.....	62
Imagen 65. Detalle del encaje con el anclaje.	63
Imagen 66. Detalle del mecanismo de la rodilla.	63
Imagen 67. Detalle del pie.....	64
Imagen 68. Render del producto final (1).	66
Imagen 69. Render del producto final (2).	66
Imagen 70. Modelado de la pierna flexionada.....	67
Imagen 71. Encaje y mecanismo de la rodilla.	67
Imagen 72. Elongación del PLA.	68
Imagen 74. Esquema del mecanismo de la rodilla.....	69

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Comparación de la densidad frente al límite elástico de los metales férricos y no férricos	51
Gráfico 2. Comparación de la densidad frente al precio de los metales férricos y no férricos. ..	52
Gráfico 3. Relación entre el precio y la densidad del PLA, ABS y nailon	55
Gráfico 4. Relación entre el límite elástico y la densidad del PLA, ABS y nailon.	56

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Datos generales del usuario (1)	42
Tabla 2. Datos generales del usuario (2)	42
Tabla 3. Propiedades de los materiales obtenidas de GRANTA EduPack	52
Tabla 4. Propiedades de los materiales obtenidas de GRANTA EduPack (2)	53
Tabla 5. Propiedades de los materiales obtenidas de GRANTA EduPack (3)	53
Tabla 6. Propiedades de los materiales obtenidas de GRANTA EduPack (4)	54
Tabla 7. Propiedades de los materiales obtenidas de GRANTA EduPack (5)	56
Tabla 8. Propiedades de los materiales obtenidas de GRANTA EduPack (6)	56
Tabla 9. Masa de las piezas de PLA.	61
Tabla 10. Masa de las piezas de la aleación de aluminio.	61

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1. Ecuación de la potencia.	32
Ecuación 2. Ecuación de la tensión.	68
Ecuación 3. Ecuación de la deformación.....	68
Ecuación 4. Ley de Hooke.....	68
Ecuación 5. Tensión máxima para el PLA.....	68
Ecuación 6. Cálculo de la fuerza máxima que soportará el pie de la prótesis.	69

MEMORIA DESCRIPTIVA

1. Introducción

Según datos de ANDADE, la Asociación Nacional de Amputados de España, alrededor de 59.000 personas sufren alguna amputación de un miembro inferior de su cuerpo.

Los avances tecnológicos han permitido desarrollar prótesis capaces de sustituir estos miembros y, además, adaptarse a los movimientos del usuario. Se observa una fuerte línea evolutiva desde las primeras prótesis que se desarrollaron hasta las que se encuentran en el mercado actualmente.

Existen prótesis de muchos tipos, con la posibilidad de personalizarse en función del nivel de actividad del usuario, desde prótesis más básicas a prótesis biónicas con microchips incorporados. Esto hace que el precio en este sector varíe desde los 3.000 € hasta los 60.000 €. Las prótesis más básicas son rudimentarias y muchas de ellas están obsoletas, además de que el grado de actividad que permite que el paciente realice es mínimo. Las mejores prótesis son capaces de adecuarse a los movimientos del usuario, adaptándose así a su nivel de actividad, pudiendo personalizarse en diferentes situaciones. En España, la financiación de estas prótesis está excluida, limitando el acceso a ellas a personas con un poder adquisitivo elevado.

Otro factor importante a tener en cuenta en este tipo de productos es el uso en ambientes acuáticos de las prótesis. Generalmente los materiales que llevan incluidos son sensibles a exposiciones continuadas al agua, bien sea por que contienen componentes eléctricos que llevan insertados o por que el fabricante de estas recomienda que no se de un gran contacto.

Es por esto por lo que en este proyecto se tratará de conseguir diseñar un mecanismo para una rodilla protésica que permita que el usuario pueda desarrollar una actividad moderada, que pueda estar en contacto con ambientes húmedos sin que suponga problemas y que los materiales de los que está fabricada sean económicos.

2. Objeto y justificación

a. Objetivo general

El presente estudio tiene como objeto el desarrollo y el estudio de la viabilidad de una prótesis transfemoral, identificando y justificando el empleo de cada uno de los materiales utilizados en función de la pieza.

b. Objetivo específico

El precio completo de la prótesis debe ser inferior a productos similares que ya se encuentran en el mercado.

Otro de los objetivos a conseguir, es que el usuario de esta prótesis pueda desarrollar una actividad física moderada y que pueda subir y bajar escaleras sin problema. Para ello, los materiales seleccionados deben ser livianos, pero al mismo tiempo, han de tener la resistencia necesaria para soportar el peso del cuerpo del usuario.

Los materiales y los componentes que hagan que el funcionamiento de esta prótesis sea el adecuado deben ser aptos para el contacto con el agua.

3. Antecedentes

Para entender el funcionamiento de las prótesis de miembros inferiores, hay que conocer la anatomía, la articulación de la extremidad y como se desarrolla el ciclo de la marcha humana.

A continuación, de manera breve se detallan los conceptos básicos para dicha comprensión.

a. Anatomía de la pierna humana

i. Estructura ósea

Las piernas son las extremidades inferiores del cuerpo humano y son las responsables de la marcha.

Como se observa en la *Imagen 1*, la pierna está comprendida entre el tercer segmento del hueso pélvico y el tobillo.

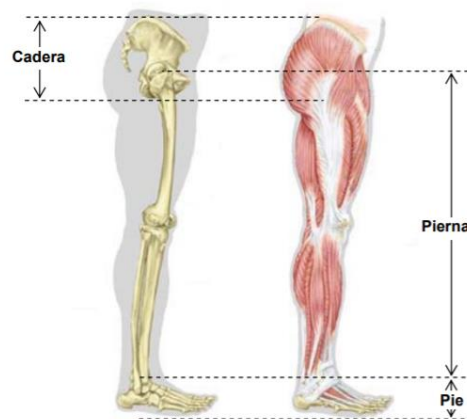


Imagen 1. Estructura de la pierna humana [1].

La pelvis transmite el peso de la parte superior del cuerpo a los miembros inferiores. Soporta el peso de la parte superior del cuerpo, repartiendo una parte de forma equitativa a cada una de las piernas y aportando estabilidad para que se pueda dar la marcha.

A grandes rasgos, la pelvis está formada por el ilion, el isquion y el pubis (*imagen 2*).

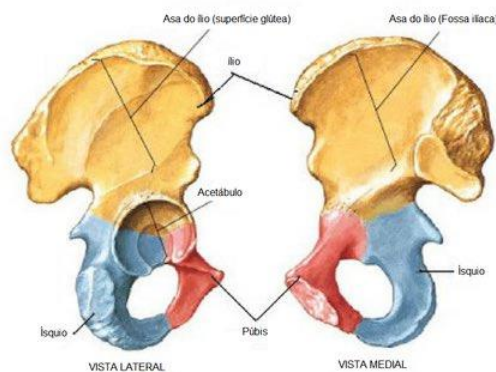


Imagen 2. Partes de la pelvis [1].

Como se muestra en la *imagen 3*, la cadera es la articulación esférica que se produce por el contacto de la cabeza del fémur y la pelvis. Esta articulación permite que la parte superior de la pierna se pueda desplazar hacia delante y hacia atrás.

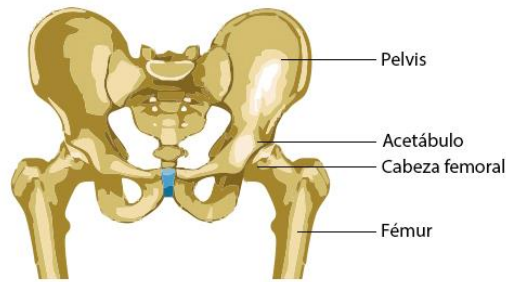


Imagen 3. Estructura ósea de la cadera y el fémur. [2].

El hueso del fémur, conocido comúnmente como el hueso del muslo, es el hueso superior de la pierna y también el más largo y pesado del cuerpo humano. Su cabeza, la cabeza femoral, tiene forma de esfera y encaja a la perfección en la cavidad del hueso pélvico. Esta cavidad recibe el nombre de acetábulo y está formado por el ilion, el isquion y el pubis.

El cartílago articular es el encargado de amortiguar los movimientos que se producen en dicha articulación.

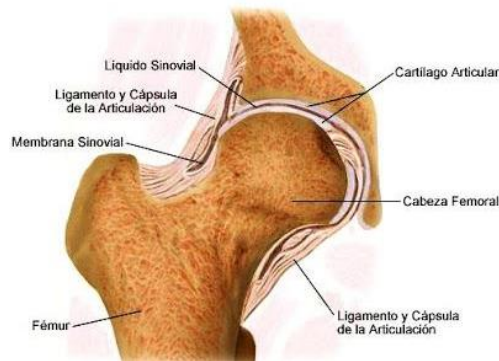


Imagen 4. Articulación de la cadera [3].

Los ligamentos presentes en esta articulación se encargan de mantener la unión entre la cabeza del fémur y el acetábulo y el fémur a la pelvis.

La parte inferior del fémur forma la articulación femorotibial con la tibia, mediante la rótula.

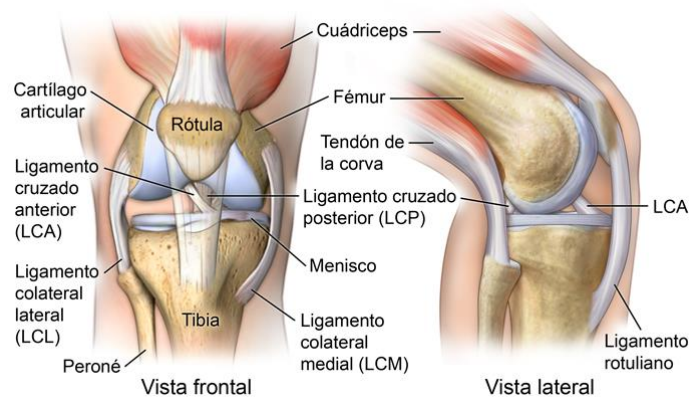


Imagen 5. Anatomía de la rodilla [3].

La rótula protege la parte frontal de la articulación de la rodilla. Su función es la extensión de la rodilla. Este hueso actúa aumentando el ángulo que se genera en la palanca generada por el tendón del fémur cuando la pierna se estira.

La tibia, el segundo hueso más largo del cuerpo humano, está articulada superiormente con el fémur y la rótula. La parte lateral está articulada con el peroné. La parte inferior de ambos huesos forman la articulación del tobillo.

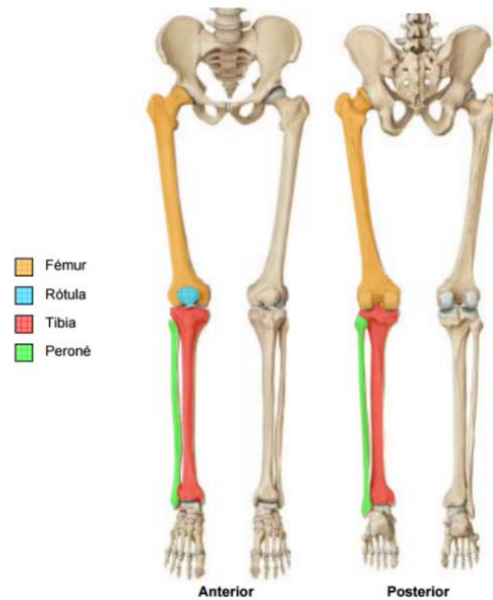


Imagen 6. Estructura ósea de la pierna [5].

En la articulación del tobillo intervienen además de la tibia y el peroné, los huesos del pie.

El pie está conformado por 26 huesos divididos en tarso, metatarso y falanges.

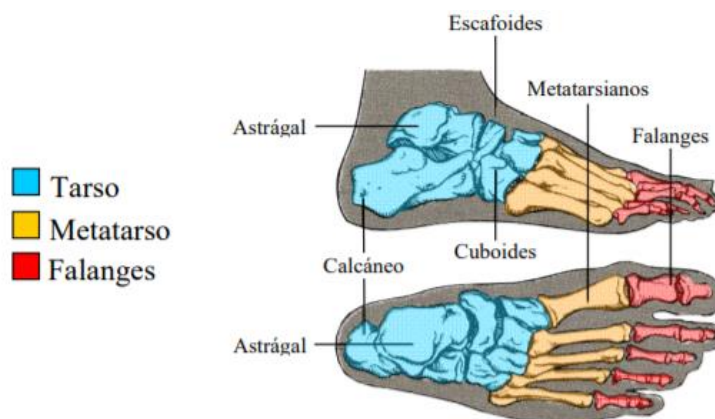


Imagen 7. Estructura ósea del pie [3].

Los huesos del tarso forman el talón y el dorso del empeine.

El astrágalo es el hueso que está en contacto con la tibia y el peroné. Junto con el calcáneo, estos dos huesos cargan la mayor parte del peso del cuerpo.

El escafoides y el cuboides son los huesos que se articulan con los metatarsianos. El metatarso está formado por cinco largos huesos que forman la parte media del pie y establecen la unión

entre los huesos del tarso y las falanges. Las falanges forman los cinco dedos del pie y cada uno de los dedos está formado por tres de estas, excepto el pulgar que está formado únicamente por dos. Las falanges en contacto con el metatarso, las primeras falanges son las que permiten que el pie se articule.

ii. Estructura muscular

La articulación de la cadera tiene 17 músculos encargados de realizar los movimientos que permiten el movimiento de la pierna. Según la distribución de los músculos

Para este estudio, se profundiza en los músculos que tienen una función directa en el movimiento articular.

Por un lado, el psoas iliaco que se inserta en el trocánter mayor es el responsable de la flexión de la cadera y de la rotación externa del fémur. El glúteo medio, que también se inserta en el trocánter mayor es el responsable de la abducción de la cadera e interviene a su vez en la flexión.

Por otra parte, el glúteo mayor se inserta en la parte posterior del fémur es el encargado de la extensión de la cadera.

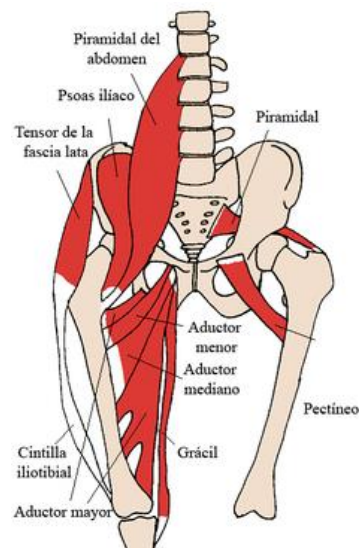


Imagen 8. Estructura muscular anterior [4].

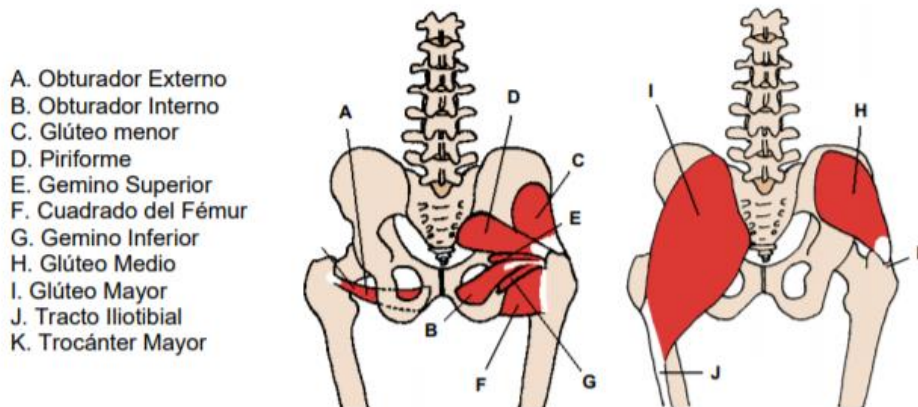


Imagen 9. Estructura muscular anterior interna y estructura muscular posterior [4].

En cuanto a los músculos que intervienen en el movimiento de la pierna, encontramos un gran número. A continuación, se mencionan los músculos más importantes en los movimientos necesarios para la marcha humana.

Los músculos responsables de la extensión se encuentran en sartorio y el cuádriceps femoral. El cuádriceps femoral se divide en recto femoral, vasto interno, vasto externo y músculo crural o vasto intermedio, que se encuentra por debajo del recto femoral (*imagen 10*).

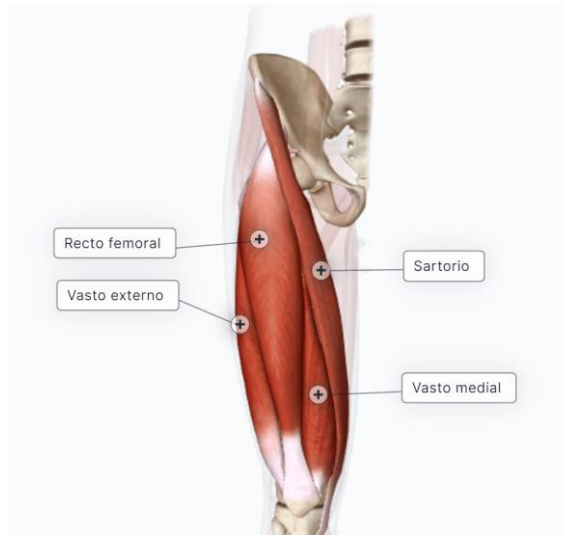


Imagen 10. Músculos extensores de la pierna [6].

Los músculos flexores de la pierna (*imagen 11*) son los isquiotibiales, el gastrocnemio, el sartorio, el recto interno y el poplíteo.

Los isquiotibiales están formados por el bíceps femoral, el semitendinoso y el semimembranoso.

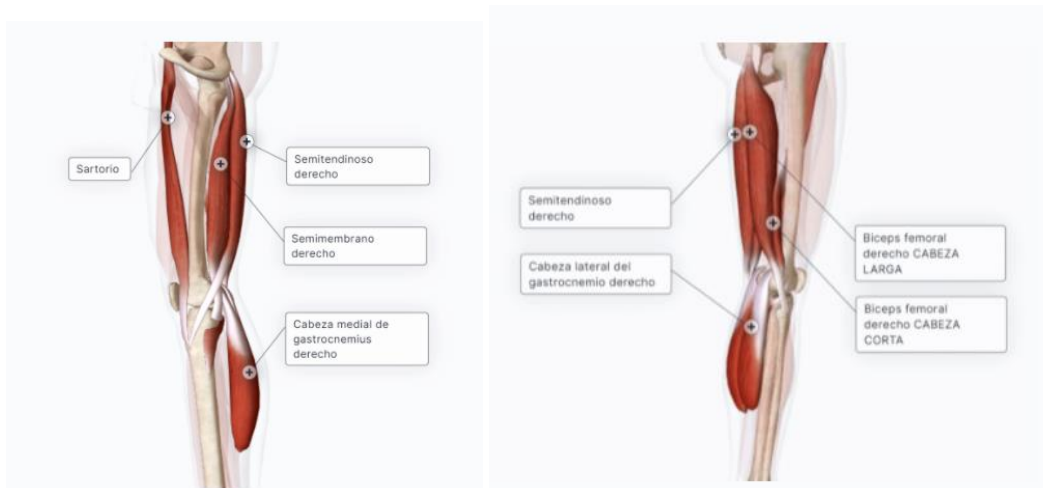


Imagen 11. Músculos flexores de la pierna [6].

Los músculos rotadores externos de la pierna son el bíceps femoral de cabeza corta y el tensor de la fascia lata (*imagen 12*).

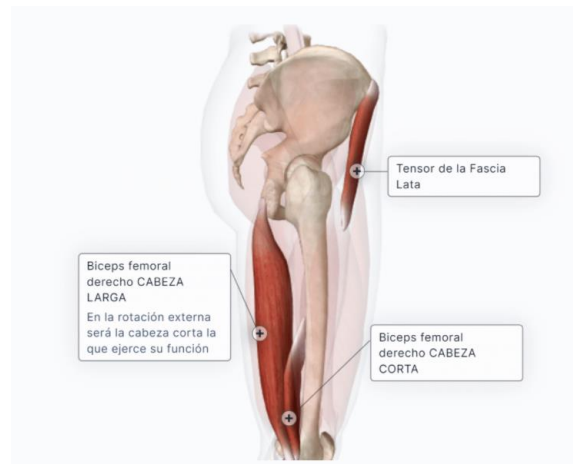


Imagen 12. Músculos rotadores externos [6].

Los músculos rotadores internos de la pierna son el sartorio, el semimembranoso, el semitendinoso, el recto interno y el poplíteo.



Imagen 13. Músculos rotadores internos [6].

Los músculos principales implicados en el movimiento de flexión, rotación y abducción del pie son el tibial anterior, hacia dentro y el peroneo hacia fuera.

El extensor largo de los dedos permite la flexión y extensión de los dedos menos del dedo pulgar, que lo realiza el extensor largo del dedo gordo.

El gastrocnemio, el soleo y el plantar intervienen en la flexión plantar del pie y, además, el soleo también permite elevar el talón.



Imagen 14. Músculos de la parte inferior de la pierna [6].

En el pie, se encuentra el músculo extensor corto de los dedos, que contribuye a la extensión de los dedos. El resto de los músculos plantares contribuyen a los movimientos de flexión y extensión del pie.

b. Amplitud de movimiento

La articulación de la cadera permite a la pierna moverse en los tres planos del cuerpo humano. En la marcha humana, se observa el movimiento de la pierna respecto a la cadera y de la cadera respecto de la pierna.

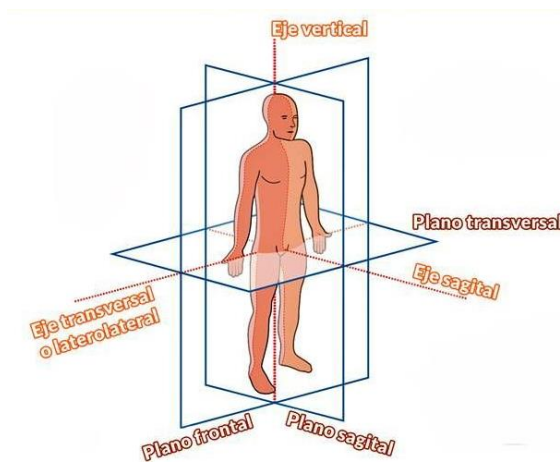


Imagen 15. Planos del cuerpo humano

En la *Imagen 16* se muestran los tres movimientos que realiza la pierna debido a la articulación de la cadera.

En primer lugar, se observan los ángulos de la extensión de la pierna hacia atrás de 15° y la flexión de la rodilla hacia el torso entre 130° y 140°

La abducción y aducción de la pierna se genera en el eje sagital. En la abducción la pierna se aleja del cuerpo, generando un ángulo entre 30° y 45° . En la aducción se genera un ángulo de entre 20° y 30° .

La rotación de la pierna se genera al rotar el muslo. Si esta rotación se produce hacia el cuerpo, la pierna tiene un ángulo de entre 30° y 45° y si la rotación se produce en sentido contrario el ángulo que se genera oscila entre los 40° y 50°

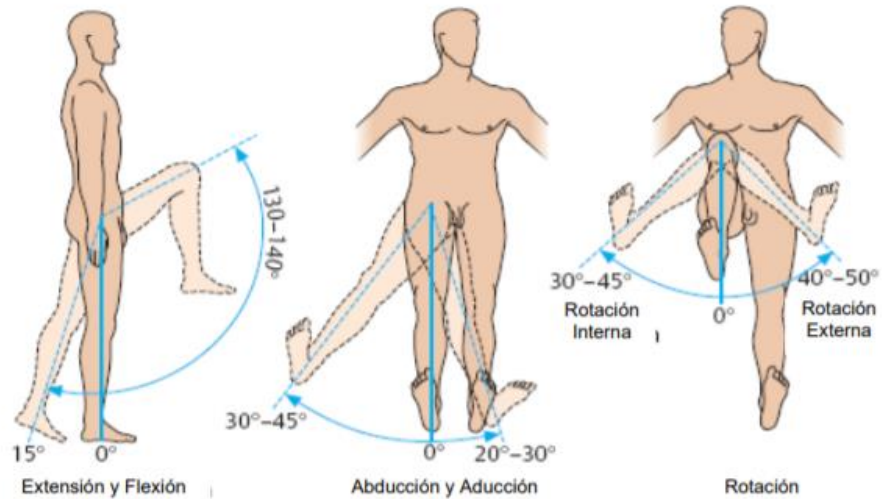


Imagen 16. Amplitud de movimiento de la pierna

La rodilla, la articulación más grande del cuerpo, es compuesta y está formada por la acción de los huesos de la tibia, el fémur y la rótula y dos discos fibrocartilagosos.

El movimiento de la rodilla se produce debido a la articulación entre el cóndilo del fémur y la tibia y la articulación entre la superficie rotular del fémur y la rótula. Los meniscos están ubicados entre la tibia y el fémur y aumentan la superficie de contacto e incrementan así la transmisión de fuerza en el movimiento.

Los ligamentos restringen el movimiento articular del conjunto.

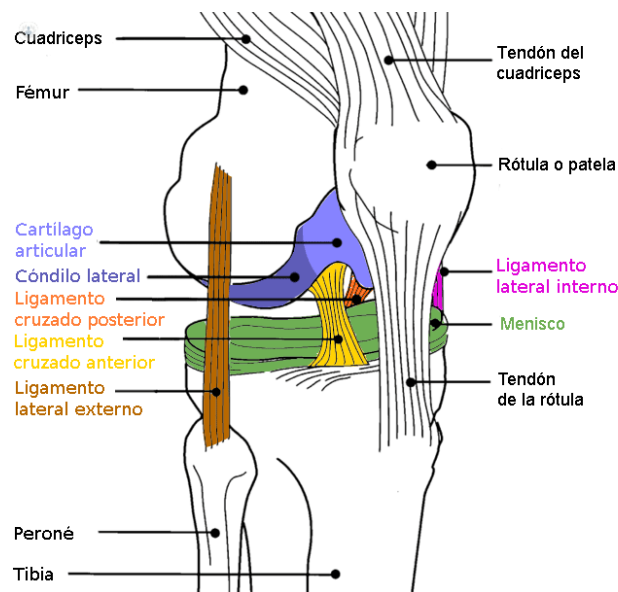


Imagen 17. Articulación de la rodilla [7].

En la *Imagen 18* se muestra la amplitud de movimiento de la rodilla. Cuando la pierna está completamente estirada y se flexiona se genera un rango de movimiento desde los 0° hasta los 155° , generando un contacto entre el glúteo y el talón.

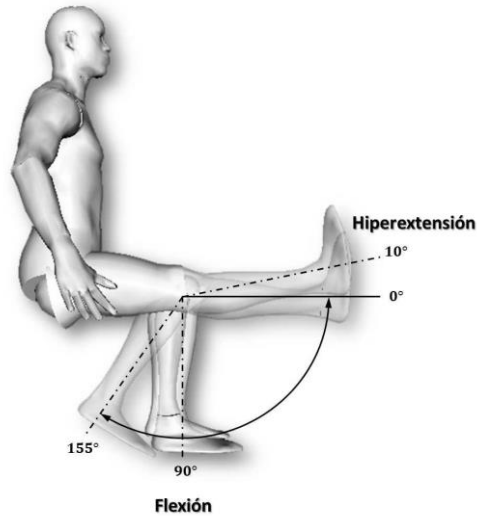


Imagen 18. Rango de movimiento de la rodilla [8].

Este ángulo puede variar en función de la flexibilidad del individuo. En algunas personas también se puede dar una hiperextensión de hasta 10° (*imagen 16*).

La articulación del tobillo está formada por la tibia, el peroné y el astrágalo y la articulación del astrágalo con el escafoides y el calcáneo.

En esta articulación se generan dos movimientos principales: la dorsiflexión, la elevación de la punta del pie hacia la espinilla y la plantarflexión o flexión plantar, la flexión del pie en contra de la espinilla (*imagen 19*).

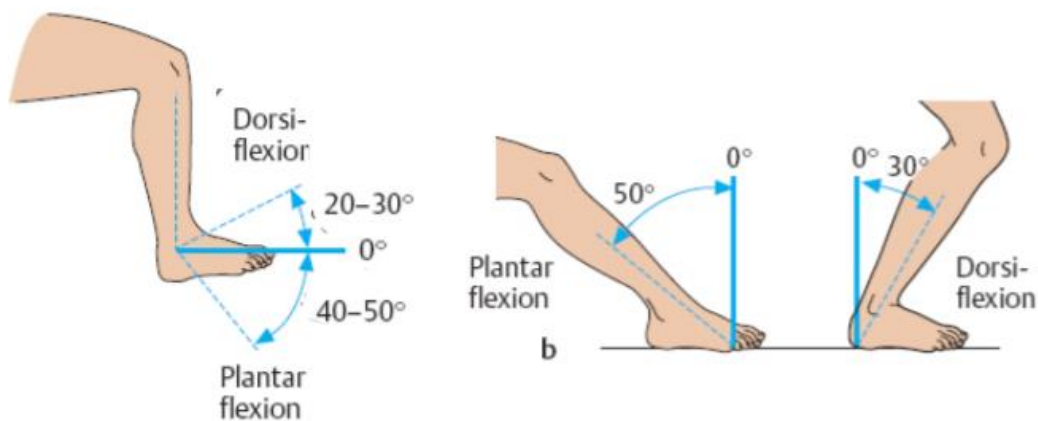


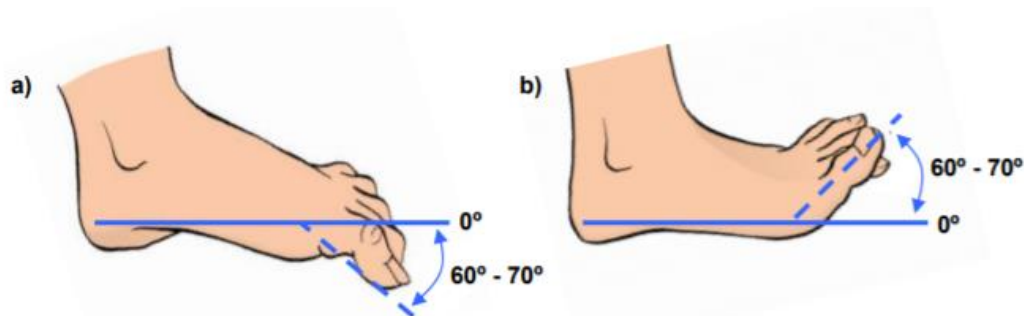
Imagen 19. Rango de movimiento del tobillo [9].

La articulación del tobillo genera un ángulo entre la tibia y el peroné y el pie desde la posición neutral del pie y la tibia en perpendicular al plano del pie. Dependiendo de la flexibilidad del individuo esta articulación permite una amplitud de movimiento entre 20° y 30° en la dorsiflexión y entre 40° y 50° en la flexión plantar.

Cuando el pie se encuentra fijo en el suelo, la parte inferior de la pierna se puede desplazar hacia delante y hacia detrás generando los mismos ángulos que se generan en el movimiento libre del pie.

Lateralmente el tobillo permite una flexión de 5°.

En cuanto al movimiento de los dedos de los pies en la marcha humana, se observa una amplitud de movimiento entre 60° y 70° respecto a una posición inicial neutra del pie. El ángulo de esta articulación varía en función de la implicación única de los músculos extensores de los dedos para su flexión o la posición de "pie de punta", siendo en esta un poco mayor en mediciones realizadas en el mismo sujeto.



c. Biomecánica de la marcha humana.

El estudio de la marcha humana comienza cuando el pie entra en contacto con el suelo y termina con otro contacto del mismo pie con el suelo. La distancia entre los dos puntos de contacto se define como el paso completo.

El ciclo de la marcha se divide en una fase de apoyo y una fase de balanceo.

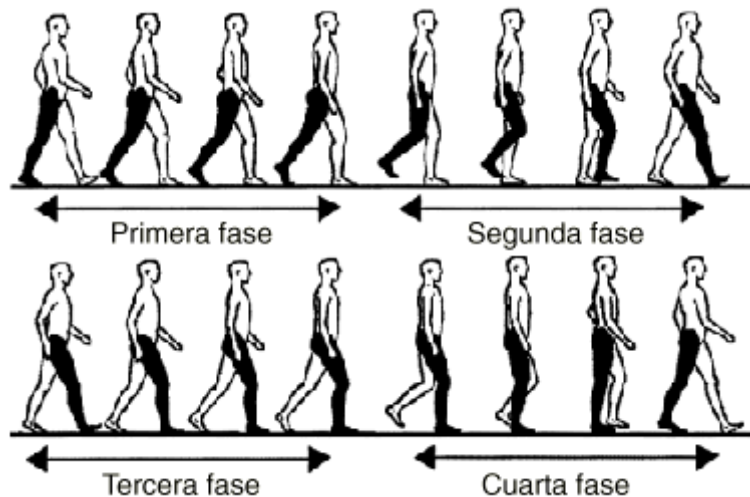


Imagen 20. Fases de la marcha humana [9]

La fase de apoyo engloba el 60% del total del ciclo y se da siempre y cuando el pie está en contacto con el suelo. La fase de balanceo ocupa el 40% restante del ciclo y se da cuando el pie no contacta con el suelo. Cuando se habla de apoyo sencillo se refiere al periodo en el que un solo pie está en contacto con el suelo y apoyo doble cuando ambos pies tienen contacto.

La fase de apoyo se divide en cinco intervalos:

1. Contacto del talón: momento en el que el talón toca el suelo
2. Apoyo plantar: contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
3. Apoyo medio: el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie (plano sagital)
4. Apoyo terminal: el talón se levanta del suelo
5. Despegue del pie: los dedos se elevan del suelo

La fase de balanceo se divide en tres intervalos:

1. Balanceo inicial (aceleración): rápida aceleración del extremo de la pierna el instante después de que los dedos dejan de tocar el suelo.
2. Balanceo medio: la pierna que se mueve adelanta a la pierna que está apoyada, quedando delante de esta.
3. Balanceo terminal (desaceleración): la pierna que se mueve comienza a desacelerar en función del fin del intervalo.

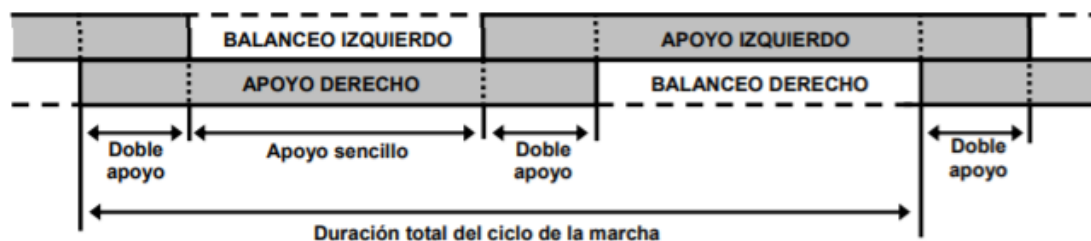


Imagen 21. Representación de la marcha humana [10].

Para entender el movimiento del cuerpo en la marcha y conocer como se mueve cada una de las partes que influyen en el paso se estudia el análisis cinemático de la marcha. Este análisis está dividido en tres intervalos, en los cuales se describe como actúan la cadera, la rodilla y el tobillo en el plano sagital para cada una de las fases [11].

En el primer intervalo, se produce un movimiento de las articulaciones en el plano sagital entre el contacto del talón con el suelo y el apoyo medio.

La cadera está aproximadamente a 30° cuando el talón está apoyado en el suelo. Cuando el talón deja de estar en contacto la articulación de la cadera se extiende y cuando el pie se apoya en el suelo la cadera se mueve a una posición neutra.

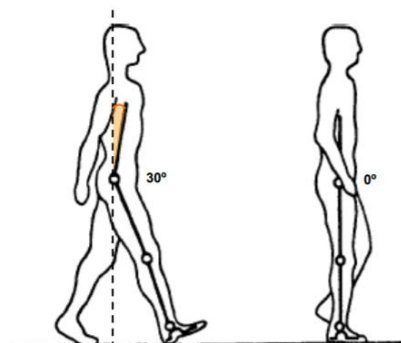


Imagen 22. Estudio cinemático de la cadera en el intervalo I [11].

En el instante antes del contacto del talón con el suelo, la rodilla está en extensión. Simultáneamente se produce el contacto del talón con el suelo, la rodilla comienza a flexionarse hasta que el pie se apoya completamente. En ese momento la rodilla alcanza un ángulo de 20° . En el intervalo de apoyo medio la rodilla tiene un ángulo de 10° y su extensión se mantiene.

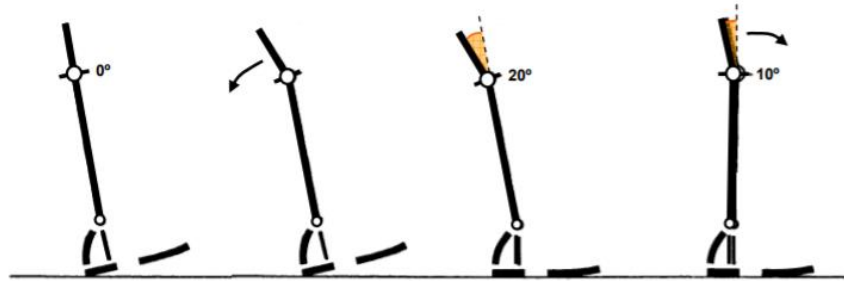


Imagen 23. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo I [11].

La articulación del tobillo está en posición neutra, igual que la rodilla, justo antes del contacto del talón con el suelo. Cuando este contacto se produce la articulación del tobillo se mueve en dirección a la flexión plantar. La tibia se mueve 15° . En la fase media la articulación del tobillo pasa a 5° de dorsiflexión.

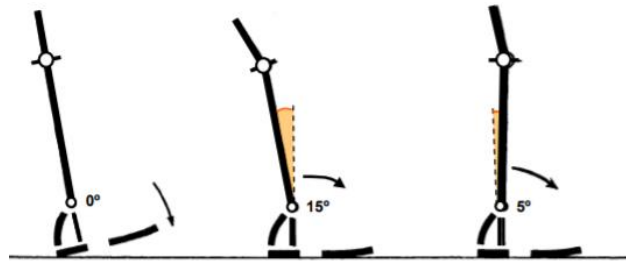


Imagen 24. Estudio cinemático del tobillo en el intervalo I [11].

En el segundo intervalo, se produce el movimiento de las articulaciones en el plano sagital entre el apoyo medio y el despegue del pie del suelo.

La cadera, que se encuentra en posición neutra, comienza a moverse hacia la extensión y cuando el talón se despegue, la cadera alcanza 20° de hiperextensión.

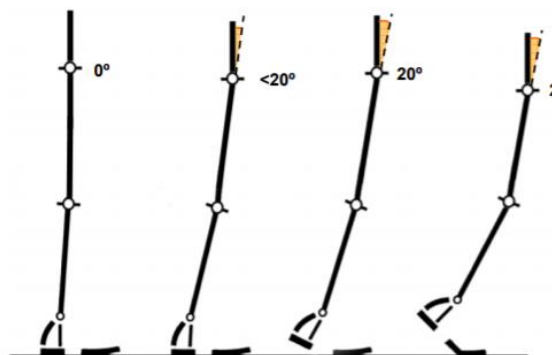


Imagen 25. Estudio cinemático de la cadera en el intervalo II [11].

La rodilla, que tiene un ángulo aproximadamente de 10° de flexión continúa extendiéndose. En el segundo anterior a que el talón pierda el contacto con el suelo, la rodilla está en un ángulo de 4° . Ente el despegue del talón y el despegue de los dedos, la rodilla se mueve a una extensión de 40° .

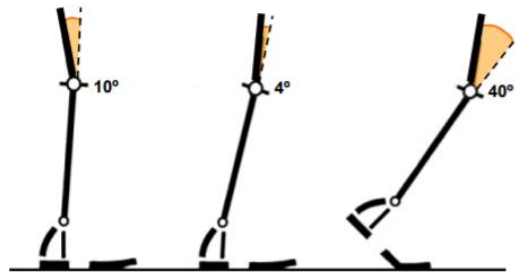


Imagen 26. Estudio cinemático de la rodilla en el intervalo II [11].

El tobillo, en una posición de 5° de dorsiflexión, pasa a 15° en el momento en el que el talón despega del suelo. Cuando el talón se ha elevado completamente y los dedos del pie se mantienen en contacto con el suelo, la posición el tobillo es de 20° de flexión plantar.

El último intervalo describe el movimiento de las articulaciones en el plano sagital en la etapa de balanceo.

Durante el balanceo la cadera parte de la posición neutral y se flexiona 30° y se mantiene en esa posición. La rodilla entre el despegue del pie y la parte media de la etapa de balanceo se flexiona de una posición de 40° a un ángulo de 65° . Entre el balanceo y el contacto con el talón se extiende casi completamente. Durante la etapa de balanceo el pie de mueve de su posición inicial de flexión plantar a una posición neutra que se mantiene hasta el apoyo del talón.

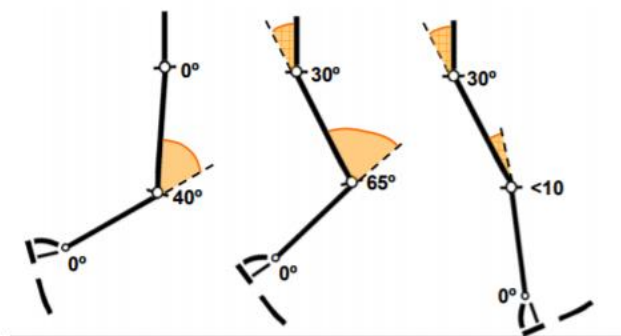


Imagen 27. Estudio cinemático de las articulaciones en el intervalo III [11].

Cuando la velocidad de la marcha aumenta, se produce un aumento relativo en el tiempo gastado en la base de balanceo y con la disminución de la velocidad relativa, una disminución.

La duración del periodo de apoyo doble disminuye conforme la velocidad de la marcha aumenta. La ausencia de un periodo de doble apoyo es lo que hace la diferencia entre correr y andar.

Durante la marcha, el movimiento que describe el centro de gravedad de la persona es sinuoso y no rectilíneo. Esto exige intercambios de energía entre energía cinética y potencial y la transferencia de dichas energías entre segmentos. Durante la fase de apoyo bipodal el centro

de gravedad del tronco se encuentra en su posición más baja. Su energía potencial es mínima y su energía cinética máxima

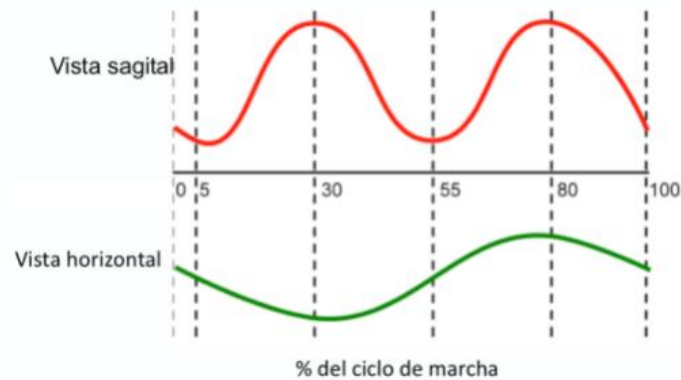


Imagen 28. Desplazamiento del C.D.G durante la marcha [12].

La potencia generada en el ciclo de la marcha se debe a una diferencia entre la energía que se produce o que se absorbe en las articulaciones por la acción de los momentos internos musculares y las fuerzas de reacción.

En el análisis de la marcha, la potencia se calcula como el producto de $P = M\omega$, donde M es el momento articular y ω es la velocidad angular.

La velocidad angular en una articulación es igual a:

$$P = M (\omega_{proximal} - \omega_{distal})$$

Ecuación 1. Ecuación de la potencia.

d. Historia de las prótesis inferiores

Las primeras prótesis que aparecen en la historia son de la época egipcia y se fabricaron con fibras naturales y con madera. También se han encontrado prótesis fabricadas de hierro y de bronce, con un núcleo de madera pertenecientes a la época romana.

Asimismo, se descubrieron rudimentarias prótesis de mano y de brazo que utilizaban los antiguos luchadores para poder continuar con la batalla e intimidar a sus rivales.

La prótesis más avanzada hasta esa época apareció en anotaciones de un cirujano italiano que viajaba por Asia y registró observaciones de una amputación bilateral de un hombre que podía realizar movimientos como escribir.

Se conoce a Ambroise Paré como el padre de la cirugía de amputación y del diseño protésico hasta ese momento, ya que introdujo modernos procedimientos de amputación y elaboró diversas prótesis tanto para extremidades superiores como inferiores. En este momento, se empiezan a usar materiales más ligeros como el cuero, el papel y el pegamento para construir las piezas y así, sustituir materiales pesados como el hierro o la madera.

En el año 1696 se desarrolló la primera prótesis por debajo de la rodilla y en 1800 se diseñó una prótesis transfermoral con un encaje de madera y con una rodilla y un pie articulados debido a un mecanismo controlado por cuerdas que se disponían entre la rodilla y el tobillo (imagen 29).

El diseño de esta pierna se fue desarrollando a lo largo de los años y se consiguieron mejorar los mecanismos escondiendo las cuerdas en el interior para conseguir un aspecto más natural.



Imagen 29. Pierna de James Potts "Pierna de Anglesey" [13]

En 1858 el Doctor Bly patentó la pierna que desarrollo, que como se puede ver en la *imagen 8* el mecanismo que hace que funcione se encuentra en el interior, asemejándose más a las características estructurales de una pierna original de un cuerpo humano.

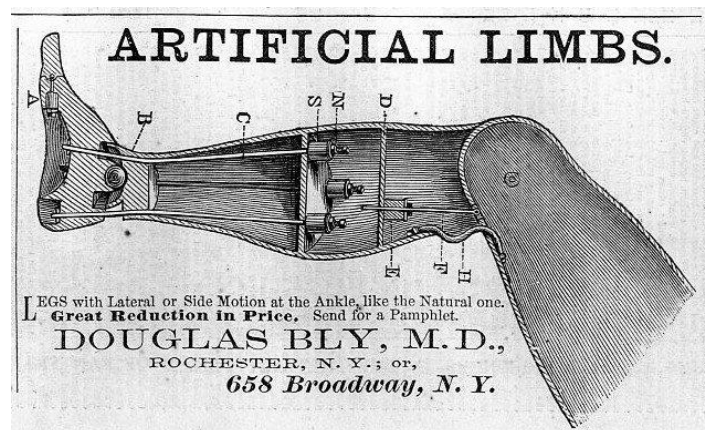


Imagen 30. Pierna del Doctor Bly [13]

En 1863 se desarrollo una prótesis más avanzada con un encaje de succión, una rodilla policéntrica y un pie multiarticulado. Los años siguientes se fueron variando los materiales para hacer las prótesis para conseguir mayor funcionabilidad y menor peso. Se comenzó a utilizar el aluminio en vez del acero.

A medida que se desarrollaba la Guerra Civil estadounidense, la cantidad de amputados iba en aumento y obligó a que los científicos, ingenieros y médicos de la época buscaran materiales alternativos y nuevas tecnologías para implementar el desarrollo que se había alcanzado hasta ese momento. Tras la Segunda Guerra Mundial y con mismo motivo que en batallas anteriores, se continuó con la investigación y se alcanzó el desarrollo de prótesis como las que se conocen hoy, con dispositivos más livianos y hechos a medida [14]. Los desarrollos tecnológicos actuales han permitido incorporar microprocesadores y chips informáticos a las rodillas de las prótesis, los que se conoce como prótesis biónicas.

En cuanto a la estética, existen recubrimientos de silicona que se colocan sobre la estructura interna de las prótesis, que imitan la estética de una extremidad natural.

En una amputación transfemoral son diversas las causas que pueden llevar a un individuo a necesitar una prótesis que sustituya su miembro original. Este tipo de amputación se refiere a cuando el corte de la pierna es por arriba de la rodilla, seccionando el fémur.

El corte en este hueso puede llevarse a cabo a diferentes alturas dependiendo de las características del paciente. Las mas comunes son las que se observan en la *Imagen 31*.

La amputación transfemoral larga se produce en la parte distal del fémur (amputación supracondílea), en la media se amputa el fémur por la diáfisis del hueso y en la corta se produciría por debajo del trocánter menor.

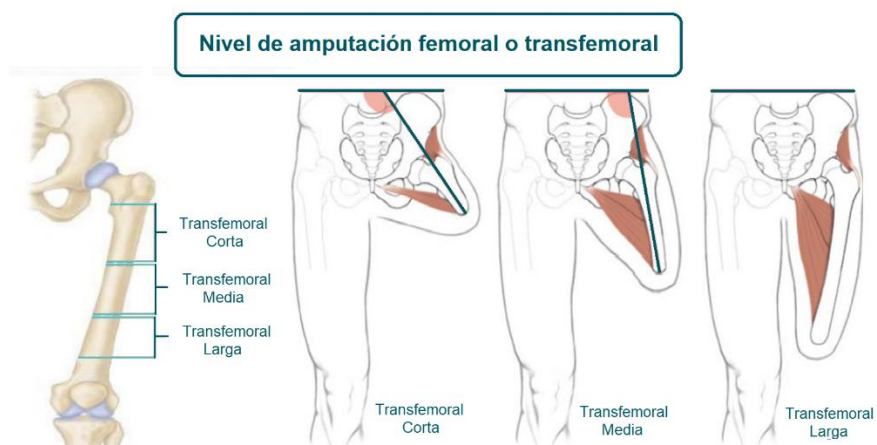


Imagen 31. Niveles de amputación transfemoral [14].

Al amputar una pierna también se seccionan nervios, venas y músculos que se han de suturar correctamente para crear un muñón sano y funcional donde se pueda insertar un encaje sobre el que colocar la prótesis.

En el proceso de la amputación se trata de reconstruir los músculos que necesitan ser seccionados alrededor del fémur para que el muñón no pierda la funcionalidad motora y el paciente pueda caminar con una prótesis.

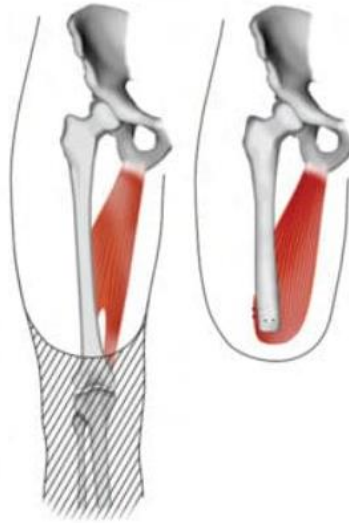


Imagen 32. Reconstrucción de los músculos tras la amputación [15].

En este tipo de amputación se utilizan prótesis transfemorales. Todas estas prótesis están compuestas por cinco elementos principales (Imagen 33):

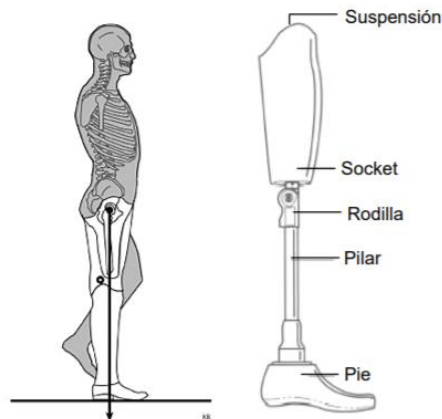


Imagen 33. Partes de una prótesis transfemoral [16].

El socket o encaje es la conexión entre el paciente y la prótesis. Se trata de un molde fabricado a la medida del paciente. Generalmente está fabricado con fibra de vidrio y fibras de carbono para tener una consistencia muy fuerte. Dentro del encaje se puede acoplar la suspensión, que se utiliza en pacientes cuya amputación es corta y la longitud para instalar el encaje no es la suficiente para conseguir estabilidad.

La rodilla es el principal elemento articular de la prótesis. Es el sistema mediante el cual la prótesis se puede doblar y se puede desarrollar una marcha similar a la que realiza un sujeto que cuenta con las dos piernas. Dependiendo de la actividad física de las personas usuarias de las prótesis se utilizan rodillas con sistemas más avanzados o rodillas más básicas que cumplen simplemente con la función de caminar.

Existen rodillas con bloqueo, que cuentan con un sistema de autobloqueo durante la fase de extensión de la marcha, que se desbloquearía en la sedestación y se indican para sujetos con una actividad física muy baja.

Las rodillas libres cuentan con diferentes sistemas de control (*Imagen 34*) para permitir la flexión y la extensión en la marcha sin necesidad de un sistema de bloqueo. Permiten efectuar una marcha más natural y permiten un nivel de actividad superior al de las rodillas con bloqueo. Dentro de este grupo se encuentran varios tipos en función del mecanismo que lleven incorporado:

- Rodillas libres mecánicas: la extensión de la rodilla se controla por medio de la fricción del propio mecanismo, impidiendo la flexión en el periodo de apoyo. Para caminar con estas prótesis, el sujeto tiene que aprender a desplazar su centro de gravedad delante del eje de la rodilla protésica.
- Rodillas libres de control por fluidos: incorporan cilindros que contienen fluidos que aplican resistencia a la flexión y a la extensión.
- Rodillas monocéntricas: durante la flexión y la extensión el eje de la rodilla permanece fijo en relación con el resto de los elementos protésicos.
- Rodillas policéntricas: realizan un movimiento de giro deslizante según se da la flexión de la rodilla, imitando el mecanismo fisiológico que sucede en las rodillas anatómicas.



Imagen 34. Rodilla Cheetah® Knee. Fabricada por Össur®

- Rodillas de control electrónico: se conocen como rodillas inteligentes e incorporan microprocesadores que ajustan las diferentes resistencias del mecanismo interior, estudiando como se desarrolla la marcha y permitiendo una adaptación total a la anatomía del usuario.



Imagen 35. Rodilla Genium®. Fabricada por Ottoblock®

El pilar o pilón es el segmento que une la rodilla con el pie y sustituye la función que realizan la tibia y el peroné. Generalmente se utilizan materiales como el aluminio y el titanio e incluso la fibra de carbono.

El pie se encarga de aportar la estabilidad necesaria para que el usuario pueda caminar sin necesidad de apoyos complementarios. Dependiendo de los requerimientos del usuario tienen unas formas más naturales o más aerodinámicas. Existen pies sólidos que son muy simples y los más baratos, que no tienen partes móviles y que sin indicados para sujetos con niveles de actividad bajos.

Los pies multiaxiales, como el que se muestra en la *Imagen 37* tienen la capacidad de moverse en los planos sagital, frontal y transversal y se pueden adaptar a diversas situaciones.



Imagen 36. Pie articulado con amortiguador. Fabricado por Orliman Prosthesis®

Los pies con absorción de energía están indicados para un nivel de actividad muy elevado y ayudan al usuario a efectuar la marcha de una manera más eficiente y sin tanto gasto energético. A estos pies también se les pueden añadir microprocesadores para registrar cambios de terreno y adaptar los movimientos para mayor comodidad del usuario.



Imagen 37. Pie Pro-Flex® XC fabricado por Össur®

4. Normas y referencias

La normativa indicada a continuación es la empleada para el desarrollo de este trabajo:

1. Normativa empleada para la comprensión de las partes que componen una prótesis y los ensayos a los que se tienen que someter para comprobar así su estabilidad estructural:
 - UNE-EN ISO 10328:2017. Prótesis. Ensayo estructural de las prótesis de miembros inferiores. Requisitos y métodos de ensayo.
 - UNE-EN ISO 22523:2007. Prótesis de miembros externos y ortesis externas. Requisitos y métodos de ensayo.
 - UNE-EN ISO 22675:2017. Prótesis. Ensayo de las articulaciones de tobillo – pie y de las unidades de pie. Requisitos y métodos de ensayo.
 - UNE 111912:1990. Prótesis y órtesis. Aspectos médicos. Descripción de las malformaciones congénitas de miembros.
 - UNE 111909-1:1990. Prótesis y órtesis. Vocabulario. Parte 1: términos generales.
 - UNE 111909-2:1990. Prótesis y órtesis. Vocabulario. Parte 2: términos generales.
 - UNE 111909-3:1990. Prótesis y órtesis. Vocabulario. Parte 3: términos generales.
2. Normativa empleada para la conformación del pie protésico:
 - UNE-EN ISO 22568-4:2019. Protectores de pies y piernas. Requisitos y métodos de ensayo para la evaluación de componentes de calzado. Parte 4: Plantas resistentes a la perforación no metálicas
3. Normativa utilizada para determinar la resistencia de plásticos sometidos a diferentes esfuerzos:
 - UNE-EN ISO 22088-4:2007. Plásticos. Determinación de la resistencia a la fisuración bajo esfuerzo en un medio ambiente activo (ESC). Parte 4: Método de impresión con aguja o con bola (ISO 22088-4:2006)
4. Normativa referente a las dimensiones del cuerpo humano para el diseño.
 - UNE-EN ISO 7250-1:2017 (Ratificada). Definiciones de las medidas básicas del cuerpo humano para el diseño tecnológico. Parte 1: Definiciones de las medidas del cuerpo y referencias (ISO 7250-1:2017) (Ratificada por la Asociación Española de Normalización en diciembre de 2017.)

A continuación, se presentan las referencias utilizadas en la redacción de este trabajo.

- [1] <https://anatomiauco.wordpress.com/piezas-oseas/pelvis/hueso-coxal/informacion-general/>
- [2] <https://www.mba.eu/blog/que-es-protesis-de-cadera/>
- [3] <https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=hip-problems--85-P04471>
- [4] https://es.wikipedia.org/wiki/M%C3%BAsculos_aductores_de_la_cadera
- [5] https://www.partesdel.com/partes_de_la_pierna.html
- [6] <https://paradigmia.com/curso/locomotor/modulos/osteologia-de-la-extremidad-inferior/temas/femur/>
- [7] <https://www.topdoctors.es/articulos-medicos/operacion-del-ligamento-cruzado-anterior#>
- [8] https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_imagepages/9530.htm
- [9] <https://es.slideshare.net/TraumaHCM/biomecnica-del-tobillo>
- [10] <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-iberoamericana-fisioterapia-kinesiologia-176-articulo-fases-marcha-humana-13012714>
- [11] SÁNCHEZ-LACUESTA, J (1999). *Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica* 2ª Ed. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia
- [12] <https://aprendeenlinea.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164205>
- [13] <https://www.sutori.com/story/evolucion-de-la-protesis-de-extremidad-inferior--XZQeGdWmHMTESCQKA8CzQbun>
- [14] <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-history-prosthetics/>
- [15] <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-transfemoral-amputation-part-2/>
- [16] <https://www.monografias.com/trabajos99/estudio-del-arte-protesis-piernas/estudio-del-arte-protesis-piernas.shtml>
- [17] <http://biologiafotosdibujosimagenes.blogspot.com/2012/03/dibujos-de-la-rodilla-y-sus-partes.html>
- [18] <https://www.wikiwand.com/es/Osteolog%C3%ADa>

5. Definiciones y abreviaturas

Prótesis: dispositivo ortopédico que reemplaza una pieza o un miembro del cuerpo por otro artificial, con una morfología similar y que realiza una función análoga.

Supracondílea: fractura del cóndilo del fémur o del húmero

Diáfisis: parte tubular de un hueso largo comprendida entre los dos extremos o epífisis.

Muñón: extremo de un miembro del cuerpo después de haber sido cortado o amputado dicho miembro.

Sedestación: posición en la que el ser humano se mantiene la verticalidad a través del apoyo de la pelvis sobre la base de sustentación.

6. Requisitos del diseño

Para el desarrollo del proyecto, se plantea el diseño de un mecanismo que realice una función semejante a la que desarrolla la articulación de la rodilla. Este mecanismo debe permitir que el usuario de la prótesis pueda caminar de una manera cómoda, que pueda realizar las actividades comunes del día a día y que pueda tener una actividad deportiva moderada. Además, debe poder mojarse sin sufrir ninguna alteración.

El resto de las piezas que completan el prototipo serán de diferentes materiales dependiendo de la función que tengan en el conjunto. También deben ser resistentes al agua.

Se busca que la prótesis sea económica, por eso, los materiales y los procesos de fabricación deben ser los más adecuados para no incrementar demasiado el precio del producto.

a. Dimensiones del prototipo

Entre los objetivos a conseguir a la hora de desarrollar este proyecto, se indica que la prótesis debe ser personalizada para adaptarse al competo a las características del usuario, por ello, se toman datos del peso y de la estatura del usuario.

PARÁMETROS	VALORES
Género	Femenino
Estatura	158 mm
Peso	56 kg

Tabla 1. Datos generales del usuario (1)

Para determinar las diferentes longitudes de los segmentos que conforman la prótesis se han de tomar medidas de la longitud de la pierna completa y de la distancia desde el suelo hasta la amputación y desde el suelo hasta la rodilla.

PARÁMETROS	VALORES
Longitud de la pierna	79 mm
Distancia desde el suelo hasta la amputación	54 mm
Distancia desde el suelo hasta la rodilla	46 mm

Tabla 2. Datos generales del usuario (2)

Con análisis previo de la anatomía de la rodilla realizado con anterioridad, se conoce como funciona dicha articulación y que músculos, ligamentos y huesos hacen posible su funcionamiento. También, se tienen en cuenta los tipos de rodillas protésicas que se pueden desarrollar en función del objetivo que se quiera conseguir. Puesto que uno de los objetivos es que la prótesis es que el coste no sea muy elevado, se descarta la posibilidad de desarrollar una rodilla biónica con microprocesadores y chips en su interior.

Se descartaría el sistema de bloqueo con el que cuentan rodillas libres mecánicas, ya que solo están indicadas para un público con una edad elevada y cuyo nivel de actividad sea mínimo.

Otro de los requisitos a tener en cuenta en el mecanismo de la rodilla es que en la marcha humana es necesario conseguir un ángulo de 65° de flexión.

En la *Imagen 38* se observa como es la anatomía de la rodilla. Se observa que hay una estructura ósea y que sobre esa estructura se hace un movimiento giratorio y de esta manera la articulación se mueve. Los ligamentos ayudan al movimiento.

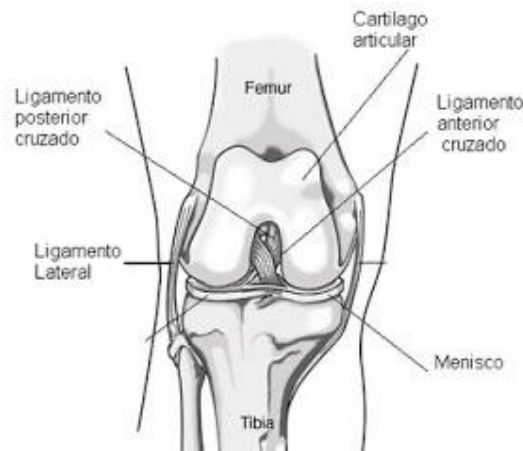


Imagen 38. Partes de la rodilla [17].

Con esta breve descripción se pasa a crear un mecanismo de forma esquemática que pueda reproducir un movimiento rotacional similar paralelo al plano sagital.

Ambos bocetos tienen una base que se inserta sobre el pilón. Esta base simula la función de los ligamentos laterales que sujetan y estabilizan el movimiento de la articulación. Para que el mecanismo gire, dispone una parte superior, plana en los dos casos para insertarse en el encaje de una manera sencilla. Ambas piezas están unidas con tornillo o pasadores que permiten que una gire sobre la otra. Para que este giro se haga de una manera controlada se coloca un pistón simulando la posición de los ligamentos cruzados. Este pistón está colocado desde la parte posterior de la base hasta la parte delantera de la pieza superior.

La fuerza que tiene que ejercer el pistón para controlar el movimiento de la marcha se calculará en función del peso del usuario y su valor se calculará y se justificará en el apartado de cálculos.

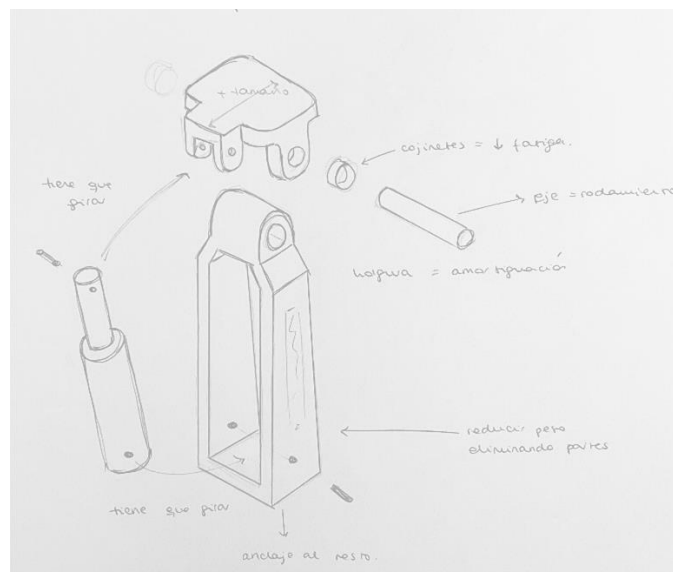


Imagen 39. Boceto mecanismo rodilla 1

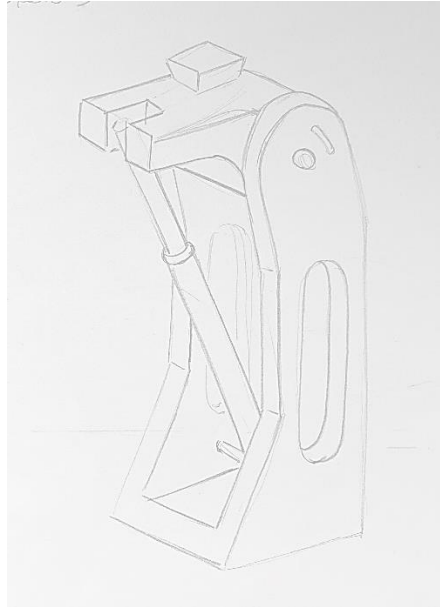


Imagen 40. Boceto mecanismo rodilla 2.

Para el encaje, se modela su forma con el programa de CAD Rhinoceros, con ayuda de fotografías del sujeto.

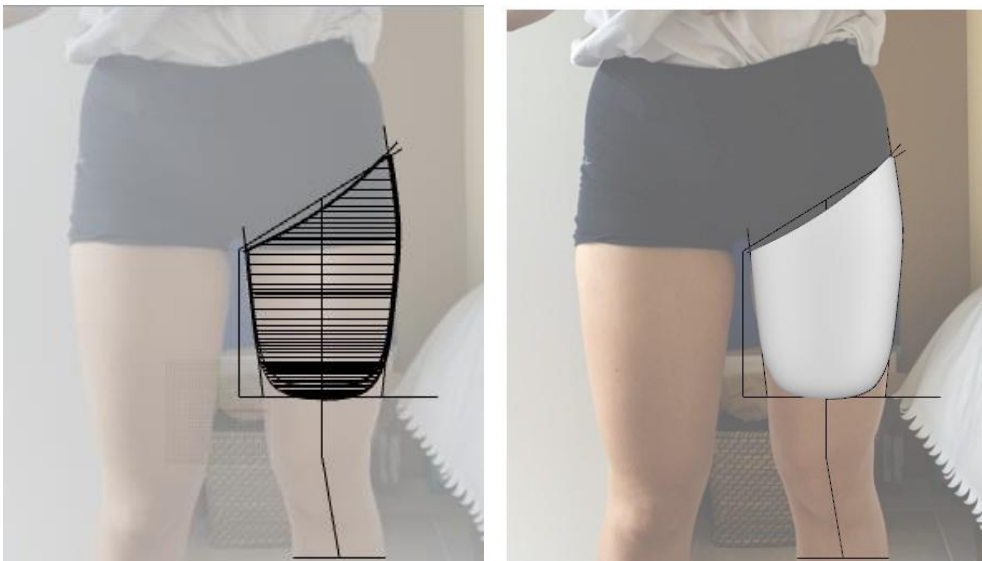


Imagen 41. Modelado del encaje.

Para el pilón se utilizará una barra de algún material que aporte resistencia al conjunto, pero sin aportar peso. Para ello se utilizará un tubo hueco de un metal liviano y resistente.

El modelado del pie se obtiene tomando mediciones del pie del sujeto, para que no sufra alteraciones estéticas y para mantener la estabilidad y el equilibrio del cuerpo. También se seguirán los criterios expuestos en la norma UNE-EN ISO 7250-1:2017. Definiciones de las medidas básicas del cuerpo humano para el diseño tecnológico. Parte 1: Definiciones de las medidas del cuerpo y referencias.

El diseño de los elementos de unión de los diferentes componentes de la prótesis se basará en elementos comerciales destinados a estas funciones.



Imagen 42. Anclaje y sujeción. Fabricados por Össur®.

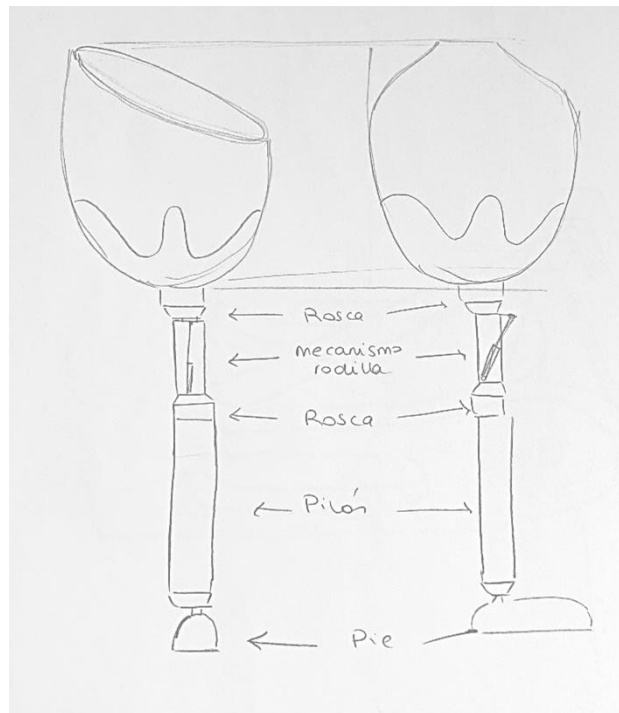


Imagen 43. Boceto general del prototipo.

b. Diseño del prototipo.

Para el diseño del prototipo de parte del boceto que se observa en la *Imagen 43* y de los productos protésicos que existen.

Para del diseño del encaje se plantean dos posibles soluciones: una de ellas es un encaje tradicional, como los que se encuentran en el mercado y otra es un encaje sobre el que se ha hecho un vaciado en la estructura.

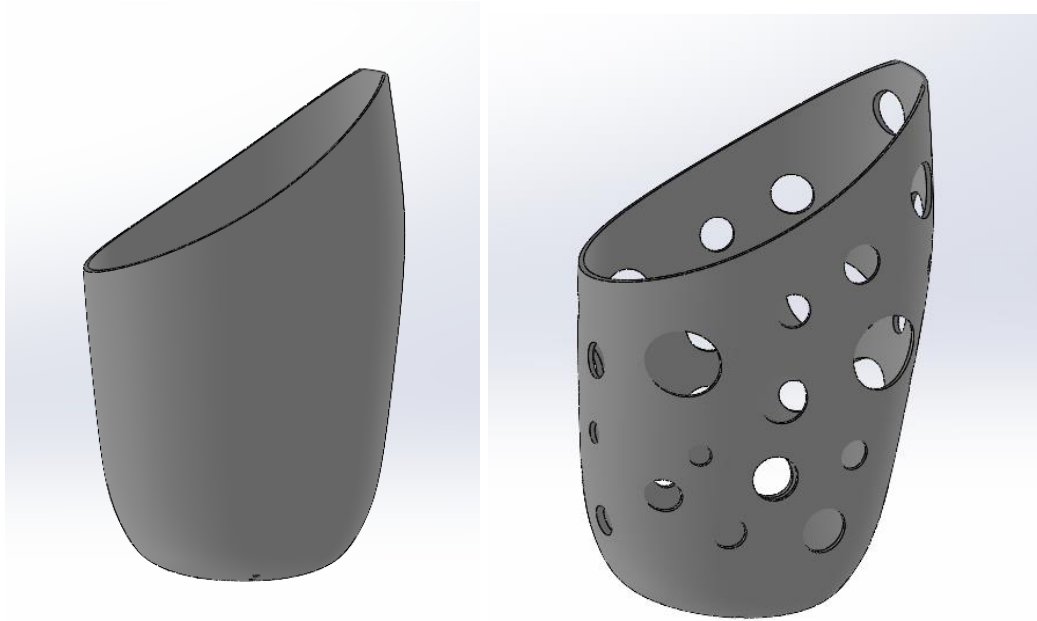


Imagen 44. Diseño del encaje.

Si se escogiera la primera alternativa para el prototipo final, se tendría que estudiar la colocación de una válvula de salida de aire en la parte baja del encaje para que salga el aire que queda en el interior cuando el usuario introduce la pierna y la pieza pueda retirarse sin ningún problema. Si no se instala esta válvula se podría crear un vacío que dificultaría mucho la retirada de la pieza.

La segunda alternativa se plantea tras el estudio de la estructura interna de los huesos de las aves.

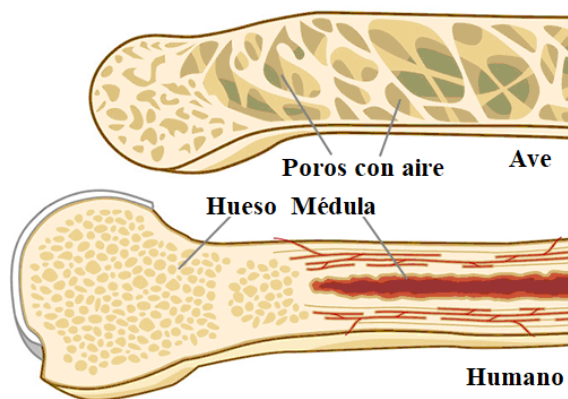


Imagen 45. Comparación de la estructura ósea humana y aviar [18].

Los huesos de las aves poseen cavidades huecas conectadas unas entre ellas, permitiendo el paso del aire por todas ellas. Estos orificios permiten que el peso de la estructura ósea sea menor, favoreciendo el vuelo.

Añadiendo agujeros a la estructura del encaje se disminuiría la masa del objeto en particular y como consecuencia, también el peso del conjunto. Además, estos huecos permitirían el paso del aire y la válvula para eliminar el aire del interior no sería necesaria.

La elección del diseño final dependerá de la resistencia que presente cada una de las piezas al ser ensayada mediante elementos finitos, con el material seleccionado para su fabricación.

Para el anclaje que une el encaje con el resto de las componentes se modela una pieza similar a las que se encuentran en prótesis del mismo tipo. Este tipo de pieza ayuda a portar estabilidad al encaje, ya que debido a la morfología que tiene, es la mejor alternativa de unión. Esta pieza se anclará al encaje mediante tornillos.



Imagen 46. Sujeción del encaje.

Para unir el conjunto del encaje y el anclaje se utiliza una pieza con una rosca, que se unirá directamente al agujero que se observa en el anclaje (*Imagen 46*).

La rosca tiene una cara inclinada y sobre esa cara se harán unos agujeros. Sobre esos agujeros se colocarán unos tronillos que fijarán el mecanismo de la rodilla.

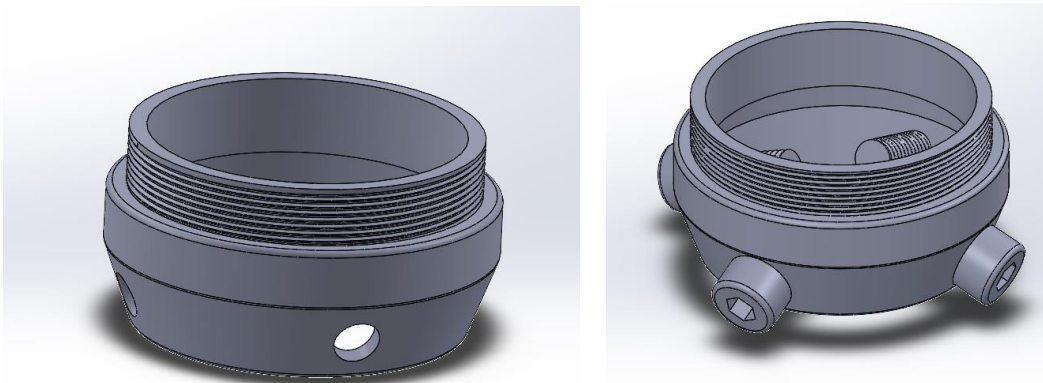


Imagen 47. Rosca sin tornillo/rosca con tornillos.

Para el mecanismo de la rodilla, se diseña por un lado la cabeza del mecanismo y por otro lado la base donde se insertarán el resto de las piezas de la pierna protésica. En la parte superior de la pieza se observa una forma piramidal. Esta forma es la que se va a insertar en la rosca y se ajustará con los tornillos. De esta manera, se permitirá un ligero desplazamiento que amortigue el mecanismo, sin que las piezas se dañen.

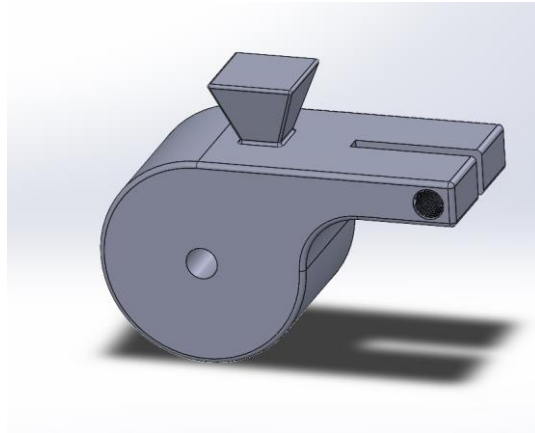


Imagen 48. Parte superior del mecanismo de la rodilla.

La parte inferior del mecanismo también tiene un saliente en forma de pirámide con el mismo motivo que en el caso anterior. En los laterales se hace un vaciado para reducir la cantidad de material total y así reducir pesos. Todas las aristas tienen que estar redondeadas para evitar concentraciones de tensiones y posibles fracturas.

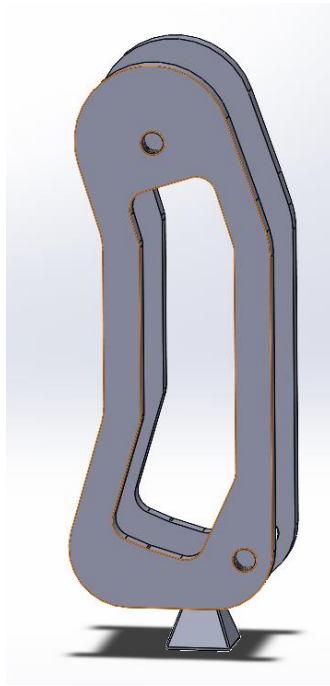


Imagen 49. Parte inferior del mecanismo de la rodilla.

Este pistón que controla el movimiento tendrá que ser apto para ambientes acuáticos. Además, sus dimensiones determinarán las dimensiones del resto de piezas que conforman la rodilla.

Se plantea la posibilidad de sustituir el pistón por un resorte, pero se descarta ya que el movimiento de recuperación del muelle tras su compresión podría ser muy brusca y dañar el resto de las componentes del sistema. Usando un pistón, el recorrido del vástago se hace de una manera más progresiva evitando daños en el conjunto y ayudando al usuario a mover el mecanismo si emplear fuerzas mayores como las que se necesitarían para mover el resorte.

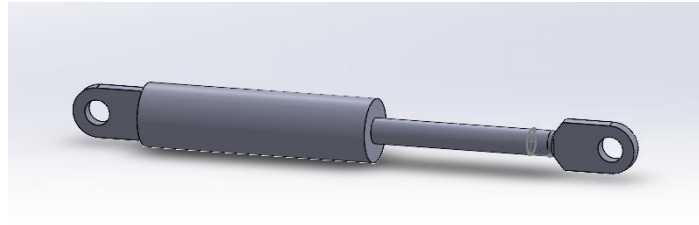


Imagen 50. Pistón del mecanismo.

Para el pilón se empleará un tubo del material que se seleccione para cumplir con los objetivos marcados. La superficie interior del tubo se mecanizará y se roscará para así poder insertarse en el resto de las piezas.

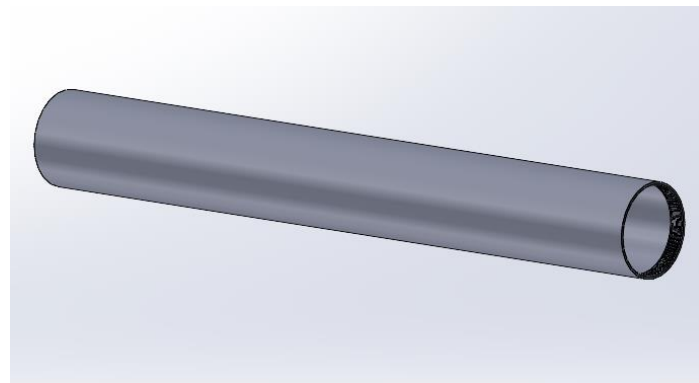


Imagen 51. Pilón de la prótesis.

Para el pie protésico, en primer momento, se plantea la opción de desarrollar pequeños cortes en la superficie sólida del pie. De esta manera no será necesario la instalación de complementos articulares que simulen la articulación del tobillo o la de una parte del pie respecto a las otras. Con motivo de reducir el número de componentes del conjunto se incorpora sobre la parte superior del pie el saliente piramidal para insertarlo en el resto de las componentes, de la misma manera que se hace con el mecanismo de la rodilla.

Los cortes sobre la superficie representan las articulaciones principales del pie para facilitar la marcha del usuario. La ranura posterior simula la articulación entre el calcáneo y el astrágalo, la del medio la del astrágalo con el escafoides y a delantera la de las falanges.

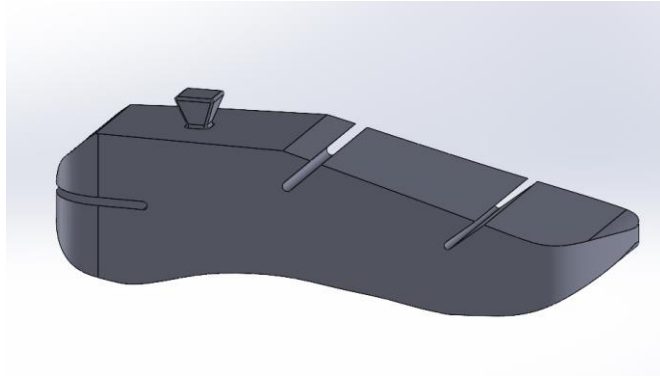


Imagen 52. Pie de la prótesis.

La funcionalidad de las ranuras y su efecto en la resistencia del pie se estudiará posteriormente cuando se seleccione el material adecuado y se ensaye la pieza.

c. Materiales a seleccionar.

El prototipo se va a fabricar en dos materiales: tendrá elementos metálicos y elementos plásticos. Tanto el encaje como el pie estarán fabricados en plástico, mientras que el resto serán de metal.

Para la selección de los materiales se ha de tener en cuenta el peso que trasmite la cadera y a cada una de las piernas en la marcha y el peso completo del usuario de la prótesis.

El metal que se requiere para la fabricación de la prótesis tiene que ser capaz de soportar el peso del cuerpo humano al completo y además debe ser liviano. En el caso de la prótesis que se va a diseñar, la capacidad de resistencia al agua del material es una característica relevante. También se tendrá en cuenta el precio del material. Generalmente se utilizan metales como el titanio, el acero y las aleaciones de aluminio.

En el caso del encaje y del pie, los materiales más utilizados para este tipo de estructuras son el nylon y la fibra de carbono. Se seleccionará el plástico más adecuado en función del proceso de fabricación de las piezas, la resistencia al agua y el precio.

Para los elementos de unión y para el pistón se buscarán elementos normalizados aptos para ambientes húmedos.

7. Análisis de soluciones

Tras determinar los requisitos de diseño y plantear diversas opciones, se determinan las soluciones para llegar al diseño del modelo final.

Se tienen en cuenta las cargas que tiene que soportar la prótesis y el nivel de actividad del paciente para determinar los materiales escogidos. Como bien se estudia en el apartado de la anatomía de la pierna, la pelvis soporta el peso de la parte superior del cuerpo y el peso que se trasmite a cada una de las piernas en la marcha es equivalente a la mitad del total de la masa del cuerpo.

Para los componentes metálicos que conforman la estructura del prototipo se plantea la utilización de metales no ferrosos ya que sus principales aplicaciones son industriales y al no tener hierro en su composición tienen un peso más ligero. En cambio, los metales ferrosos se utilizan en aplicaciones donde prioriza la resistencia únicamente. Todo el estudio de las propiedades de cada material se desarrolla mediante la base de datos del programa GRANTA EduPack 2021 R1.

En primer lugar, se establece una relación entre la densidad y el límite elástico de los metales. En el *Gráfico 1* se puede observar que los materiales ferrosos (color verde) se encuentran en el centro. Se descarta su uso ya que tienen una densidad elevada respecto al límite elástico. Materiales como el titanio y sus aleaciones, distintas aleaciones de aluminio y aleaciones de magnesio poseen unas propiedades más favorables.

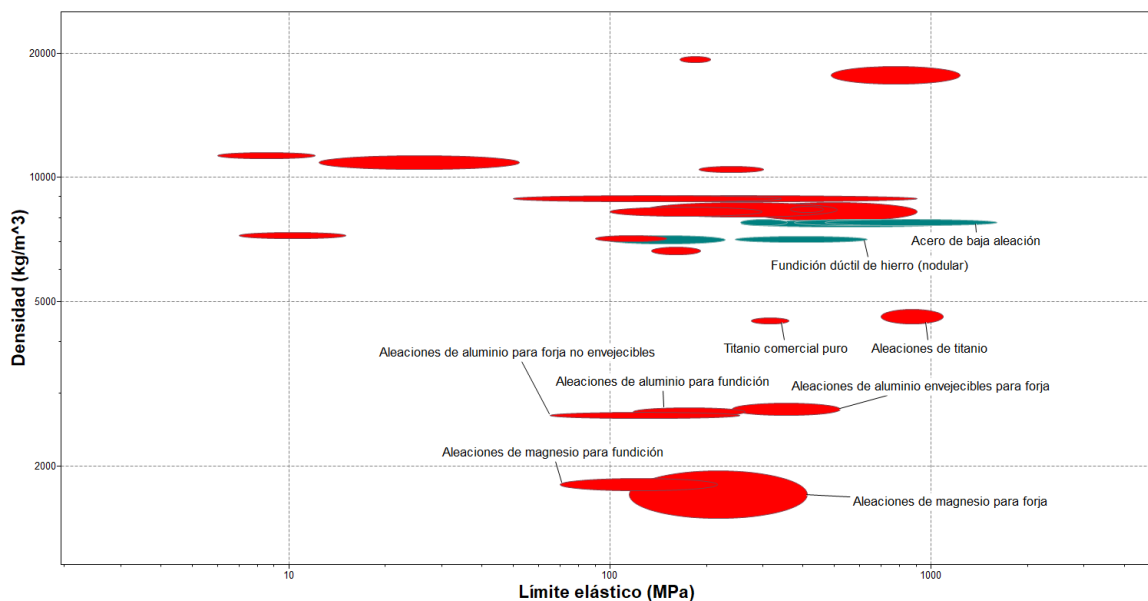


Gráfico 1. Comparación de la densidad frente al límite elástico de los metales férreos y no férreos

Puesto a que el precio es un elemento importante en este estudio, se establece una relación entre la densidad de los metales y el precio de cada uno de ellos. En el *Gráfico 2*, que los materiales que mejor relación densidad – precio poseen son el titanio y sus aleaciones, diferentes aleaciones de aluminio y aleaciones de magnesio. Estos materiales también son los más favorables en el estudio anterior.

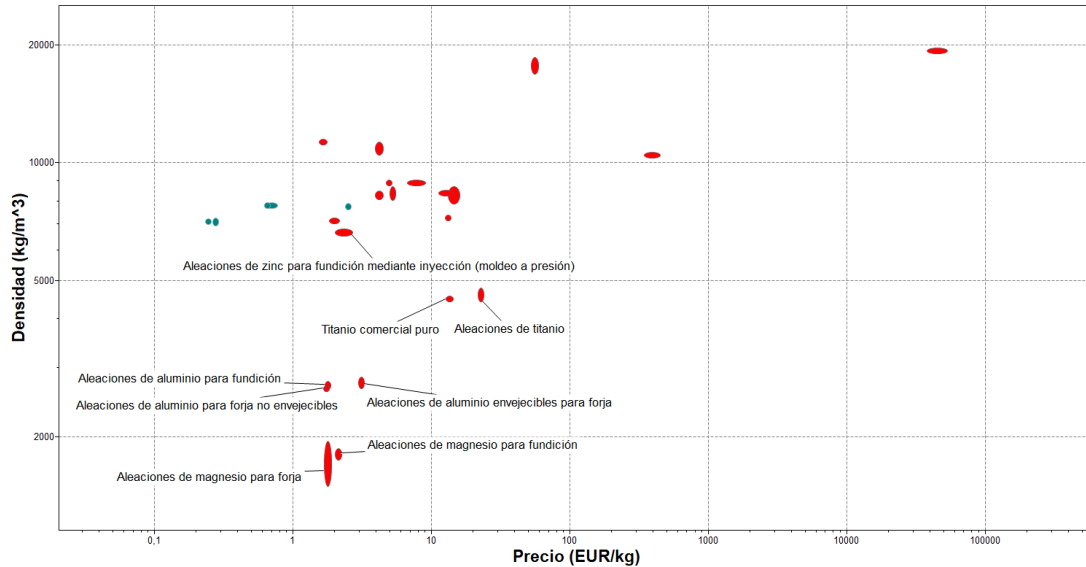


Gráfico 2. Comparación de la densidad frente al precio de los metales féreos y no féreos.

Tras las conclusiones obtenidas después de establecer las relaciones densidad – límite elástico y densidad – precio se hace una tabla con las propiedades de los materiales que parecen más adecuados para llegar a una elección final.

Material	Densidad Kg/m ³	Precio EUR/kg	Limite elástico MPa	Resistencia al agua	
				Dulce	Salada
Aleaciones de aluminio envejecibles para forja	2,67 x 10 ³ – 2,84 x 10 ³	3,02 – 3,2	241 – 520	Excelente	Aceptable
Aleaciones de aluminio para forja no envejecibles	2,63 x 10 ³ – 2,7 x 10 ³	1,67 – 1,8	65,1 – 264	Excelente	Aceptable
Aleaciones de aluminio para fundición	2,65 x 10 ³ – 2,77 x 10 ³	1,71 – 1,86	118 – 251	Excelente	Aceptable
Aleaciones de magnesio para forja	1,5 x 10 ³ – 1,95 x 10 ³	1,68 – 1,87	115 – 410	Excelente	Aceptable
Aleaciones de magnesio para fundición	1,75 x 10 ³ – 1,87 x 10 ³	2,01 – 2,24	70 – 215	Excelente	Excelente
Titanio	4,51 x 10 ³	12,8 – 14,3	276 – 360	Excelente	Excelente
Aleaciones de titanio	4,43 x 10 ³ – 4,79 x 10 ³	21,6 – 23,7	701 – 1090	Excelente	Excelente

Tabla 3. Propiedades de los materiales obtenidas de GRANTA EduPack

Tras estudiar los diferentes valores expuestos en la tabla se descarta el uso de aleaciones de titanio, ya que el precio es muy elevado. Se descartaría el titanio puro también ya que la relación precio – límite elástico es más desfavorable que el resto de los materiales a estudiar. Para llegar a una conclusión, además de los datos indicados en la *Tabla 3*, se elabora una nueva tabla a la que se añade la resistencia a compresión de los materiales que no se han descartado.

Material	Densidad Kg/m ³	Precio EUR/kg	Limite elástico MPa	Resistencia al agua		Resistencia a compresión MPa
				Dulce	Salada	
Aleaciones de aluminio envejecibles para forja	2,67 x 10 ³ – 2,84 x 10 ³	3,02 – 3,2	241 – 520	Excelente	Aceptable	245 – 521
Aleaciones de aluminio para forja no envejecibles	2,63 x 10 ³ – 2,7 x 10 ³	1,67 – 1,8	65,1 – 264	Excelente	Aceptable	65,1 – 264
Aleaciones de aluminio para fundición	2,65 x 10 ³ – 2,77 x 10 ³	1,71 – 1,86	118 – 251	Excelente	Aceptable	109 – 251
Aleaciones de magnesio para forja	1,5 x 10 ³ – 1,95 x 10 ³	1,68 – 1,87	115 – 410	Excelente	Aceptable	115 – 410
Aleaciones de magnesio para fundición	1,75 x 10 ³ – 1,87 x 10 ³	2,01 – 2,24	70 – 215	Excelente	Excelente	70 – 215

Tabla 4. Propiedades de los materiales obtenidas de GRANTA EduPack (2).

Con los datos añadidos a la *Tabla 4*, se descartan las aleaciones de magnesio para fundición ya que es el material cuya resistencia a compresión es menor. El límite elástico también lo es. Por los mismos motivos, se descartan las aleaciones de aluminio para fundición y las aleaciones de aluminio para forja no envejecibles.

Material	Densidad Kg/m ³	Precio EUR/kg	Limite elástico MPa	Resistencia al agua		Resistencia a compresión MPa
				Dulce	Salada	
Aleaciones de aluminio envejecibles para forja	2,67 x 10 ³ – 2,84 x 10 ³	3,02 – 3,2	241 – 520	Excelente	Aceptable	245 – 521
Aleaciones de magnesio para forja	1,5 x 10 ³ – 1,95 x 10 ³	1,68 – 1,87	115 – 410	Excelente	Aceptable	115 – 410

Tabla 5. Propiedades de los materiales obtenidas de GRANTA EduPack (3).

Material	Resistencia a tracción MPa	Resistencia a fatiga MPa	Modulo de Young GPa	Resistencia a compresión MPa
Aleaciones de aluminio envejecibles para forja	288 – 571	100 – 219	68 – 76	245 – 521
Aleaciones de magnesio para forja	115 – 410	90 – 225	42 – 47	115 – 410

Tabla 6. Propiedades de los materiales obtenidas de GRANTA EduPack (4).

Finalmente se decide utilizar aleaciones de aluminio envejecibles para forja. A pesar de que la densidad y el precio son un poco mas desfavorables que en el magnesio, la resistencia a tracción y a compresión y el módulo de Young tienen valores mas favorables en el aluminio.

Dentro del grupo de aleaciones de aluminio envejecibles para forja, se encuentra la serie 2000, 6000 y 7000. Las series 2000 y 7000 se utilizan generalmente para estructuras aeroespaciales, equipamiento deportivo como palos de golf mientras que la serie 6000 se emplea para revestimientos y techos y aplicaciones generales en el campo de la ingeniería y en el mundo de la automoción

Serie 2000: Al + 2 to 6% Cu + Fe, Mn, Zn y algunas veces Zr
 Serie 6000: Al + hasta el 1.2%Mg + 0.25% Zn + Si, Fe y Mn
 Serie 7000: Al + 4 al 9 % Zn + 1 al 3% Mg + Si, Fe, Cu y ocasionalmente Zr y Ag

Imagen 53. Composición general de las series de aluminio.

Para seleccionar los componentes poliméricos del prototipo se ha de seleccionar primero el proceso de fabricación para buscar el polímero más adecuado, y se estudia la posibilidad de utilizar la impresión 3D como método.

Este proceso permite fabricar piezas con un alto grado de detalle y que se adapten fácilmente a las necesidades del usuario. Con este método, se trabaja con las piezas que se quiere obtener previamente en programas de CAD, pudiendo visualizar una imagen 3D del producto antes de tenerlo físicamente. Otros procesos como la inyección también permiten reproducir piezas con gran numero de detalles, pero para ello se necesita un molde. A través de ese molde se obtendría la reproducción de la pieza que se quiere conseguir. Construir el molde con el que trabaja la maquina es un proceso costoso y solo se rentabilizaría con una producción en serie. Puesto que el producto que se quiere conseguir no está pensado para ser producido en serie, el moldeo por inyección encarecería mucho el precio final, incumpliendo uno de los objetivos clave de este proyecto.

Otro de los objetivos en la personalización de las piezas a cada usuario. Esta, sería otra razón por la cual la impresión 3D es el proceso más adecuado. Con la ingeniería inversa se puede escanear la parte del cuerpo del sujeto para conseguir un modelo que se adapte perfectamente a sus necesidades, imprimirlo y modificar el modelo CAD si fuera necesario.

Los materiales adecuados para la impresión 3D son diversos polímeros termoplásticos como el PLA, el ABS, el PETG, el TPU, el nailon ... Generalmente los más utilizados son el PLA y el ABS.

El ABS, Acrilonitrilo butadieno estireno, es un plástico a base de aceite. Es un material muy fuerte, bueno para fabricar piezas de automóviles y diferentes tipos de componentes de

instrumentos musicales. Su punto de fusión es alto en comparación con otros polímeros y debe tener cuidado con posibles deformaciones durante el proceso de enfriamiento en la impresión. Debido a que el ABS está sujeto a deformaciones durante el proceso de impresión, generalmente es necesario utilizar una cama de impresión calentada incluida en la impresora. Durante el proceso de impresión se producen humos que no son adecuados respirar, por lo que el trabajo se debe desarrollar en un espacio con ventilación.

El PLA, Ácido poliláctico, está fabricado con maicena y caña de azúcar. Es mucho más seguro de usar en comparación con el ABS ya que no emite humos perjudiciales y es más fácil trabajar con él por que no presenta problemas de enfriamiento. El punto de fusión es más bajo por lo que se podrían dar problemas en la superficie de la pieza final en situaciones de calor extremo. La superficie final del producto acabado tiene un aspecto más brillante y pulido en las piezas de PLA que en las de ABS.

Con el programa GRANTA EduPack 2021 R1 elaboramos gráficos comparativos del ABS y el PLA. Puesto que el nailon es un material que se utiliza para fabricar encajes protésicos y es compatible con la impresión 3D también se va a añadir al estudio.

En el *Gráfico 3* se observa que el ABS es el polímero que mejor relación densidad – precio tiene, mientras que la poliamida de nailon sería el material con el precio más elevado de los tres. En el *Gráfico 4* se muestra que la poliamida de nailon tiene una densidad media entre los tres elementos a comparar mientras que el límite elástico es el mayor de los tres.

Tras el análisis de estos datos se procede a elaborar una tabla donde se observen los datos numéricos de estos tres polímeros para escoger el más adecuado.

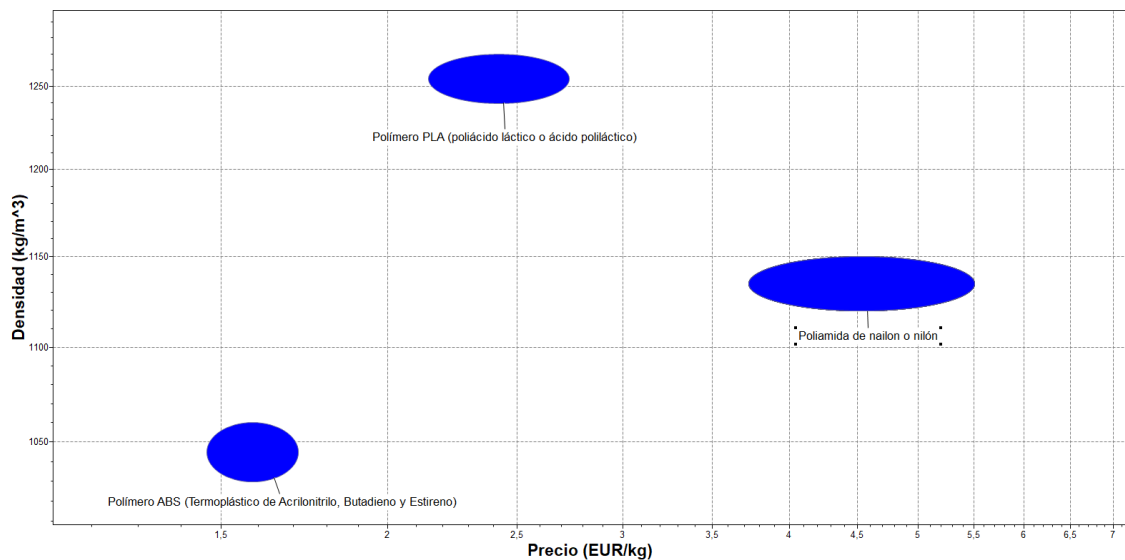


Gráfico 3. Relación entre el precio y la densidad del PLA, ABS y nailon

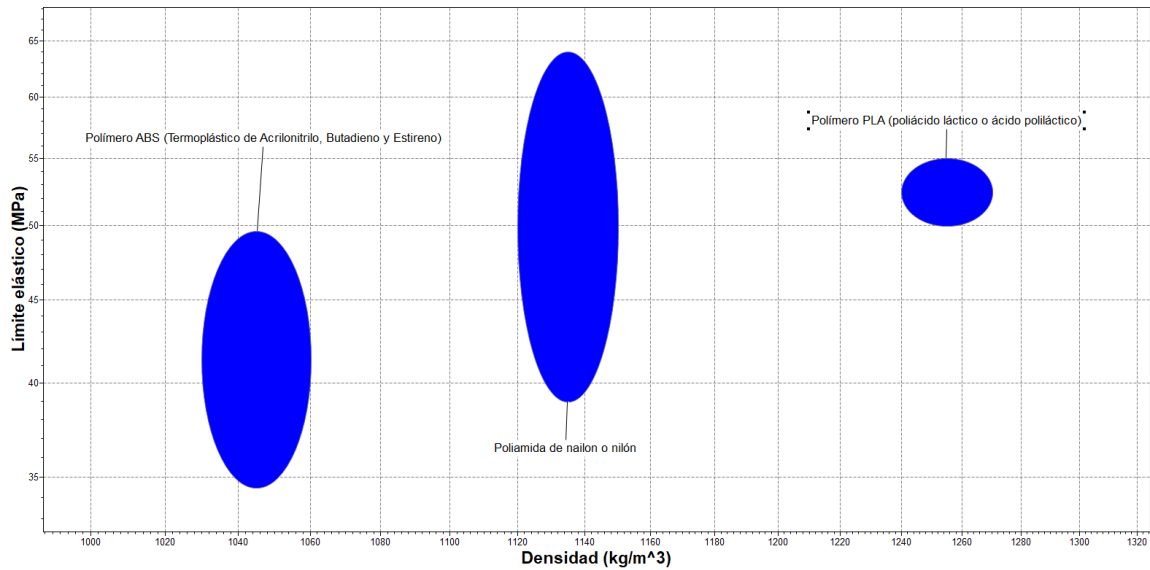


Gráfico 4. Relación entre el límite elástico y la densidad del PLA, ABS y nylon.

Material	Densidad Kg/m ³	Precio EUR/kg	Límite elástico MPa	Resistencia al agua	
				Dulce	Salada
Poliamida de nylon	1,12 x 10 ³ – 1,15 x 10 ³	3,73 – 5,5	39 – 64	Excelente	Excelente
PLA	1,24 x 10 ³ – 1,27 x 10 ³	2,15 – 2,73	50 – 55	Excelente	Excelente
ABS	1,03 x 10 ³ – 1,06 x 10 ³	1,46 – 1,71	34,5 – 49,6	Excelente	Excelente

Tabla 7. Propiedades de los materiales obtenidas de GRANTA EduPack (5).

Material	Resistencia a tracción MPa	Resistencia a fatiga MPa	Modulo de Young GPa	Resistencia a compresión MPa	Punto de fusión °C
Poliamida de nylon	42 – 72	15 – 27	0,94 – 2,04	46 – 82	220 – 260
PLA	55 – 72	22,2 – 27,7	3,3 – 3,6	66 – 86,4	145 – 175
ABS	37,9 – 51,7	15,2 – 20,7	2,07 – 2,76	39,2 – 86,2	230 – 260

Tabla 8. Propiedades de los materiales obtenidas de GRANTA EduPack (6).

Tras el estudio de los datos que se indican en la *Tabla 7* y en la *Tabla 8*, se descarta el uso del ABS debido a las características especiales de fabricación y a que los valores de resistencia a tracción, a fatiga y a compresión son inferiores a las alternativas.

En cuanto a la relación densidad – precio y teniendo en cuenta el resto de los valores de resistencias y el límite elástico, se decide emplear PLA en el proceso de fabricación.

Con los materiales seleccionados, se procede al ensayo de las piezas que componen el conjunto de manera individual para comprobar que los materiales escogidos son adecuados para las

piezas. Se procede a su vez, al calculo del volumen de cada pieza y de su masa para poder obtener el peso del prototipo final.

Para obtener el desplazamiento y la tensión equivalente del encaje se emplea SolidWorks.

El usuario pesa 56 kg, lo que supondría una fuerza de 560 N. Se supone una situación desfavorable y se aplica una fuerza de 1000 N en cada una de las piezas para comprobar que la prótesis soportará el peso del usuario sin ningún problema.

En el caso del encaje, se realiza un primer ensayo con uno de los dos modelos planteados y el desplazamiento obtenido es de 0,01433 mm y la tensión equivalente es de 0,002614 MPa.

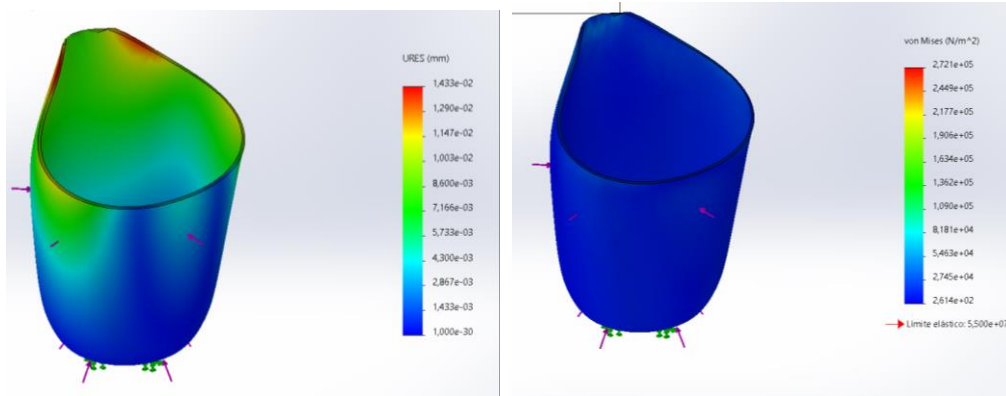


Imagen 54. Análisis estático del encaje (1).

En segundo modelo se ensaya de la misma forma. El desplazamiento obtenido es de 0,001 mm y la tensión equivalente es de 0,0008877 MPa

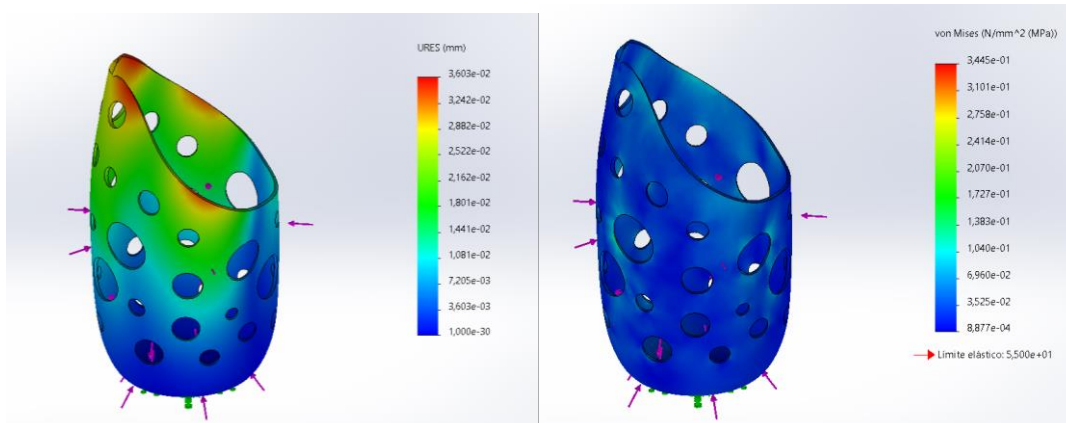


Imagen 55. Análisis estático del encaje (2).

Ninguna de las dos piezas obtiene valores de desplazamiento y de tensión equivalente que puedan provocar daños estructurales en la pieza, ya que el límite elástico del PLA es de 55 MPa.

Tras concluir el análisis de las dos posibles para el encaje, se decide utilizar la pieza con agujeros puesto que la tensión equivalente es mucho menor y es desplazamiento también. Además, se tiene en cuenta la inserción de la válvula de vacío en el encaje sin agujeros, incrementando así su precio final.

Para ensayar el resto de las piezas se emplea el programa Siemens NX, ya que la morfología de estas es más sencilla y se puede obtener un análisis exhaustivo de una manera sencilla.

Al ensayar el anclaje, observamos que la deformación al aplicar una fuerza de 1000 N es de 0,152 mm. La tensión equivalente es de 73,63 MPa. Teniendo en cuenta los valores del límite elástico del Aluminio y la tensión de rotura, la pieza no sufrirá ningún daño estructural al aplicar sobre ella una fuerza de 1000 N.

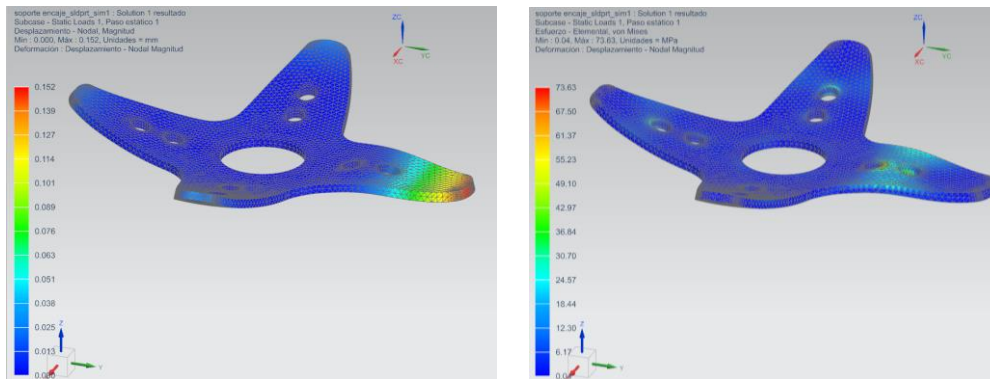


Imagen 56. Análisis estático del anclaje.

Al ensayar la cabeza del mecanismo de la rodilla, observamos que la deformación al aplicar una fuerza de 1000 N es de 0,0065 mm. La tensión equivalente es de 11,087 MPa. Esta pieza tampoco sufrirá ningún daño en su estructura.

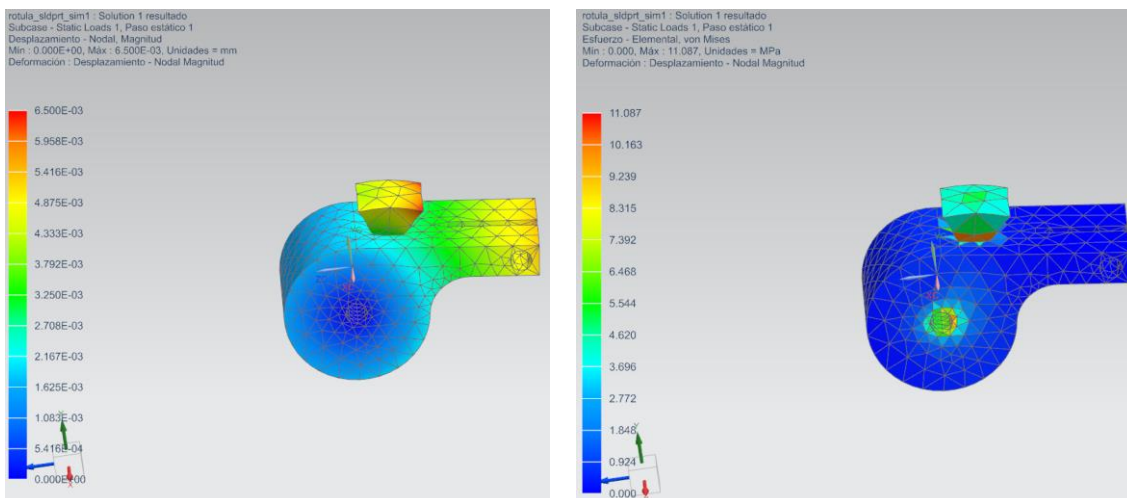


Imagen 57. Análisis estático de cabeza de la rodilla.

En el análisis del cuerpo del mecanismo de la rodilla, observamos que la deformación al aplicar una fuerza de 1000 N es de 2,068mm. La tensión equivalente es de 133,88 MPa. El límite elástico del aluminio es superior al valor obtenido. Es por eso por lo que la pieza no sufrirá ningún daño.

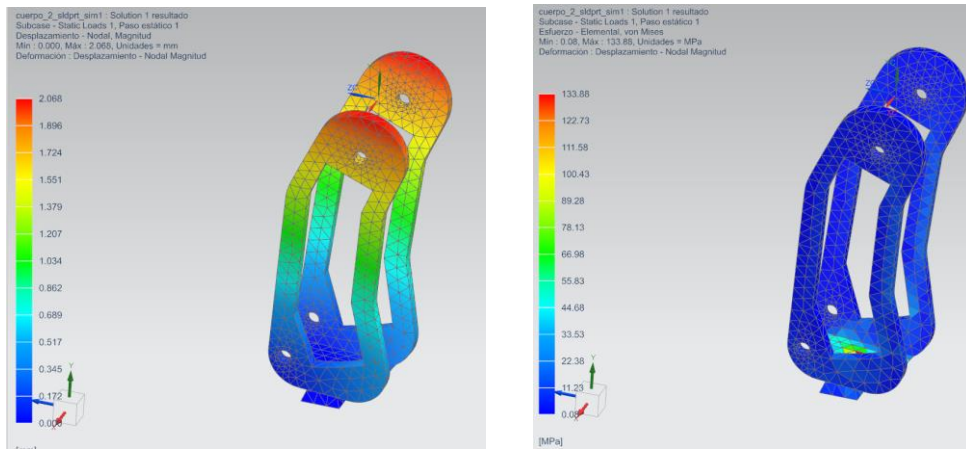


Imagen 58. Análisis estático del cuerpo de la rodilla.

En ensayo de la rosca permite observar que la deformación al aplicar una fuerza de 1000 N es de 0,0189 mm. La tensión equivalente es de 71,74 MPa. Esta pieza, también de aluminio, no sufrirá daños en su estructura.

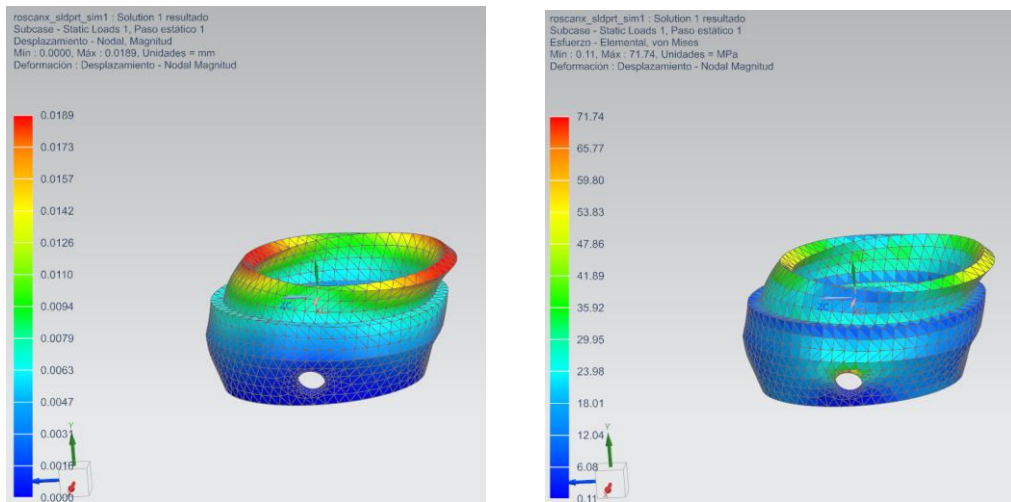


Imagen 59. Análisis estático de la rosca.

Al ensayar el pilón, observamos que la deformación al aplicar una fuerza de 1000 N es de 1,653 mm. La tensión equivalente es de 107,81 MPa, por lo que resistirá a esa fuerza sin sufrir daños estructurales.

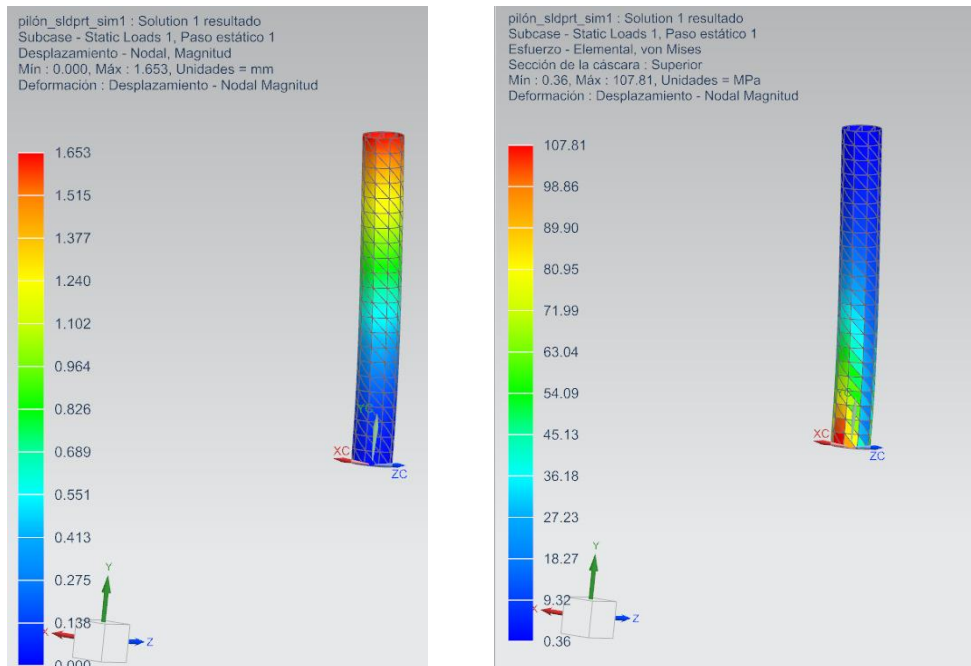


Imagen 60. Análisis estático del pilón.

Concluimos el estudio con el análisis del pie y obtenemos que la deformación al aplicar una fuerza de 1000 N es de 0,0914 mm. La tensión equivalente es de 12,65 MPa.

Las ranuras que se encuentran sobre el pie no influyen en la resistencia, ya que la deformación que sufre el cuerpo es muy pequeña.

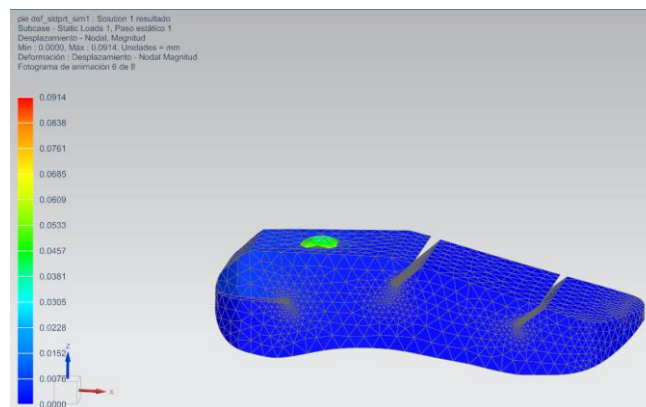


Imagen 61. Análisis estático del pie (1).

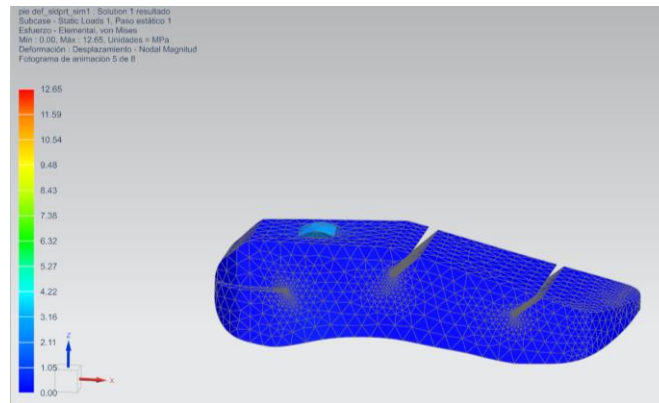


Imagen 62. Análisis estático del pie (2).

Tras el análisis estático de todas las piezas del prototipo, se comparan los valores obtenidos con el límite elástico del PLA y de la aleación de aluminio. Se concluye con que todos los valores obtenidos tras el ensayo son inferiores a los indicados en las *Tablas 5 y 7* con lo cual, todas las piezas resisten a la fuerza aplicada. La prótesis no se romperá.

Para el cálculo del peso de la prótesis se obtienen los valores de la masa y el volumen y se calcula con la densidad de cada material.

Piezas de PLA	Masa (g)
Encaje 2	695,20
Pie	601,350
TOTAL	1296,55

Tabla 9. Masa de las piezas de PLA.

Piezas de Aluminio	Masa (g)
Anclaje	54,643
Rosca	6,73
Cabeza rodilla	131,80
Cuerpo rodilla	110,86
Pilón	49,85
TOTAL	353,883

Tabla 10. Masa de las piezas de la aleación de aluminio.

Para calcular la masa final del prototipo se le añadirá la masa de los tornillos utilizados y la masa del pistón. Tanto el pistón como los tornillos son elementos normalizados cuyo catálogo se incluye en el apartado de anexos. La masa total omitiendo el peso de los elementos normalizados es de **1650,433 g**.

8. Resultados finales

A continuación, se muestran se muestran diversas imágenes del conjunto del prototipo y algunos detalles del ensamblaje.

En la *Imagen 63* se observa la estructura del prototipo final simulando una posición de reposo.



Imagen 63. Prototipo final.

Para el acabado superficial, como ejemplo se escoge el color azul para el PLA. Dependiendo del filamento que se escoja para la impresión el color cambiará. Esto permite la posibilidad al usuario de personalizar el color en función de sus gustos. Para las partes metálicas, se selecciona un acabado brillante en todos los componentes, como se puede ver en las siguientes imágenes insertadas.



Imagen 64. Prototipo final con materiales asignados.

En las imágenes expuestas a continuación se puede observar con mayor detalle como están colocadas las piezas y como están ensambladas entre si.

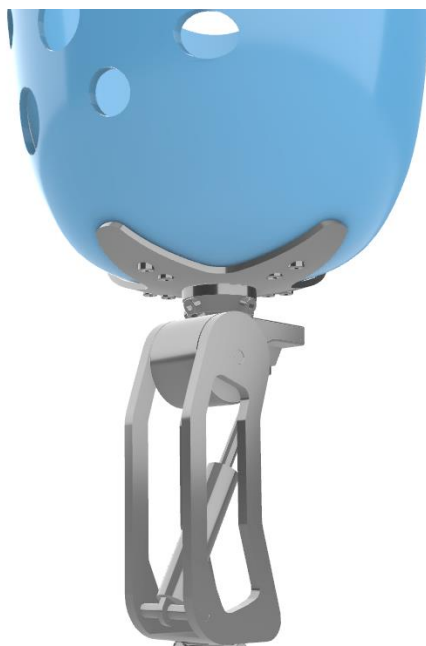


Imagen 65. Detalle del encaje con el anclaje.



Imagen 66. Detalle del mecanismo de la rodilla.

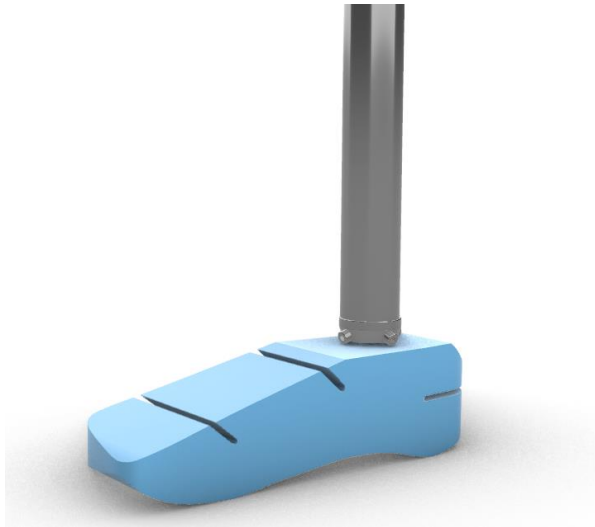


Imagen 67. Detalle del pie.

Las dimensiones de cada pieza y los planos del ensamblaje aparecen documentados en el apartado Planos.

9. Conclusiones

Tras finalizar el estudio completo del diseño de la prótesis para ambientes húmedos se obtiene una serie de conclusiones.

En primer lugar, se ha podido comprobar que el empleo de tecnologías nuevas como es la impresión 3D se consigue reducir el coste de la prótesis, consiguiendo una prótesis resistente y económica asequible para un mayor número de personas.

A través de esta conclusión, se llega a la segunda conclusión de lo necesario que es seguir trabajando en la innovación y el desarrollo de nuevas maneras de procesar los materiales e incluso de como aplicarlos. Es importante estudiar las posibles nuevas alternativas que se le pueden dar a un material que ya se conoce como es el caso del PLA para una aplicación tan relevante en el sector de la medicina.

1. Prototipado



Imagen 68. Render del producto final (1).



Imagen 69. Render del producto final (2).



Imagen 70. Modelado de la pierna flexionada.



Imagen 71. Encaje y mecanismo de la rodilla.

2. Cálculos

Tras el diseño de la prótesis y la elección de los materiales, se realizan cálculos para garantizar la resistencia del pie de la prótesis, ya que sobre esta parte recae todo el peso del cuerpo.

El pie se fabrica con PLA

$$\sigma = \frac{F_{m\acute{a}xima}}{A}$$

Ecuación 2. Ecuación de la tensión.

Donde σ es el valor de la tensión en MPa, $F_{m\acute{a}xima}$ es el valor de la tensión máxima y A el área de la sección inicial.

También se calcula la máxima deformación mediante la siguiente fórmula:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L_0}{L_0}$$

Ecuación 3. Ecuación de la deformación.

Donde L_0 es el valor de la longitud inicial y ΔL_0 es el valor del incremento de la longitud.

Para poder relacionar la tensión con la deformación, se emplea la Ley de Hooke:

$$\sigma = E \times \varepsilon$$

Ecuación 4. Ley de Hooke.

En primer lugar, se calculará la tensión máxima que soportarán las piezas de PLA. Para ello, además del empleo de los valores ya conocidos, se necesita el valor de la deformación máxima a la que se puede someter este material.

Elongación		2,5	-	6	% strain
------------	---	-----	---	---	----------

Imagen 72. Elongación del PLA.

Para calcular la tensión máxima se emplea el valor de la máxima elongación.

$$\sigma_{max} = E \times \varepsilon_{max} = 3.600 \text{ MPa} \times 6\%$$

$$\sigma_{max} = 216 \text{ N/mm}^2$$

Ecuación 5. Tención máxima para el PLA.

Teniendo en cuenta la tensión máxima del material, se calcula la fuerza máxima que deben soportar del pie y del encaje teniendo en cuenta el área de cada una de las piezas. Para calcular el área, se utiliza el programa SolidWorks.

Para el cálculo del área se establece una sección en la parte más estrecha del pie, para estudiar la situación más desfavorable.

$$F_{max} = \sigma_{max} \times A_0 = 216 \text{ N/mm}^2 \times 950,28 \text{ mm}^2$$

$$F_{max} = 205260,48 \text{ N} = 20.526,048 \text{ kg}$$

Ecuación 6. Cálculo de la fuerza máxima que soportará el pie de la prótesis.

Los valores de fuerza a los que se somete la prótesis en un uso normal no son tan elevados, por tanto, el pie puede resistir el peso del sujeto sin problema.

El mecanismo que se emplea para el movimiento de la articulación de la rodilla es una biela manivela corredera.

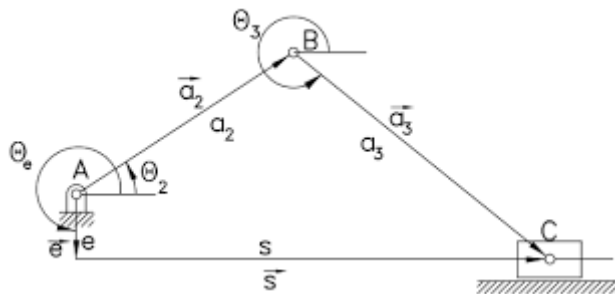


Imagen 73. Esquema del mecanismo de la rodilla.

3. Otros documentos

A continuación de muestran las imágenes de los catálogos de las empresas donde se han obtenido los elementos comerciales normalizados:

En primer lugar, se muestran las imágenes del catalogo de la empresa VAPSINT correspondiente al pistón:

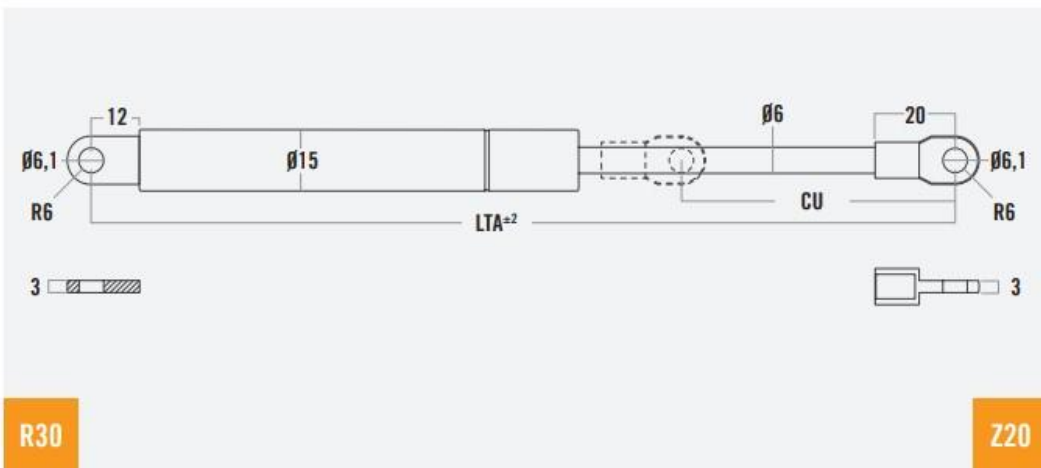


RESORTES A GAS DE ACERO INOXIDABLE

/ Stainless steel gas springs

AISI 316L

pág. 30

A photograph of a single stainless steel gas spring, showing its cylindrical body and the mounting eyes at each end.

R30

Z20

CATÁLOGO DE FIJACIONES PÁG.14
/ End fittings catalogue page 14

CATÁLOGO DE FIJACIONES PÁG.18
/ End fittings catalogue page 18

CÓDIGO <i>/Code</i>	DC mm	DS mm	LTA mm	CU mm	N min	N max	FIJACIÓN DEL CUERPO <i>/ Cylinder fitting</i>	FIJACIÓN DEL VÁSTAGO <i>/ Piston rod fitting</i>
AIS G66 G66 115 40 *N	15	6	115	40	20	400	G66	G66
AIS G66 G66 155 60 *N	15	6	155	60	20	400	G66	G66
AIS G66 G66 195 80 *N	15	6	195	80	20	400	G66	G66
AIS G66 G66 235 100 *N	15	6	235	100	20	400	G66	G66
AIS G66 G66 275 120 *N	15	6	275	120	20	400	G66	G66
AIS G66 G66 335 150 *N	15	6	335	150	20	400	G66	G66
AIS G66 G66 435 200 *N	15	6	435	200	20	400	G66	G66

Resorte a gas de fuerza fija, roscas M6x6.

Fixed force gas spring M6x6 threads.

El tornillo empleado en el ensamblaje del prototipo pertenece a la empresa LOTU y es el siguiente:



Rosca Métrica Machine Screw · Vis a métaux

DIN 912 - 8.8

Cabeza cilíndrica allen

Cylindrical head socket screw
Tête cylindrique six pans creux

Medida Size Dimension	Cincado Zinc plated Zingué	Envasado Packing Emballage	Embalaje Carton Emballage
mm.	#19 Fin	Unid.	Unid.
M-4x16	62,00	500	4.500
M-5x16	70,55	200	3.600
M-5x20	72,25	200	1.800
M-5x25	98,15	200	1.800
M-6x10	85,80	200	3.600
M-6x12	103,85	200	3.600
M-6x16	82,70	200	1.800
M-6x20	87,35	200	1.800
M-6x25	94,70	200	1.800
M-8x16	141,70	100	900
M-8x20	146,30	100	900
M-8x25	161,20	100	900
M-8x40	339,05	100	600
M-8x60	430,95	100	600



Especificaciones
en pág. 139



840/1 TZ
Entalla Allen
Punta atornillador
1/4" x 25

Ø Tornillo (mm.)	●
M-4	3
M-5	4
M-6	5
M-8	6

Especificaciones
en pág. 125

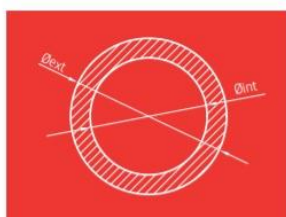
El tubo empleado para conformar la pieza del pilón es el siguiente:



Alu-Stock | Expertos en Aluminio

ALUMINIO PARA LA INDUSTRIA
PERFILES NORMALIZADOS

TUBOS REDONDOS



Øext x Øint (mm)	e (mm)	Peso (kg/m)	I _{xc} = I _{yc} (cm ⁴)	W _x = W _y (cm ³)	6060 6063*	6082
31,75 x 25,25	3,25	0,825	2,993	1,885	○	—
32 x 22	5,00	1,202	3,997	2,498	○	—
32 x 24	4,00	0,998	3,519	2,199	○	—
32 x 27	2,50	0,657	2,538	1,587	○	—
32 x 28	2,00	0,534	2,130	1,331	○	—
32 x 29	1,50	0,407	1,675	1,047	○	—
33 x 25	4,00	1,033	3,904	2,366	○	—
33 x 26	3,50	0,920	3,578	2,169	○	—
33 x 27	3,00	0,802	3,213	1,947	○	—
33 x 28	2,50	0,679	2,804	1,700	○	—
33 x 30	1,50	0,421	1,845	1,118	○	—
34 x 31	1,50	0,434	2,026	1,192	○	—
35 x 20	7,50	1,837	6,581	3,760	○	—
35 x 24	5,50	1,445	5,738	3,279	○	—
35 x 25	5,00	1,336	5,449	3,114	○	—
35 x 26	4,50	1,222	5,123	2,927	○	—
35 x 27	4,00	1,104	4,757	2,719	○	—
35 x 28	3,50	0,982	4,349	2,485	○	—
35 x 29	3,00	0,855	3,894	2,225	○	—
35 x 30	2,50	0,724	3,390	1,937	○	○
35 x 31	2,00	0,588	2,833	1,619	○	—
35 x 32	1,50	0,448	2,219	1,268	○	—
36 x 32	2,00	0,606	3,098	1,721	○	—
36 x 33	1,50	0,461	2,423	1,346	○	—
36,2 x 25,8	5,20	1,436	6,255	3,456	○	—

+ Aleaciones habituales en stock:
 6060 T66 y 6082 T6
 *Ciertas referencias podrán encontrarse en la aleación 6063
 Longitud habitual en stock: 6.050 mm
 Posibilidad de suministrar el perfil cortado a medida.
 Acabado en stock: bruto de fabricación.
 Bajo pedido y cantidad mínima, posibilidad de suministrar el perfil en acabado anodizado o lacado.
 Si no encuentra la medida deseada, consúltenos.
 Leyenda:
 ● Material en stock.
 ○ Material bajo pedido y cantidad mínima.

PERFILES NORMALIZADOS

PLIEGO DE CONDICIONES

A continuación, se exponen las condiciones técnicas necesarias para la construcción de cada una de las piezas del prototipo y la maquinaria se ha de ser empleada para su fabricación:

Pieza 1.1 Encaje: esta pieza se obtiene mediante impresión 3D. Previamente se realizarán las medidas pertinentes sobre el usuario y se hará una reproducción del modelo mediante programas CAD. Para mejor calidad de los agujeros, se realizan después de la impresión de la pieza con un taladro de columna. Se realizarán las operaciones necesarias de acabado sobre la pieza para eliminar el material sobrante de la impresión.

Pieza 1.2 Anclaje: esta pieza se obtiene mediante la mecanización con una máquina CNC. Se corta la pieza y se mecaniza hasta que se obtiene la forma deseada. Finalmente, se le aplicaría calor para poder doblarla como se observa en los planos.

Pieza 1.3 Rosca: esta pieza se obtiene mediante la mecanización con una máquina CNC. Se corta la pieza y se mecaniza hasta que se obtiene la forma deseada.

Pieza 1.4.1 Cabeza rodilla: esta pieza se obtiene mediante la mecanización con una máquina CNC. Se corta la pieza y se mecaniza hasta que se obtiene la forma deseada.

Pieza 1.4.2 Cuerpo rodilla: esta pieza se obtiene mediante la mecanización con una máquina CNC. Se corta la pieza y se mecaniza hasta que se obtiene la forma deseada.

Pieza 1.4.3 Pistón: esta pieza es un elemento comercial normalizado que se compra a un proveedor.

Pieza 1.4.4 Pasador: esta pieza se obtiene mediante la mecanización con una máquina CNC. Se corta la pieza y se mecaniza hasta que se obtiene la forma deseada.

Pieza 1.4.4 Pasador corto: esta pieza se obtiene mediante la mecanización con una máquina CNC. Se corta la pieza y se mecaniza hasta que se obtiene la forma deseada.

Pieza 1.5 Pílon: esta pieza se obtiene mediante la mecanización con una máquina CNC. Se corta la pieza y se mecaniza hasta que se obtiene la forma deseada.

Pieza 1.6 Pie: esta pieza se obtiene mediante impresión 3D. Previamente se realizarán las medidas pertinentes sobre el usuario y se hará una reproducción del modelo mediante programas CAD


Pieza 1.7 Tornillo: esta pieza es un elemento comercial normalizado que se compra a un proveedor.

PRESUPUESTO

1. Presupuesto de la maquinaria

En primer lugar, se hace un análisis de mercado para analizar la maquinaria que está a la venta y seleccionar la que sea compatible con el tamaño de las piezas a procesar.

Para la realización del prototipo son necesarias una máquina de impresión 3D para la fabricación de las piezas poliméricas, un torno con control CNC para el mecanizado de las piezas de aluminio y un taladro de columna para la perforación de los agujeros que sean necesarios.

Adquisición de una máquina de impresión 3D	
IMPRESORA "Prusa i3 MK3S+" 	
	769,00 €

Adquisición de un torno CNC

Torno De Metal 8 X16" Mini
Torno De Metal De Precisión
2500 Rpm 750w



731,99 €

Adquisición de una máquina de impresión 3D

Taladro magnético 1100w 40 Mm
Taladradora De Núcleo + Set 6 Brocas HSS
12000n



237,99 €

Adquisición de una máquina de impresión 3D

Taladro magnético 1100w 40 Mm
Taladradora De Núcleo + Set 6 Brocas HSS
12000n



237,99 €

2. Presupuesto de fabricación

En este apartado se presenta el presupuesto desglosado en partes de la fabricación del primer prototipo de la prótesis, teniendo en cuenta el proceso de investigación, de desarrollo y de elaboración de la propuesta final.

El presupuesto se estimará en función de las medidas tomadas del usuario con el que se ha trabajado. Puesto que es un producto personalizado, el precio final podría variar en función de la cantidad de material que fuera necesaria.

Las piezas normalizadas como los tornillos y el pisón se compran a un proveedor profesional y simplemente se tendía que calcular el coste unitario de cada pieza.

1.1	Encaje
COSTE DE MATERIALES	
MATERIA PRIMA:	
<ul style="list-style-type: none">- Tipo de material: PLA (Acido poliláctico)- Precio de la materia prima: 2,7 €/kg- Cantidad utilizada: 695,20 g	
COSTE DE LA MANO DE OBRA	
<ul style="list-style-type: none">- Tipo de operación: impresión 3D- Tipo de operario: técnico de laboratorio- Coste: 20 €/h- Tiempo de impresión estimado: 1,05 horas	
22,88 €	

1.2	Anclaje
COSTE DE MATERIALES	
MATERIA PRIMA:	
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de material: Aluminio 6061 - Precio de la materia prima: 3,2 €/kg - Cantidad utilizada: 54,643 g 	
COSTE DE LA MANO DE OBRA	
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de operación: maquina CNC - Tipo de operario: técnico superior de laboratorio - Coste: 25 €/h - Tiempo de impresión estimado: 2,05 horas 	
51,43 €	

1.3	Rosca
COSTE DE MATERIALES	
MATERIA PRIMA:	
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de material: Aluminio 6061 - Precio de la materia prima: 3,2 €/kg - Cantidad utilizada: 6,73 g 	
COSTE DE LA MANO DE OBRA	
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de operación: maquina CNC y taladro - Tipo de operario: técnico superior de laboratorio - Coste: 25 €/h - Tiempo de impresión estimado: 1,40 horas 	
35,03 €	

1.4.1	Cabeza rodilla
COSTE DE MATERIALES	
MATERIA PRIMA:	
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de material: Aluminio 6061 - Precio de la materia prima: 3,2 €/kg - Cantidad utilizada: 131,80 g 	
COSTE DE LA MANO DE OBRA	
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de operación: maquina CNC - Tipo de operario: técnico superior de laboratorio - Coste: 25€/h - Tiempo de impresión estimado: 1 horas 	
25,43 €	

1.4.2	Cuerpo rodilla
COSTE DE MATERIALES	
MATERIA PRIMA:	
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de material: Aluminio 6061 - Precio de la materia prima: 3,2 €/kg - Cantidad utilizada: 110,86 g 	
COSTE DE LA MANO DE OBRA	
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de operación: maquina CNC - Tipo de operario: técnico superior de laboratorio - Coste: 25€/h - Tiempo de impresión estimado: 0,9 horas 	
22,86 €	

1.4.4	Pasador
COSTE DE MATERIALES	
MATERIA PRIMA:	
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de material: Aluminio 6061 - Precio de la materia prima: 3,2 €/kg - Cantidad utilizada: 0,547 g 	
COSTE DE LA MANO DE OBRA	
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de operación: maquina CNC - Tipo de operario: técnico superior de laboratorio - Coste: 25€/h - Tiempo de impresión estimado: 0,5 horas 	
14,26 €	

1.4.5	Pasador corto
COSTE DE MATERIALES	
MATERIA PRIMA:	
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de material: Aluminio 6061 - Precio de la materia prima: 3,2 €/kg - Cantidad utilizada: 0,521 g 	
COSTE DE LA MANO DE OBRA	
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de operación: maquina CNC - Tipo de operario: técnico superior de laboratorio - Coste: 25€/h - Tiempo de impresión estimado: 0,5 horas 	
12,51 €	

1.5	Pilón
COSTE DE MATERIALES	
MATERIA PRIMA:	
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de material: Aluminio 6061 - Precio de la materia prima: 3,2 €/kg - Cantidad utilizada: 49,85 g 	
COSTE DE LA MANO DE OBRA	
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de operación: maquina CNC - Tipo de operario: técnico superior de laboratorio - Coste: 25€/h - Tiempo de impresión estimado: 1 horas 	
25,16 €	

1.6	Pie
COSTE DE MATERIALES	
MATERIA PRIMA:	
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de material: PLA (Acido poliláctico) - Precio de la materia prima: 2,7 €/kg - Cantidad utilizada: 601,35 g 	
COSTE DE LA MANO DE OBRA	
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de operación: impresión 3D - Tipo de operario: técnico de laboratorio - Coste: 20€/h - Tiempo de impresión estimado: 3,05 horas 	
62,63 €	

En total, el precio de la materia prima sería de **272,19 €**. A este precio hay que sumarle el precio del pistón y el precio de los tornillos. El precio de los tornillos según el catálogo adjuntado en los anexos es de 0,07 € la unidad. En total se van a usar 8 tornillos, con lo cual el precio sería de 0,56 €. El precio del pistón de acero inoxidable es de 65,91 €. El total del precio de la materia prima del prototipo es de **338,66 €**

3. Presupuesto del desarrollo

A continuación, se detalla el presupuesto del coste de realización del desarrollo y del diseño de la prótesis.

En primer lugar, para el desarrollo del prototipo se realizó un amplio estudio de mercado y de los materiales que generalmente se emplean en la fabricación de estos productos.

La duración estimada de este proceso fue de 15 horas para el estudio de mercado y de 10 para el estudio de los materiales y se estima un precio de 15€ por hora.

Trabajo realizado	Tiempo invertido	Coste	Total
Estudio de mercado	15 horas	15€/hora	225
Estudios materiales	10 horas	15€/hora	150
			375 €

Tras el análisis del mercado concluido, se procedió al desarrollo de una propuesta propia donde se incluyen las etapas de ceración de bocetos y de modelado de las piezas. A este proceso se le dedicó una cantidad de 10 horas para el desarrollo de bocetos y 5 horas para la generación de un modelo 3D con Rhinoceros, con un precio estimado de 15€ por hora.

Trabajo realizado	Tiempo invertido	Coste	Total
Creación de bocetos	10 horas	15€/hora	150
Modelado inicial	5 horas	15€/hora	75
			225 €

Después de modelar el prototipo, se realizaron una serie de cálculos teóricos para comprobar si las dimensiones planificadas eran las adecuadas. Para este proceso se invirtieron un total de 7 horas con un precio estimado de 15 € por hora. Concluidos los cálculos, se continuó con la obtención de un modelo final, donde se incluyeron cada una de las piezas con los materiales asignados y se analizó su estabilidad y su resistencia mediante el análisis de elementos finitos con SolidWorks y Siemens Nx. Este proceso requirió un total de 25 horas y el precio asignado por hora es de 30 € por hora, ya que es un procedimiento técnico que requiere conocimientos previos y el uso de programas informáticos.

Trabajo realizado	Tiempo invertido	Coste	Total
Cálculos teóricos	7 horas	15€/hora	105
Modelado final	25 horas	30€/hora	750
			855 €

4. Presupuesto final.

Para la obtención final del presupuesto se tienen que sumar los valores obtenidos en los apartados anteriores.

Trabajo realizado	Total
Estudio de mercado y materiales	375 €
Creación de bocetos y modelado inicial	225 €
Cálculos y modelado final	855 €
Materia prima	338,66 €
Maquinaria	1738,98 €
	3532,64 €

El presupuesto final indica que la producción de la primera prótesis tiene un coste final de 3532,64 €. Hay que tener en cuenta que este precio sería menor para la fabricación de prótesis siguientes ya que la inversión de la maquinaria solo se hace una vez.

PLANOS

1. Planos de conjunto.

1 2 3 4

A

B

C

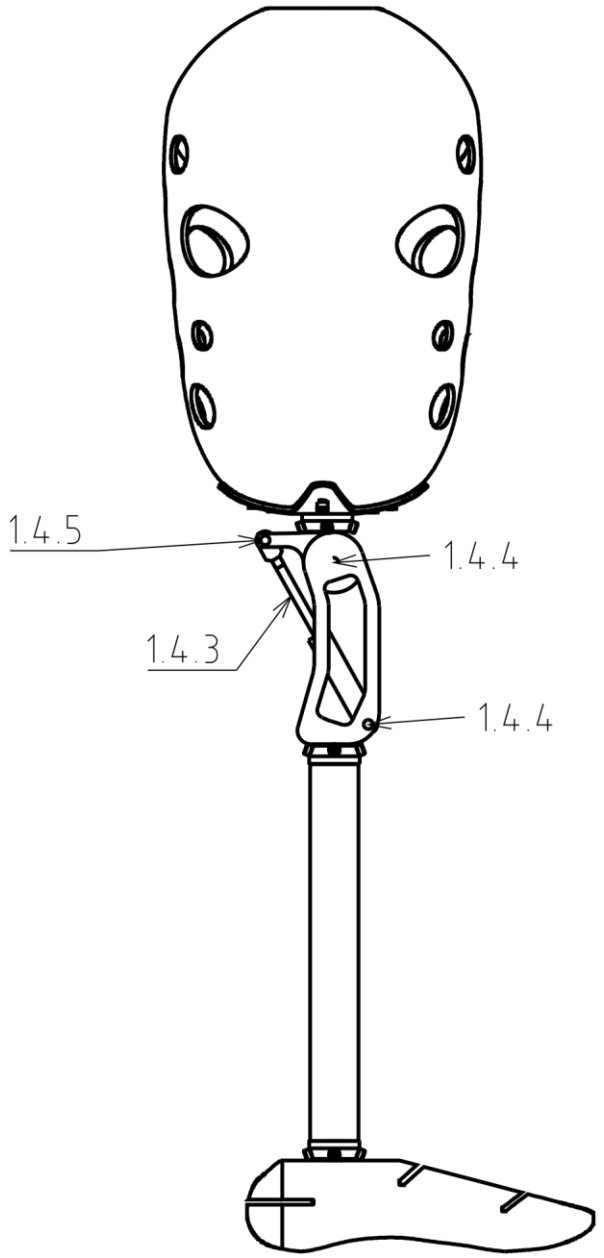
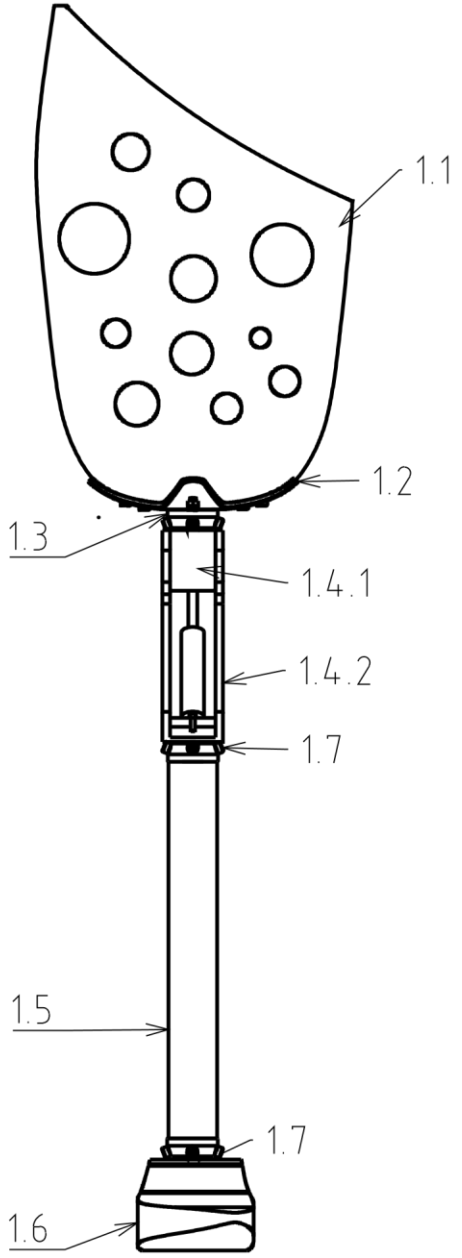
D

A

B

C

D



E

E

Tipo de documento:

TITULO DEL TRABAJO:

DEPARTAMENTO:

PRÓTESIS TRANSFEMORAL

Ref. técnica:

TITULO DEL DIBUJO:

ESCALA

Creado por: PÉREZ PÉREZ

PLANO CONJUNTO

1:5

F

F

Aprobado por:

Nº de identificación:

Revisión: 86

HOJA

Fecha:

1/12

1 2 3 A4

	1	2	3	4
A				
B				
C				
	1.7	TORNILLO ϕ 4 mm	20	ACERO INOX.
	1.6	PIE	1	PLA
	1.5	PILÓN	1	ALUMINIO 6061
	1.4.5	PASADOR CORTO	1	ALUMINIO 6061
	1.4.4	PASADOR	1	ALUMINIO 6061
D	1.4.3	PISTÓN	1	ACERO INOX.
	1.4.2	CUERPO RODILLA	1	ALUMINIO 6061
	1.4.1	CABEZA RODILLA	1	ALUMINIO 6061
	1.3	ROSCA	2	ALUMINIO 6061
	1.2	ANCLAJE	1	ALUMINIO 6061
	1.1	ENCAJE	1	PLA
	Nº	PIEZA	CANTIDAD	MATERIAL
E	Tipo de documento:		TITULO DEL TRABAJO:	
	DEPARTAMENTO:		PRÓTESIS TRANSFEMORAL	
	Ref. técnica:		TITULO DEL DIBUJO:	
	Creado por: PÉREZ PÉREZ		TABLA PLANO CONJUNTO	
	Aprobado por:		ESCALA 1:5	
F			Nº de identificación:	
			Revisión: 87	
			Fecha:	
			HOJA 2/12	
	1	2	3	A4

2. Planos de subconjunto

1

2

3

4

A

A

B

B

C

C

D

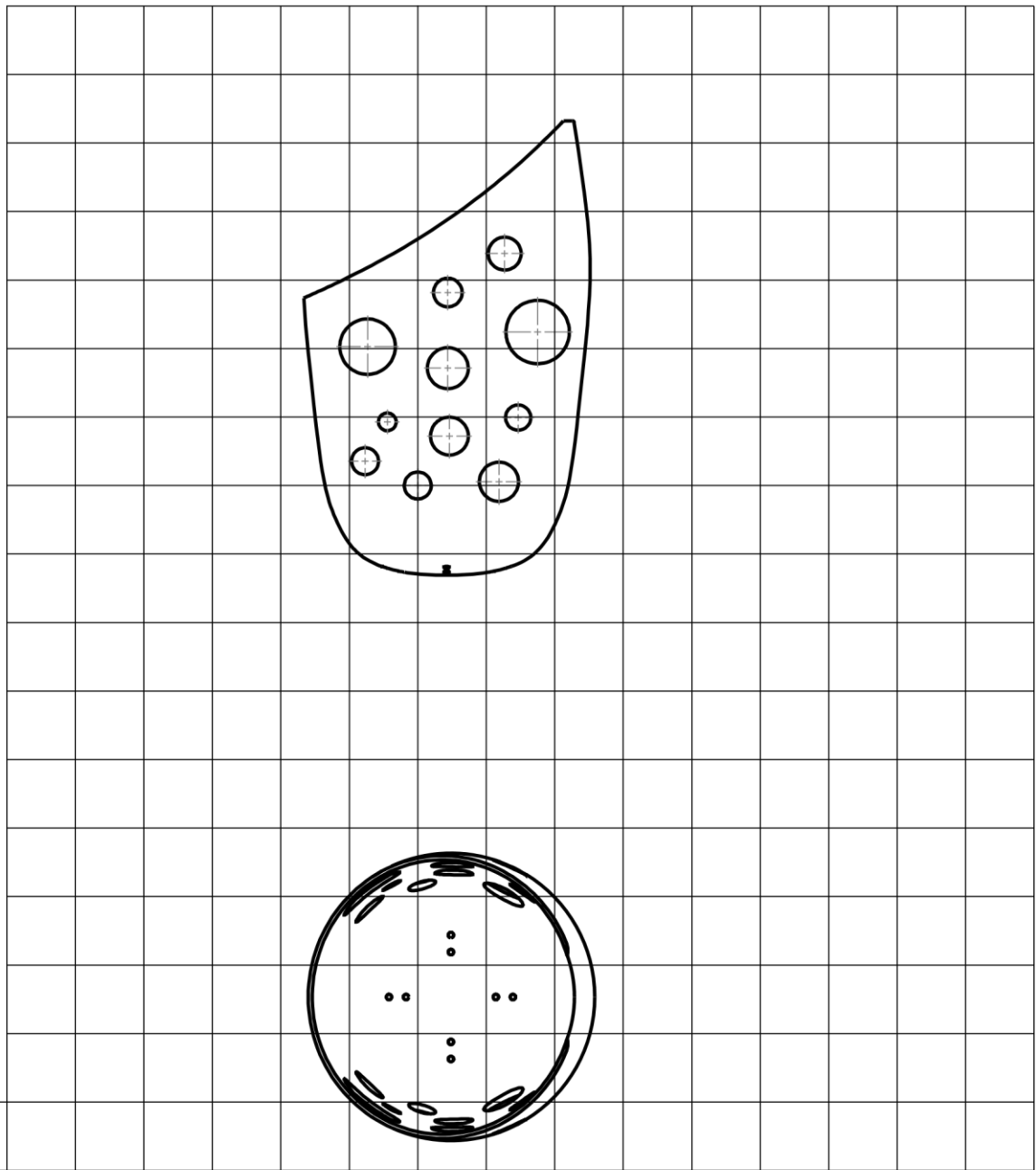
D

E

E

F

F



50

50

Tipo de documento:

TITULO DEL TRABAJO:

DEPARTAMENTO:

PRÓTESIS TRANSFEMORAL

Ref. técnica:

TITULO DEL DIBUJO:

ESCALA

Creado por: PÉREZ PÉREZ

1.1 ENCAJE

1:5

Aprobado por:

Nº de identificación:

Revisión: 89

HOJA

Fecha:

3/12

1

2

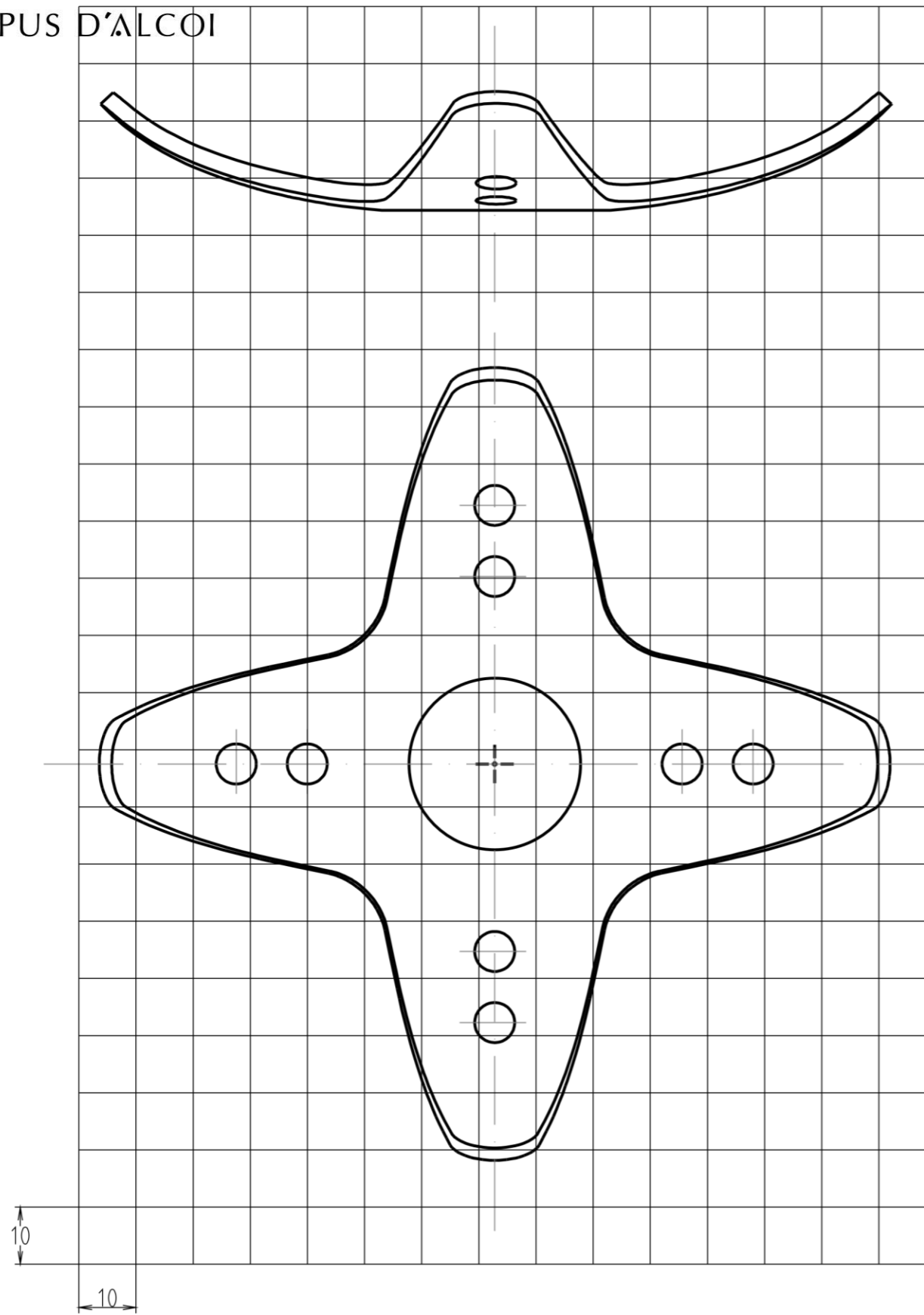
3

A4

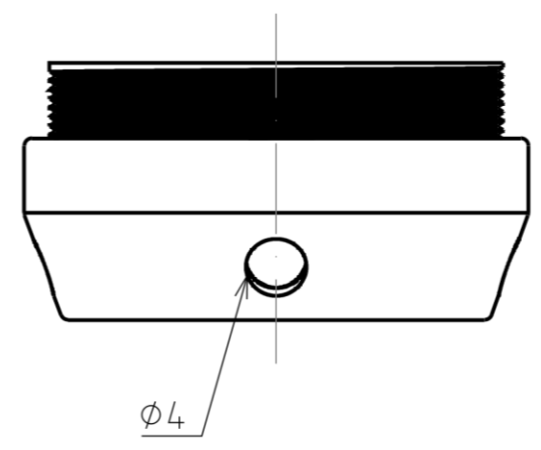
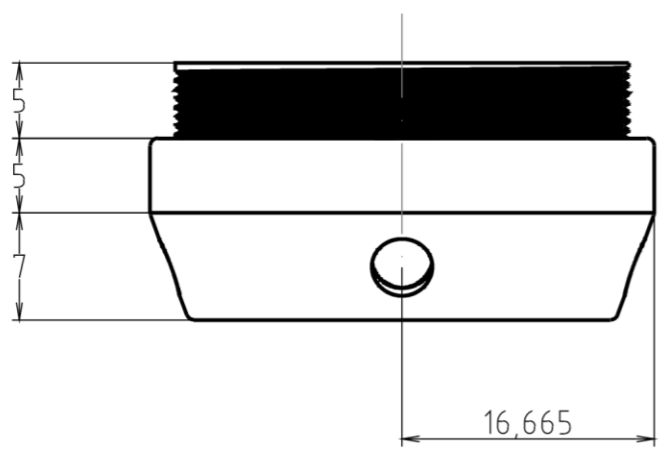
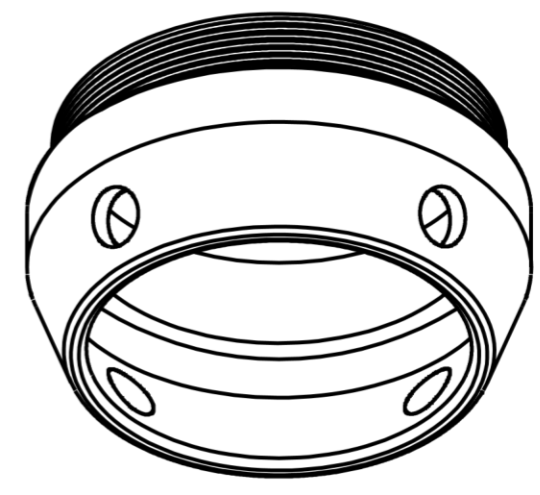
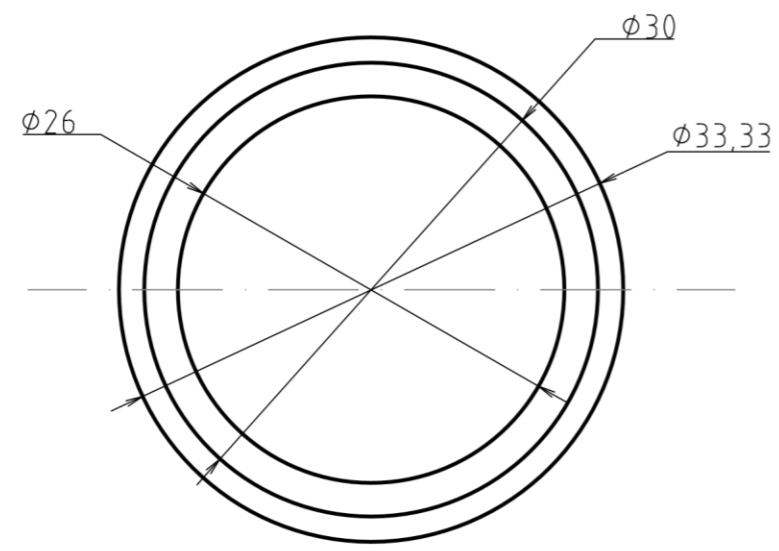


UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

CAMPUS D'ALCOI



Tipo de documento:	TITULO DEL TRABAJO:	
DEPARTAMENTO:	PRÓTESIS TRANSFEMORAL	
Ref. técnica:	TITULO DEL DIBUJO:	ESCALA
Creado por: PÉREZ PÉREZ	1.2 ANCLAJE	1:1
Aprobado por:	Nº de identificación:	
	Revisión:	HOJA
	Fecha:	4/12



Tipo de documento:		TITULO DEL TRABAJO:	
DEPARTAMENTO:		PRÓTESIS TRANSFEMORAL	
Ref. técnica:		TITULO DEL DIBUJO:	ESCALA
Creado por: PÉREZ PÉREZ		1.3 ROSCA	2:1
Aprobado por:		Nº de identificación:	
		Revisión:	3HOJA
		Fecha:	5/12

1 2 3 4 5 6 7 8

A

B

C

D

E

F

A

B

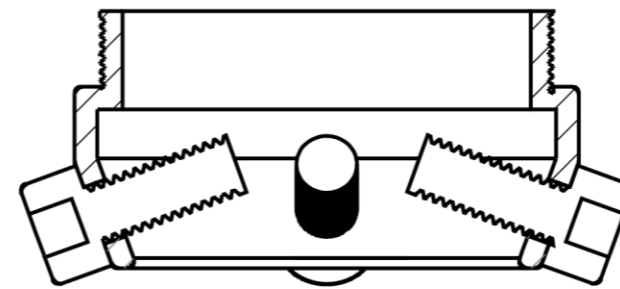
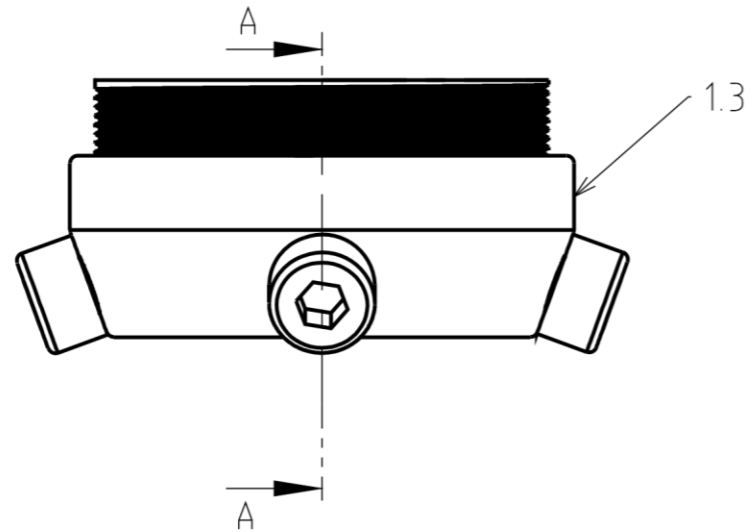
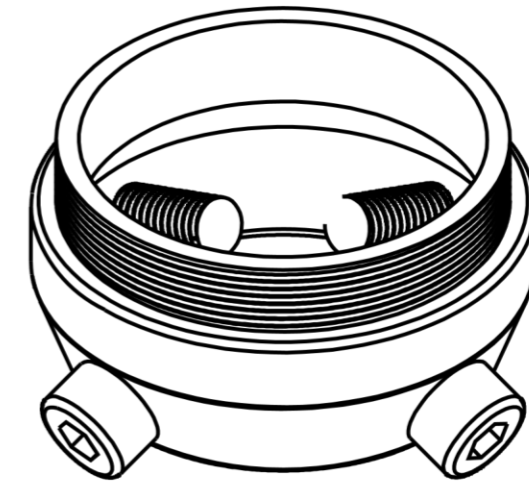
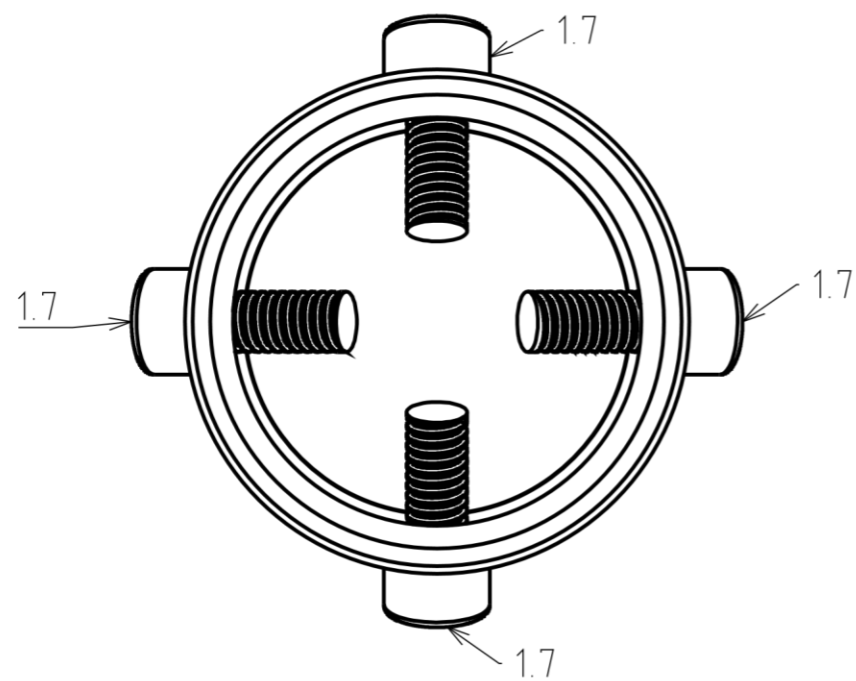
C

D

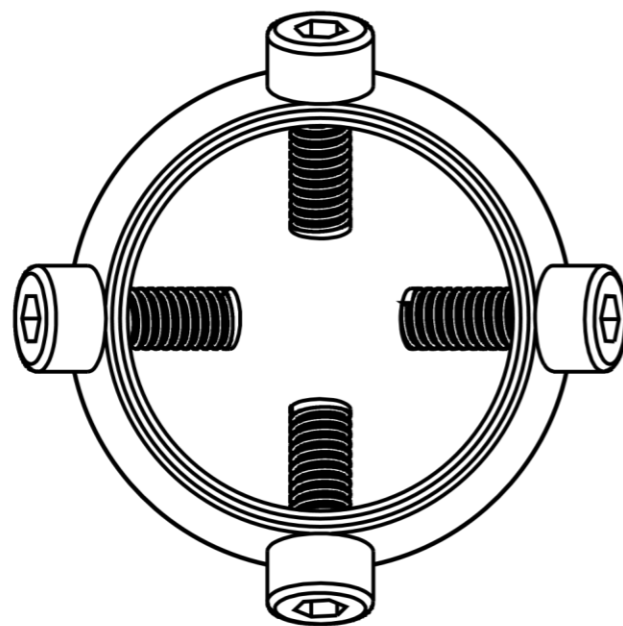
E

F

1 2 3 4 5 6 7 8 A3



SECCIÓN A-A

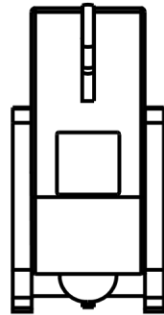
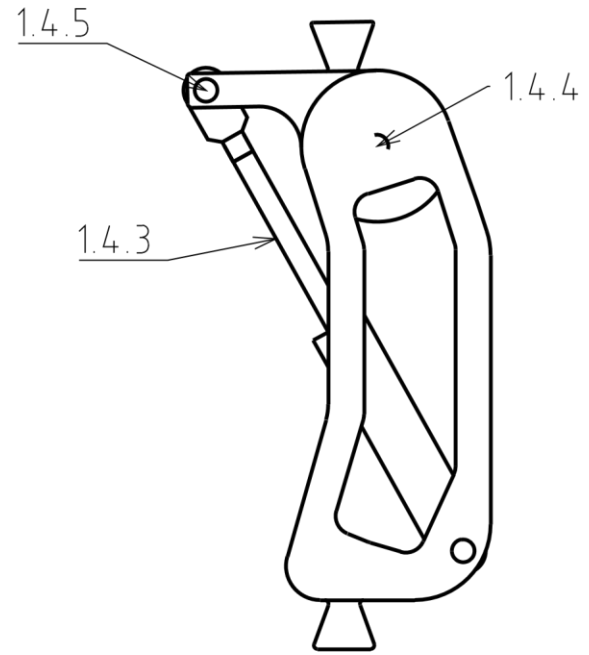
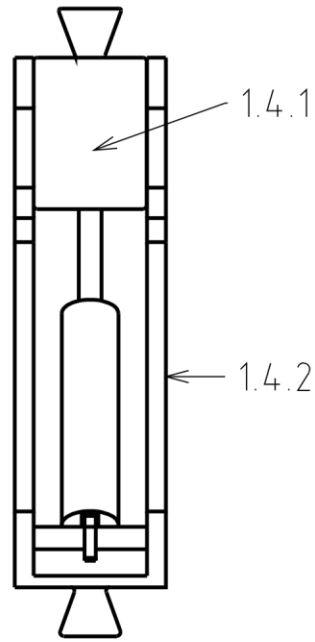


1.7	TORNILLO $\phi 4$ mm	20	ACERO INOX.
1.3	ROSCA	2	ALUMINIO 6061
Tipo de documento:		TITULO DEL TRABAJO:	
DEPARTAMENTO:		PRÓTESIS TRANSFEMORAL	
Ref. técnica:		TITULO DEL DIBUJO:	ESCALA
Creado por: PÉREZ PÉREZ		1.3 ROSCA Y 1.8	2:1
Aprobado por:		Nº de identificación:	
		Revisión:	4HOJA
		Fecha:	6/12



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

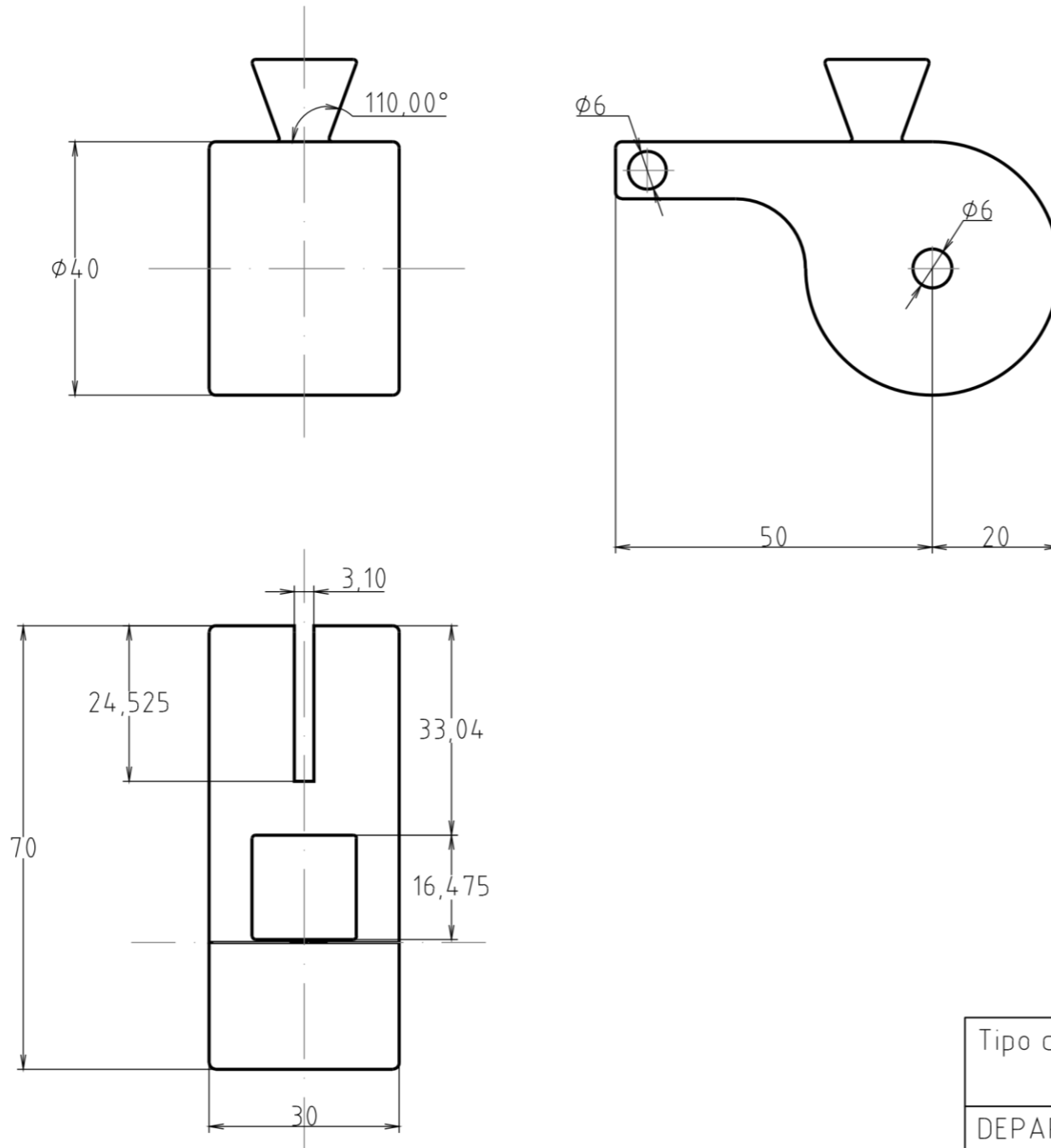
CAMPUS D'ALCOI



E	Tipo de documento:	TITULO DEL TRABAJO:		
	DEPARTAMENTO:	PRÓTESIS TRANSFEMORAL		
F	Ref. técnica:	TITULO DEL DIBUJO:	ESCALA	
	Creado por: PÉREZ PÉREZ	1.4 RODILLA	1:1	
	Aprobado por:		Nº de identificación: 1.4.1. CABEZA RODILLA	
		Revisión:	HOJA	
		Fecha:	7/12	



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA
CAMPUS D'ALCOI

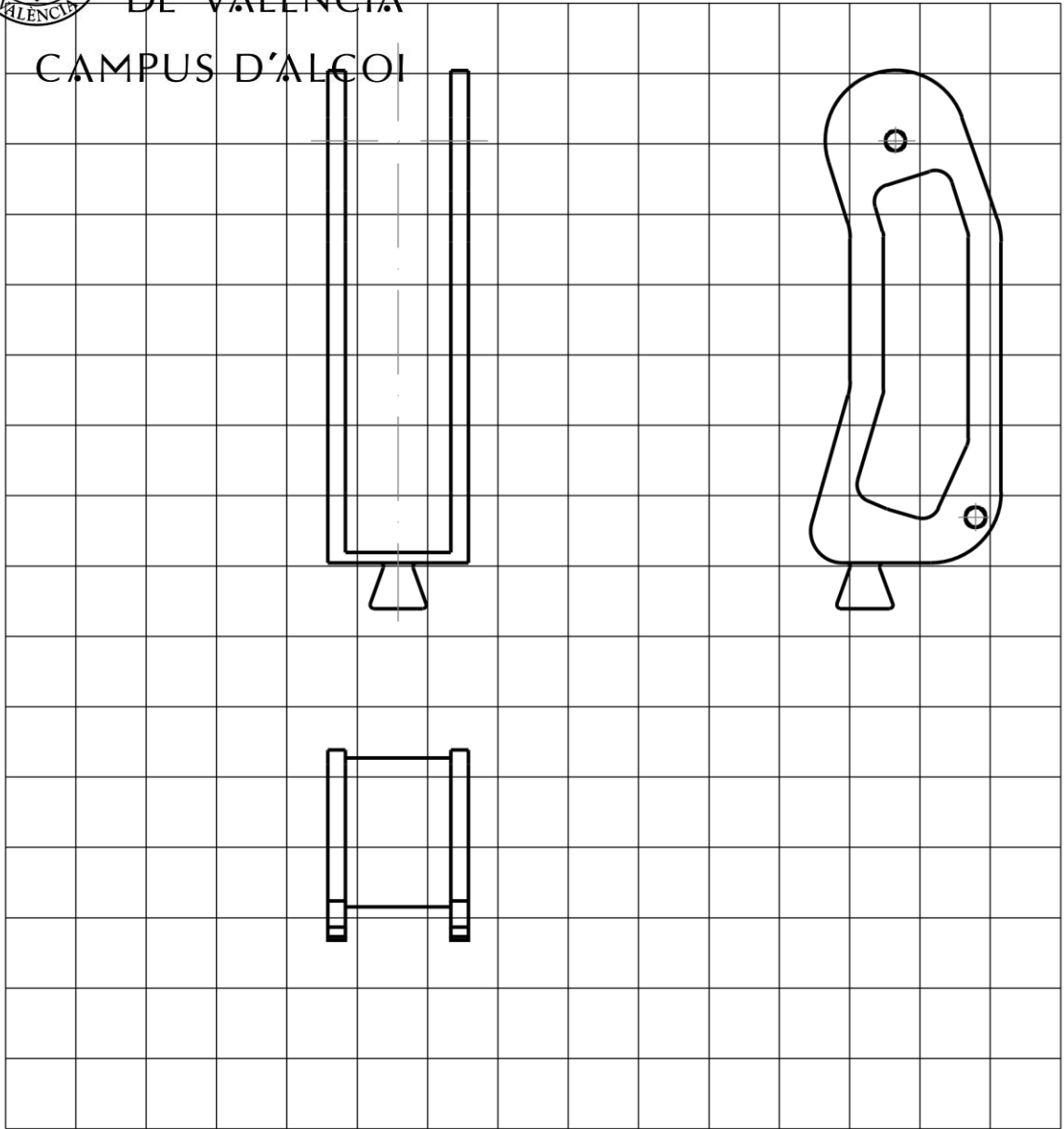


Tipo de documento:	TITULO DEL TRABAJO:	
DEPARTAMENTO:	PRÓTESIS TRANSFEMORAL	
Ref. técnica:	TITULO DEL DIBUJO:	ESCALA
Creado por: PÉREZ PÉREZ	1.4.1. CABEZA RODILLA	1:2
Aprobado por:	Nº de identificación:	
	Revisión:	HOJA
	Fecha:	8/12



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

CAMPUS D'ALCOI



E	Tipo de documento:	TITULO DEL TRABAJO:	
	DEPARTAMENTO:	PRÓTESIS TRANSFEMORAL	
F	Ref. técnica:	TITULO DEL DIBUJO:	ESCALA
	Creado por: PÉREZ PÉREZ	1.4.2. CUERPO RODILLA	1:2
F	Aprobado por:	Nº de identificación:	
		Revisión:	HOJA
		Fecha:	9/12

1

2

3

4

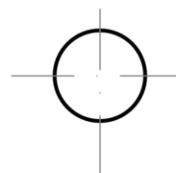
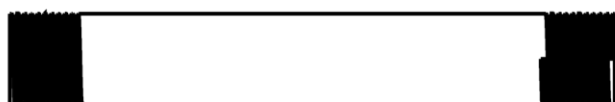
A

A

1.4.4 PASADOR

B

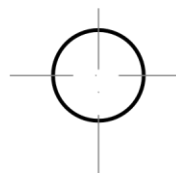
B



C

C

1.4.4 PASADOR CORTO



D

D

E

E

Tipo de documento:

TITULO DEL TRABAJO:

DEPARTAMENTO:

PRÓTESIS TRANSFEMORAL

Ref. técnica:

TITULO DEL DIBUJO:

ESCALA

Creado por: PÉREZ PÉREZ

1.4.4 Y 1.4.5

2:1

F

F

Aprobado por:

Nº de identificación:

Revisión:

3

HOJA

Fecha:

10/12

1

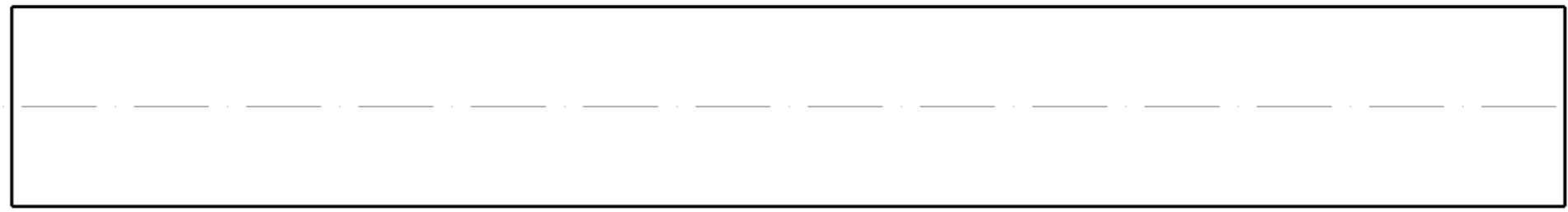
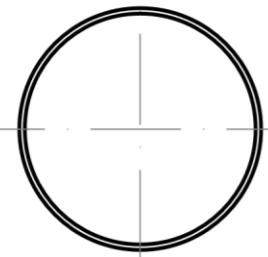
2

3

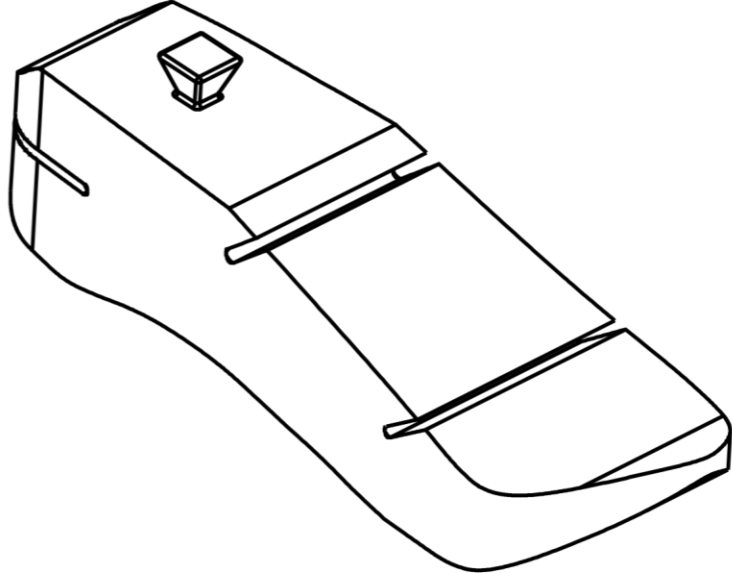
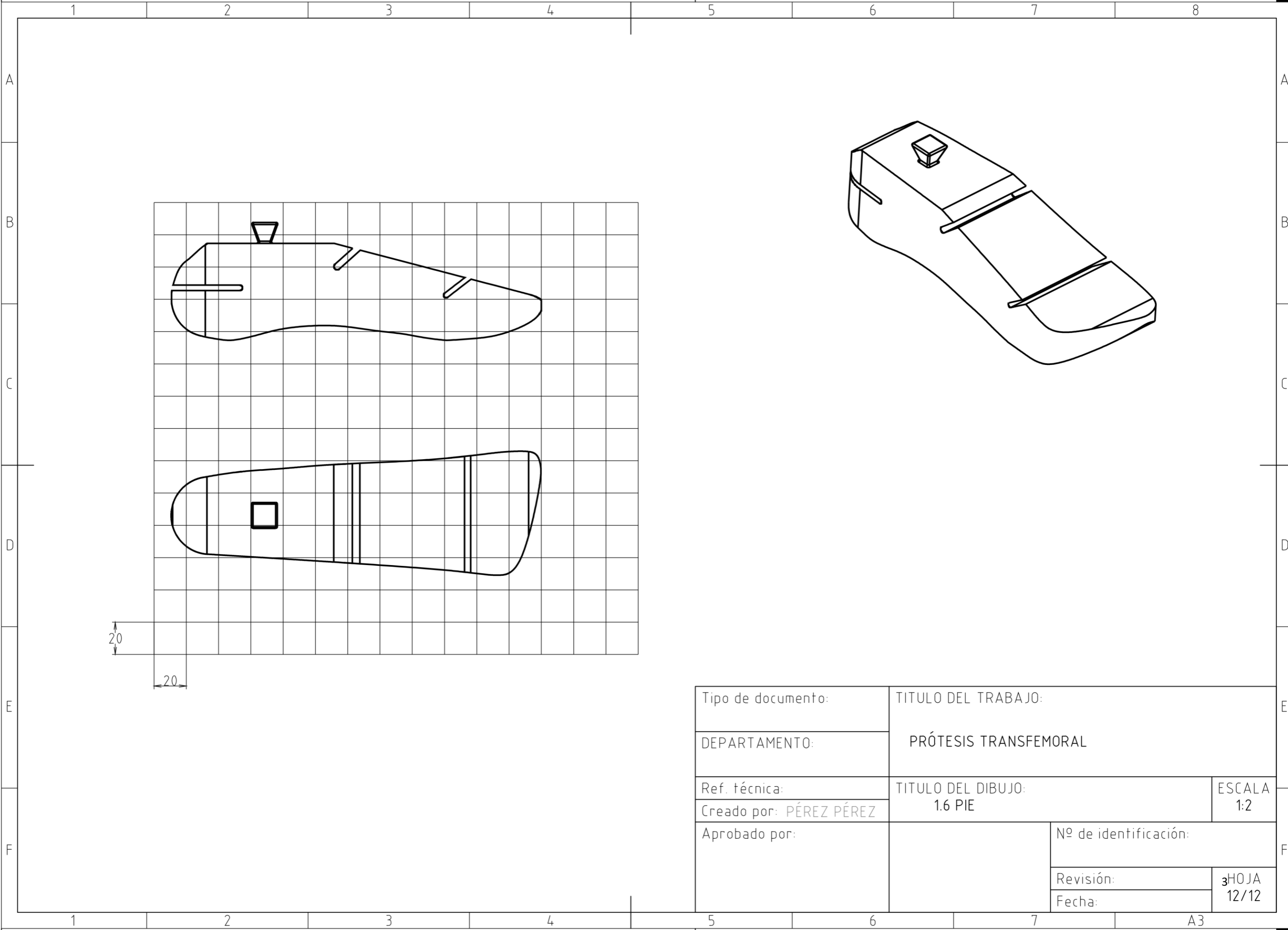
A4



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA
CAMPUS D'ALCOI



Tipo de documento:	TITULO DEL TRABAJO:		
DEPARTAMENTO:	PRÓTESIS TRANSFEMORAL		
Ref. técnica:	TITULO DEL DIBUJO:	ESCALA	
Creado por: PÉREZ PÉREZ	1.5 PILÓN	1:1	
Aprobado por:		Nº de identificación:	
		Revisión:	HOJA
		Fecha:	11/12



20
20

Tipo de documento:	TITULO DEL TRABAJO:		
DEPARTAMENTO:	PRÓTESIS TRANSFEMORAL		
Ref. técnica:	TITULO DEL DIBUJO:	ESCALA	
Creado por: PÉREZ PÉREZ	1.6 PIE	1:2	
Aprobado por:	Nº de identificación:		F
	Revisión:		3HOJA
	Fecha:		12/12



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

CAMPUS D'ALCOI

BIBLIOGRAFÍA COMPLEMENTARIA

Blog de evolución e innovación protésica:

<https://www.eoi.es/blogs/redinnovacionEOI/2015/10/08/evolucion-e-innovacion-protésica/>

Amputación femoral:

<https://www.fisioterapia-online.com/amputacion-femoral-pierna-que-es-causas-sintomas-diagnostico-tratamiento>

Amputee coalition – amputación transfemoral:

<https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-transfemoral-amputation-part-2/>

<https://centralcoastortho.com/es/patient-education/anatomy-of-the-hip/>

<https://www.fisioterapia-online.com/>

<https://www.vidanaturalysana.com/blog-vida-natural-y-sana/musculos-de-la-cadera/>

<https://aprendeonline.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164205>

http://aula.campuspanamericana.com/Cursos/Curso01417/Temario/Curso_Ortopedia_Productos_Apoyo/3.1.%20Curso%20Ortopedia.pdf

<https://www.ottobock.es/>

<https://www.orliman.com/>

<https://www.ossur.com/es-es>

https://portal.aenormas.aenor.com/aenor/Suscripciones/Personal/pagina_per_sus.asp

<http://www.saludyalgomas.com/tablasnutricionales/peso-de-distintas-partes-del-cuerpo/>

https://www.alu-stock.es/multimedia/descargas/21/Alu-Stock_-_Aluminio_para_la_Industria.pdf



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

CAMPUS D'ALCOI