



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA

CAMPUS D'ALCOI

# UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

## Escuela Politécnica Superior de Alcoy

Diseño, desarrollo y validación FEM de una prótesis de miembro inferior amputado para la práctica de powerlifting

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Mecánica

AUTOR/A: Martínez Jiménez, María del Pilar

Tutor/a: Balart Gimeno, Rafael Antonio

Cotutor/a: Ivorra Martínez, Juan

CURSO ACADÉMICO: 2021/2022



## **RESUMEN**

**“Diseño, desarrollo y validación FEM de una prótesis de miembro inferior amputado para la práctica de powerlifting”**

Este TFG se centra en el diseño, desarrollo y validación FEM de una prótesis ligera para la práctica de powerlifting de personas que han sufrido una amputación parcial de la extremidad inferior. El trabajo se aborda desde diferentes aspectos que contemplan la biomecánica, el diseño, selección de materiales, validación mediante el método de los elementos finitos (FEM), fabricación y estudio preliminar de costes de fabricación.



## **SUMMARY**

**“Design, development, and FEM validation of a lower limb amputee prosthesis for the practice of powerlifting”**

This TFG focuses on the design, development, and FEM validation of a light prosthesis for the practice of powerlifting of people who have suffered a partial amputation of the lower extremity. The work is approached from different aspects that contemplate biomechanics, design, selection of materials, validation through the finite element method (FEM), manufacturing and preliminary study of manufacturing costs.



## **RESUM**

**“Disseny, desenvolupament i validació FEM d’una pròtesi de membre inferior amputat per a la pràctica de powerlifting”**

Aquest TFG es centra en el disseny, desenvolupament i validació FEM d'una pròtesi lleugera per a la pràctica de powerlifting de persones que han patit una amputació parcial de l'extremitat inferior. El treball s'aborda des de diferents aspectes que contemplen la biomecànica, el disseny, selecció de materials, validació mitjançant el mètode dels elements finits (FEM), fabricació i estudi preliminar de costos de fabricació.





## Tabla de Contenidos

<b>RESUMEN.....</b>	<b>3</b>
<b>SUMMARY .....</b>	<b>5</b>
<b>RESUM .....</b>	<b>7</b>
<b>I. MEMORIA.....</b>	<b>27</b>
<b>1.1. Introducción.....</b>	<b>28</b>
<b>1.1.1. Powerlifting.....</b>	<b>28</b>
<b>1.2. Objeto.....</b>	<b>33</b>
<b>1.3. Alcance.....</b>	<b>33</b>
<b>1.4. Antecedentes.....</b>	<b>34</b>
1.3.1. Historia.....	34
<i>Del 424 a.C. al 1 a.C. ....</i>	<i>35</i>
<i>Alta Edad Media (476 – 1000).....</i>	<i>35</i>
<i>El Renacimiento (1400 – 1800).....</i>	<i>35</i>
<i>Principios de 1500.....</i>	<i>36</i>
<i>Mediados y finales de 1500.....</i>	<i>36</i>
<i>Siglos VII al XIX.....</i>	<i>36</i>
<i>En la actualidad.....</i>	<i>38</i>
1.3.2. Prótesis.....	39
1.3.2.1. <i>Tipos de prótesis.....</i>	<i>39</i>
1.3.3. Prótesis ortopédicas.....	46
<i>Partes de una prótesis ortopédica de tren inferior.....</i>	<i>47</i>
<i>Piezas de sustitución.....</i>	<i>48</i>
1.3.4. Diseño protésico.....	49

1.3.5. Fabricación.....	50
<i>Molde del muñón.....</i>	<i>50</i>
<i>Creación del encaje protésico.....</i>	<i>50</i>
<i>Comprobación del ajuste protésico.....</i>	<i>50</i>
1.3.6. Materiales.....	51
<i>Madera.....</i>	<i>51</i>
<i>Cuero.....</i>	<i>51</i>
<i>Tela.....</i>	<i>52</i>
<i>Polímeros.....</i>	<i>53</i>
1.3.7. Prótesis de miembros inferiores y adaptaciones protésicas para el deporte.      55	
<b>1.5. Definiciones y abreviaturas.....</b>	<b>59</b>
<b>1.6. Diseño inicial prototipos.....</b>	<b>61</b>
<b>1.7. Estudio y definición de hipótesis de trabajo.....</b>	<b>73</b>
<b>1.8. Selección/Elección de materiales.....</b>	<b>74</b>
<b>1.9. Simulación mediante FEM.....</b>	<b>79</b>
<b>1.10. Modelo FEM del proyecto.....</b>	<b>79</b>
Resumen del análisis tensional del <i>socket</i> .....	80
Resumen del análisis tensional del tobillo.....	82
Resumen del análisis tensional del pie.....	83
<b>1.11. Diseño final.....</b>	<b>84</b>
<b>1.12. Presupuesto.....</b>	<b>92</b>
<b>1.13. Fabricación.....</b>	<b>93</b>
<b>1.14. Conclusiones.....</b>	<b>94</b>

II.	<b>ANEXO 1: CÁLCULOS.....</b>	<b>97</b>
	<b>2.1. Cálculos .....</b>	<b>99</b>
	Propiedades mecánicas de la fibra de carbono con matriz epoxi. ....	99
	Cálculo de cargas de los distintos movimientos.....	101
	<i>Estudio de cargas para los dos movimientos de competición: sentadilla y peso</i> <i>muerto convencional. ....</i>	<i>101</i>
	<i>Cálculo de cargas. ....</i>	<i>102</i>
	Área mínima de soporte. ....	103
III.	<b>ANEXO 2: ESTUDIO ECONÓMICO.....</b>	<b>105</b>
	<b>3.1. Estudio económico .....</b>	<b>107</b>
IV.	<b>ANEXO 3: FABRICACIÓN.....</b>	<b>109</b>
	<b>4.1. Fabricación.....</b>	<b>111</b>
	4.1.1. Fabricación del <i>socket</i> . ....	111
	4.1.2. Fabricación del tobillo. ....	114
	4.1.3. Fabricación del pie.....	115
V.	<b>ANEXO 4: MODELADO Y ANÁLISIS FEM. ....</b>	<b>119</b>
	<b>5.1. Modelo FEM del proyecto.....</b>	<b>121</b>
	5.1.1. Modelado FEM para el <i>socket</i> .....	121
	<i>Aplicación de materiales.....</i>	<i>121</i>
	<i>Aplicación de estados tensionales. ....</i>	<i>122</i>
	<i>Análisis de estados tensionales. ....</i>	<i>128</i>
	<i>Análisis de deformaciones.....</i>	<i>136</i>
	<i>Trazado del factor de seguridad.....</i>	<i>139</i>
	5.1.2. Modelado FEM para el tobillo.....	142

<i>Aplicación de materiales</i> .....	142
<i>Aplicación de estados tensionales</i> .....	143
<i>Análisis de estados tensionales. Método de Von Mises</i> .....	148
<i>Análisis de deformaciones</i> .....	150
<i>Trazado del factor de seguridad</i> .....	152
5.1.3. Modelado FEM para el pie.....	155
<i>Aplicación de materiales</i> .....	155
<i>Aplicación de estados tensionales</i> .....	155
<i>Análisis de estados tensionales. Método de Von Mises</i> .....	159
<i>Análisis de deformaciones</i> .....	161
<i>Trazado del factor de seguridad</i> .....	162
VI. ANEXO 5: PLANOS.....	167
VII. ANEXO 6: PLIEGO DE CONDICIONES.....	175
<b>1. Descripción del producto</b> .....	<b>177</b>
1.1. Construcción y función.....	177
1.2. Posibilidades de combinación.....	177
<i>Limitaciones de combinación</i> .....	177
<b>2. Uso previsto</b> .....	<b>178</b>
2.1. Uso previsto.....	178
2.2. Campo de aplicación.....	178
2.3. Condiciones ambientales.....	178
2.4. Vida útil.....	178
<i>Socket</i> .....	178
<i>Tobillo</i> .....	179
<i>Pie protésico</i> .....	179

<b>3.</b>	<b>Seguridad.....</b>	<b>179</b>
3.1.	Significado de los símbolos de advertencia.....	179
3.2.	Indicaciones generales de seguridad.....	179
	<i>Signos de fallos o alteraciones del funcionamiento mientras se usa.....</i>	<i>182</i>
<b>4.</b>	<b>Componentes incluidos en el suministro.....</b>	<b>182</b>
<b>5.</b>	<b>Preparación para el uso.....</b>	<b>182</b>
5.1.	Informaciones sobre el uso.....	183
5.1.1.	<i>Elección del calzado.....</i>	<i>183</i>
5.1.2.	<i>Uso en el agua.....</i>	<i>183</i>
5.2.	Alineamiento.....	184
	<i>Alineamiento básico.....</i>	<i>184</i>
5.2.1.	<i>Alineamiento estático.....</i>	<i>185</i>
5.2.2.	<i>Prueba dinámica.....</i>	<i>185</i>
<b>6.</b>	<b>Limpieza.....</b>	<b>185</b>
<b>7.</b>	<b>Mantenimiento.....</b>	<b>185</b>
<b>8.</b>	<b>Eliminación.....</b>	<b>186</b>
<b>9.</b>	<b>Aviso legal.....</b>	<b>186</b>
9.1.	Responsabilidad.....	186
9.2.	Conformidad CE.....	187
<b>10.</b>	<b>Datos técnicos.....</b>	<b>187</b>
VIII.	<b>ANEXO 7: PRESUPUESTO.....</b>	<b>188</b>
8.	<b>Presupuesto.....</b>	<b>190</b>
IX.	<b>REFERENCIAS.....</b>	<b>196</b>
9.	<b>Referencias.....</b>	<b>198</b>









## LISTADO DE FIGURAS

Ilustración 1. Prótesis anatómica de 1858, de Douglas Bly.....	37
Ilustración 2. Plano de la Pierna Hanger.....	38
Ilustración 3. Algunos tipos de prótesis mecánicas. (a) Prótesis mecánica del siglo XX, (b) mano robótica, (c) prótesis de bajo coste impresa en 3D (d) la primera prótesis del mundo de una mano impresa en 3D.....	40
Ilustración 4. Componentes típicos de una prótesis mioeléctrica transradial.....	41
Ilustración 5. Dos prótesis de mano cosméticas: de PVC (izquierda) y silicona (derecha). .....	42
Ilustración 6. Componentes internos de una prótesis auditiva.....	42
Ilustración 7. Prótesis cardíaca (izquierda) y su colocación (derecha). ....	43
Ilustración 8. Colocación de una prótesis dental parcial removible.....	44
Ilustración 9. Una prótesis de nariz para una reconstrucción facial.....	44
Ilustración 10. Comparativa entre la prótesis ocular estética y el ojo real del paciente. .....	45
Ilustración 11. Ejemplos de prótesis ortopédicas para pasear (abajo) y de tren superior para la vida cotidiana (arriba).....	46
Ilustración 12. Componentes de una prótesis ortopédica de tren inferior. ....	48
Ilustración 13. Prótesis específica para un atleta de ciclismo.....	56
Ilustración 14. Prótesis de tren inferior transfemoral para golfistas. ....	57
Ilustración 15. Prótesis de tren inferior transtibial para corredores. ....	58
Ilustración 16. Medidas ideales de un muñón. ....	62
Ilustración 17. Boceto del prototipo inicial de la prótesis planteada.....	63
Ilustración 18. Croquis del socket en SolidWorks.....	64
Ilustración 19. Resultado de extruir mediante revolución el croquis de la Ilustración 18 .....	65

Ilustración 20. Resultado del vaciado de la pieza obtenida. ....	65
Ilustración 21. Simplificación del conjunto de unión entre el socket y el tobillo protésico. ....	66
Ilustración 22. Croquis del tobillo protésico en SolidWorks. ....	67
Ilustración 23. Distintas vistas del resultado final de la extrusión y posterior rodeado de cantos del croquis de la Ilustración 22. ....	68
Ilustración 24. Croquis del pie protésico en SolidWorks. ....	69
Ilustración 25. Talón añadido al croquis del pie protésico en SolidWorks. ....	70
Ilustración 26. Vista del resultado final de la extrusión y posterior rodeado de cantos del croquis de la Ilustración 25. ....	71
Ilustración 27. Resultado del vaciado de la pieza obtenida. ....	71
Ilustración 28. Distintas vistas del resultado final del ensamblaje de todas las piezas anteriores. ....	72
Ilustración 29. Relaciones de posición añadidas en el ensamblaje de la Ilustración 28. ....	73
Ilustración 30. Resultado del diseño final del socket en SolidWorks. ....	84
Ilustración 31. Socket comercializado de fibra de carbono con un adaptador metálico debajo. Fuente: ortosur.es ....	85
Ilustración 32. Diseño del acople para la unión del socket. ....	86
Ilustración 33. Fotografía del acoplamiento flexible utilizado. Fuente: Elesa+Ganter ..	87
Ilustración 34. Selección del modelo del acoplamiento flexible. ....	87
Ilustración 35. Datos técnicos del acoplamiento flexible seleccionado. ....	88
Ilustración 36. Archivo 3D del acople flexible utilizado. Fuente: Elesa+Ganter. ....	88
Ilustración 37. Distintas vistas del diseño final del tobillo en SolidWorks. ....	89
Ilustración 38. Resultado del diseño final del pie en SolidWorks. ....	90
Ilustración 39. Distintas vistas del diseño final de la prótesis en SolidWorks. ....	91

Ilustración 40. Croquis del movimiento de sentadilla.....	101
Ilustración 41. Croquis del movimiento de peso muerto convencional. ....	102
Ilustración 42. Molde del muñón de yeso. Fuente: mediprax.....	111
Ilustración 43. Proceso del termoconformado por vacío. En orden: colocación de la lámina (a), adaptación de la lámina (b), final del proceso de vaciado (c), recorte del sobrante (d). ....	112
Ilustración 44. Proceso de laminación de fibra de carbono. En orden: negativo preparado para la laminación (a), laminación con la fibra de carbono intercalada con epoxi (b), eliminación de imperfecciones a través del vaciado (c), eliminación de rebabas y defectos (d).....	113
Ilustración 45. Plegadora de mano para metales. Fuente: exapro.es.....	115
Ilustración 46. Parte curva del pie. ....	116
Ilustración 47. Propiedades de la fibra de carbono, añadidos en SolidWorks .....	122
Ilustración 48. A la izquierda, las caras seleccionadas para la laminación. A la derecha, las propiedades de seis de las quince capas. ....	123
Ilustración 49. Captura de SolidWorks indicando la cara que se ha fijado.....	124
Ilustración 50. Captura de SolidWorks indicando las caras donde se han aplicado la Carga 1 ( $Q_1$ ) .....	125
Ilustración 51. Captura de SolidWorks indicando las caras donde se han aplicado la Carga 2 ( $Q_2$ ) .....	126
Ilustración 52. Parámetros seleccionados en SolidWorks para añadir la malla. ....	127
Ilustración 53. Resultado de la malla en SolidWorks.....	127
Ilustración 54. Valores de la tensión principal P1.....	128
Ilustración 55. Vista de la parte interna de la pieza con los valores de P1. ....	129
Ilustración 56. Vista de la parte inferior de la pieza con los valores de P1. ....	130
Ilustración 57. Valores de la tensión principal P2.....	131
Ilustración 58. Vista de la parte interna de la pieza con los valores de P2. ....	132

Ilustración 59. Vista de la parte inferior de la pieza con los valores de P2 .....	133
Ilustración 60. Valores de la tensión principal P3.....	134
Ilustración 61. Vista de la parte interna de la pieza con los valores de P3. ....	135
Ilustración 62. Vista de la parte inferior de la pieza con los valores de P3. ....	136
Ilustración 63. Análisis de deformaciones calculado en SolidWorks.....	137
Ilustración 64. Vista de la parte interna de la pieza. ....	138
Ilustración 65. Vista de la parte inferior de la pieza .....	138
Ilustración 66. Parámetros seleccionados en SolidWorks para configurar el trazado de Factor de Seguridad. ....	139
Ilustración 67. Resultados obtenidos en el trazado del factor de seguridad en SolidWorks. ....	140
Ilustración 68. Vista superior de la parte interna de la pieza. ....	141
Ilustración 69. Vista de la parte inferior de la pieza. ....	141
Ilustración 70. Propiedades de la aleación de aluminio 7075 T6, de la biblioteca de SolidWorks. ....	143
Ilustración 71. Captura de SolidWorks indicando la cara que se ha fijado.....	144
Ilustración 72. Parámetros seleccionados en SolidWorks para fijar la pieza. ....	144
Ilustración 73. Captura de SolidWorks indicando la cara donde se ha aplicado la carga. ....	145
Ilustración 74. Parámetros seleccionados en SolidWorks para añadir la carga.....	146
Ilustración 75. Parámetros seleccionados en SolidWorks para añadir la malla. ....	147
Ilustración 76. Resultado de la malla en SolidWorks.....	147
Ilustración 77. Análisis tensional calculado en SolidWorks a través de Von Mises....	148
Ilustración 78. Vista trasera de la pieza.....	149
Ilustración 79. Vista frontal de la pieza.....	149

Ilustración 80. Vista en detalle del agujero superior de la pieza.....	150
Ilustración 81. Análisis de deformaciones calculado en SolidWorks.....	151
Ilustración 82. Vista desde arriba de la pieza.....	151
Ilustración 83. Parámetros seleccionados en SolidWorks para configurar el trazado de Factor de Seguridad.....	152
Ilustración 84. Resultados obtenidos en el trazado del factor de seguridad en SolidWorks.....	153
Ilustración 85. Resultados obtenidos en el trazado del factor de seguridad acotando la escala.....	153
Ilustración 86. Vista trasera de la pieza.....	154
Ilustración 87. Vista frontal de la pieza.....	154
Ilustración 88. Captura de SolidWorks indicando la cara que se ha fijado.....	156
Ilustración 89. Parámetros seleccionados en SolidWorks para fijar la pieza.....	156
Ilustración 90. Captura de SolidWorks indicando la cara donde se ha aplicado la carga y su dirección.....	157
Ilustración 91. Parámetros seleccionados en SolidWorks para añadir la malla.....	158
Ilustración 92. Resultado de la malla en SolidWorks.....	158
Ilustración 93. Análisis tensional calculado en SolidWorks a través de Von Mises....	159
Ilustración 94. Vista inferior de la pieza.....	160
Ilustración 95. Vista trasera de la pieza.....	160
Ilustración 96. Análisis de deformaciones calculado en SolidWorks.....	161
Ilustración 97. Parámetros seleccionados en SolidWorks para configurar el trazado de Factor de Seguridad.....	162
Ilustración 98. Resultados obtenidos en el trazado del factor de seguridad en SolidWorks.....	162
Ilustración 99. Vista inferior de la pieza.....	163

Ilustración 100. Resultado del FDS al reducir el grosor de las chapas.....	164
Ilustración 101. Valores de las tensiones (imagen superior) y las deformaciones (imagen inferior) existentes en la pieza cuando el grosor de las chapas es 2mm.....	165



## LISTADO DE TABLAS

Tabla 1. Parámetros de los coeficientes de la fórmula de los GL POINTS. Fuente: powerlifting.sport.....	31
Tabla 2. Datos antropométricos de la población laboral española (diciembre 2000)...	61
Tabla 3. Datos antropométricos de atletas de powerlifting españoles (octubre 2020). .	62
Tabla 4. Propiedades mecánicas y maquinabilidad de los metales. Fuente: Interempresas.....	74
Tabla 5. Comparativa de la densidad entre el acero y el aluminio.....	75
Tabla 6. Comparación del precio: acero y aluminio.....	75
Tabla 7. Comparación aleaciones de aluminio.....	76
Tabla 8. Propiedades mecánicas de las fibras a estudiar. ....	77
Tabla 9. Comparativa de la densidad entre las fibras a estudiar. ....	77
Tabla 10. Comparativa de los módulos elásticos de las fibras de estudio.....	78
Tabla 11. Comparación del precio entre las fibras de estudio. ....	78
Tabla 12. Resultados obtenidos en SolidWorks de las propiedades del socket. ....	80
Tabla 13. Propiedades de las cargas introducidas en SolidWorks para el socket. ....	80
Tabla 14. Tabla resumen con los resultados proporcionados por SolidWorks para el socket. ....	81
Tabla 15. Resultados obtenidos en SolidWorks de las propiedades del tobillo. ....	82
Tabla 16. Propiedades de las cargas introducidas en SolidWorks para el tobillo. ....	82
Tabla 17. Tabla resumen con los resultados proporcionados por SolidWorks para el tobillo. ....	82
Tabla 18. Resultados obtenidos en SolidWorks de las propiedades del pie.....	83
Tabla 19. Propiedades de las cargas introducidas en SolidWorks para el pie.....	83



Tabla 20. Tabla resumen con los resultados proporcionados por SolidWorks para el pie. .....	83
Tabla 21. Tabla resumen de las horas de cada proceso y su coste asociado. ....	92
Tabla 22. Propiedades de la matriz epoxi y de la fibra de carbono HM empleadas en la fabricación de laminado de compuesto para prótesis.....	100
Tabla 23. Significado de los símbolos de seguridad.....	179
Tabla 24. Componentes incluidos en el suministro. ....	182
Tabla 25. Datos técnicos de la prótesis.....	187
Tabla 26. Costes de mano de obra directa. ....	190
Tabla 27. Precio de la maquinaria a utilizar. ....	190
Tabla 28. Coste y cantidad del material por pieza.....	191
Tabla 29. Costes de mano de obra de la soldadura GTAW. ....	191
Tabla 30. Coste de material. ....	192
Tabla 31. Coste de procesos de producción. ....	193
Tabla 32. Coste unitario del producto. ....	194



# **I. MEMORIA.**

## **1.1. Introducción.**

Para poder entender el desarrollo de este proyecto, en primera instancia, se tiene que entender qué es una prótesis y en qué consiste el powerlifting, para poder entender las características específicas que requiere el prototipo a diseñar de cara al deporte a practicar.

Cuando se habla de prótesis, se habla de una extensión artificial que reemplaza una parte del cuerpo, la cual se ha perdido debido a una amputación o malformación al nacer. Están ideadas para restaurar las funciones normales de la parte que se ha perdido.

Las prótesis se pueden crear a mano o a partir de un CAD, el cual permite analizar el diseño mediante software de análisis, pudiendo optimizarlo y cambiarlo con mucha más facilidad que un diseño hecho directamente a mano.

Existen una gran cantidad de tipos de prótesis; este proyecto se centrará particularmente en las prótesis ortopédicas de tipo transtibial. Los distintos tipos y diferentes catalogaciones se desarrollarán más adelante.

### **1.1.1. Powerlifting.**

El powerlifting o como vendría a ser su traducción, levantamiento de potencia, se trata de un deporte de fuerza máxima donde se trata de mover el máximo peso posible en los tres movimientos básicos: sentadilla (trasera), press de banca y peso muerto, ejecutados en ese orden. La forma en la que son ordenados los competidores es por su peso corporal.

A nivel competitivo, está dividido en distintas categorías de peso y, además, como en la gran mayoría de deportes, en los géneros masculino y femenino. Dependerá del país y, por tanto, de la asociación en la que se realice el deporte, las categorías son divididas de una forma u otra. En este proyecto se mencionarán las más comunes en España: International Powerlifting Federation (IPF) la cual tiene una asociación propia de España con su propia normativa llamada Asociación Española de Powerlifting (AEP). Estas dos asociaciones se caracterizan por hacer controles *antidopping* a sus atletas. La otra asociación con gran número de participantes en España es la World Raw Powerlifting Federation (WRPF), la cual, aunque prohíbe el uso de sustancias dopantes no realiza controles rutinarios a sus atletas.

La forma en la que cada asociación o federación divide las categorías de peso es la siguiente, referentes todas al peso de los participantes en kilogramos:

**IPF / AEP.**

- Categorías femeninas: -42, -47, -52, -57, -63, -69, -76, -84, +84.
- Categorías masculinas: -47, -57, -66, -74, -83, -93, -105, -120, +120.

**WRPF.**

- Categorías femeninas: -44, -48, -52, -56, -60, -67.5, -75, -82.5, -90, +90.
- Categorías masculinas: -52, -56, -60, -67.5, -75, -82.5, -90, -100, -110, -125, -140, +140.

La competición se fundamenta en los tres movimientos básicos, donde existen tres intentos por cada movimiento. Antes de la competición todos los atletas tienen que realizar un pesaje donde estarán presentes jueces y miembros de la organización para asegurar que el atleta entra en la categoría en la que previamente se ha inscrito. Si esto no ocurriera, el atleta queda descalificado ya que no se puede reinscribir el mismo día de la competición en otra categoría. El tiempo que transcurre entre el pesaje y el inicio de la competición dependerá de lo establecido por cada asociación, en el caso de la que se tratará mayoritariamente en este proyecto (IPF/AEP) se realiza el pesaje dos horas antes de la competición.

En ese mismo tiempo, se tiene que enseñar el material con el que se va a competir para que los jueces comprueben su validez y que están dentro de la normativa ya que hay prendas o complementos que no están permitidos en la competición, y también los atletas dan los primeros intentos (conocidos comúnmente como *openers*) a los jueces.

Los intentos, en los tres básicos mencionados, se realizan en orden de menor a mayor por categoría. El orden de las categorías lo elige la asociación y se tienden a agrupar categorías de peso similares y del mismo sexo para procurar una facilidad a la hora de cargar y descargar los discos. Por cada movimiento y por categoría, todos los competidores de un grupo realizarán el primer intento, después el segundo y por último el tercero; así ocurre con los tres básicos.

Una vez se ha intentado un intento, haya sido válido o nulo, no se podrá bajar la carga dicha inicialmente, solamente igualarla o subirla. Quien elige los intentos mayormente es el entrenador o *coach* que acompaña al atleta en la competición, con algunas restricciones: Si el levantador ha hecho un movimiento válido, el siguiente intento deberá ser mínimo 2.5kg superior al anterior. Esta es la subida que se le pondrá al atleta si el entrenador no da otro valor en un plazo de un minuto que empieza cuando se sabe si el movimiento ha sido nulo o válido.

Sólo existe un caso de poder subir la carga menos de 2.5kg en cada intento y es que éste sea un récord nacional o internacional, y la subida mínima pasa a ser de 0.5kg.

Para elegir los ganadores de cada categoría, tanto la masculina y la femenina, se suma los kg máximos levantados en cada movimiento, es decir: el peso máximo que ha sido levantado en sentadilla, el de press de banca y el de peso muerto. El atleta que más kg en total haya levantado, es decir, el que más total tenga, es el campeón o campeona de su categoría. Si se diese el caso que dos atletas de la misma categoría de peso igualan en el total, el campeón será el que diese menor peso corporal en el pesaje.

Para elegir los ganadores absolutos de cada campeonato se ha establecido una fórmula que da unos *GL Points*, para intentar ser los más justos posibles dentro de una gran variedad de categorías de peso, la cual se trata de la siguiente expresión:

$$IPF\ GL\ Coefficient = \frac{100}{A - B * e^{-C*Bw}}$$

Donde:

A, B, C son constantes calculadas por la IPF

Bw es el peso corporal (en kg)

e es la base de un logaritmo natural

Los coeficientes vienen dados en la siguiente tabla:

Tabla 1. Parámetros de los coeficientes de la fórmula de los *GL POINTS*. Fuente: *powerlifting.sport*

Table 1. The parameters of the equation

		A	B	C
Men' s	Equipped Powerlifting	1236.25115	1449.21864	0.01644
	Classic Powerlifting	1199.72839	1025.18162	0.00921
	Equipped Bench Press	381.22073	733.79378	0.02398
	Classic Bench Press	320.98041	281.40258	0.01008
Women' s	Equipped Powerlifting	758.63878	949.31382	0.02435
	Classic Powerlifting	610.32796	1045.59282	0.03048
	Equipped Bench Press	221.82209	357.00377	0.02937
	Classic Bench Press	142.40398	442.52671	0.04724

En el caso a tratar concierne la categoría remarcada en azul, *Classic Powerlifting*.

Este coeficiente se multiplica por el total obtenido (en kg) de un atleta en una competición y daría los puntos GL obtenidos en dicho campeonato.

Por ejemplo, una atleta de la categoría -76 en *Classic Powerlifting* que diese en el pesaje 72.6kg y obtuviese un total de 417.5kg, los puntos obtenidos serán:

$$Puntos\ GL = \frac{100}{610.32796 - 1045.59282 * e^{-0.03048*72.6}} * 417.5$$

$$Puntos\ GL = 84.18$$



## **1.2. Objeto.**

En este proyecto se pretende diseñar y analizar una prótesis de tren inferior para que cumpla las necesidades que un atleta de powerlifting necesita para la práctica de su deporte.

Los deportes de fuerza no son uno de los pilares fundamentales de los deportes de nuestro país. En todo caso, se conoce la halterofilia, que se podría llegar a considerar prima lejana del powerlifting, y no existe ninguna modalidad deportiva de paraolimpiadas que incluya la arrancada y los dos tiempos; sólo el press banca. En un deporte mucho más minoritario como lo es el powerlifting, sobre todo en España, ni siquiera existe adaptación paraolímpica y mucho menos prótesis aptas para los deportistas.

Se considera que sigue siendo una problemática social porque que sean una minoría los atletas de deportes de fuerza en comparación con otros deportes, también se merecen seguir con su hobby como podría hacerlo, por ejemplo, un corredor. Con este proyecto se busca solucionar la inexistencia de prótesis para atletas que han sufrido accidentes o malformaciones, ya sea después de conocer el deporte o para que puedan practicarlo en cualquier etapa de su vida.

## **1.3. Alcance.**

Este proyecto está destinado a los atletas del deporte de fuerza denominado powerlifting que, a lo largo de algún periodo de su vida, sufrieron una amputación o directamente nacieron con una malformación, necesitando una prótesis transtibial; tipo de prótesis que se explicará más adelante.

## **1.4. Antecedentes.**

En estos últimos años, la tecnología está presente en todos o casi todos los aspectos de nuestra vida, siendo la salud uno de los campos que más ha crecido y se ha desarrollado. Gracias a ello, se han salvado miles de millones de vidas y se ha aumentado la calidad de muchas de ellas.

Una de las partes de la medicina que se podría decir que ha tenido un avance exponencial en estas últimas décadas han sido el desarrollo de las prótesis para personas que, por malformaciones en el nacimiento o amputaciones posteriores, han perdido alguna extremidad. Estos avances han permitido a todos los pacientes pasar de una prótesis arcaica de madera o metal que les producía más dolor que facilidad, a tener una prótesis completa con la que ya no sólo pueden hacer su vida normal, sino que también pueden hacer deportes, y de alto rendimiento como lo son los paradeportistas.

Aunque hoy en día existen prótesis realmente complejas y que se asemejan mucho al comportamiento de una extremidad sana, aún queda mucho camino que recorrer y mejorar. Sí que es cierto que la mayoría de prótesis tienen un gran componente mecánico, pero también cierta parte de electrónica. En el caso de este proyecto, se centrará en la parte mecánica ya que en las prótesis transtibiales, como se verá posteriormente, no existe mucha electrónica a no ser que se requiera así específicamente.

### **1.3.1. Historia.**

Los egipcios fueron los pioneros en el desarrollo y utilización de prótesis: creaban sus extremidades protésicas rudimentarias con fibras, y se cree que las utilizaban por la sensación de “completitud” antes que, por la función en sí; es decir, que muchos de ellos se las ponían para tener la falsa sensación de que esa extremidad no había sido eliminada. Sin embargo, recientemente los científicos descubrieron una momia egipcia con lo que se cree que fue el primer dedo del pie protésico que debe haber sido funcional.

### **Del 424 a.C. al 1 a.C.**

Los primeros antecedentes de uso de prótesis se remontan al año 300 a.C. Precisamente en 1858 se desenterró en la ciudad de Capua, en la provincia de Caserta (Italia) una pierna artificial que finalmente se dató con fecha de aproximadamente el 300 a.C. Esta prótesis estaba fabricada con una combinación de materiales de hierro y bronce y ya quedó reflejada la relevancia de la ligereza requerida, ya que el núcleo estaba fabricado con madera, con una densidad notablemente inferior a la del hierro y cobre. También quedó reflejado en las escrituras antiguas el empleo de una prótesis de pie fabricada con madera. Esta situación quedó reflejada en un texto escrito por el historiador y geógrafo griego Heródoto, hacia el 424 a.C. donde relata la historia de un vidente persa que, después de ser condenado a muerte, pudo escapar tras amputarse el pie. Con el empleo de una plantilla de madera, consiguió caminar o recorrer una distancia de aproximadamente 48 km hasta el pueblo más cercano. Evidentemente, el empleo de un material ligero como la madera, fácilmente moldeable ofrecía versatilidad, ligereza y adaptabilidad en el diseño.

### **Alta Edad Media (476 – 1000).**

A lo largo de este periodo histórico no hubo muchos avances en la medicina, por lo tanto, el campo de la protésica se quedó estancado a lo largo de estos años por la gran cantidad de guerras y hambrunas. El único uso que se le daba a las prótesis prácticamente fue el de tapar las heridas ocasionadas en la guerra y ocultar deformidades. Nadie del pueblo llano podía acceder a las prótesis debido a su alto coste.

En esta época, las prótesis las fabricaban principalmente los relojeros debido a su gran habilidad con los engranajes y los resortes, aunque contaban con la colaboración de una gran cantidad de gremios dispuestos a ayudar con esa labor.

### **El Renacimiento (1400 – 1800).**

Como bien es sabido, en esta época hubo una mejora humanística y, por tanto, la medicina retomó el avance que se había perdido en la Edad Media. Los materiales

seguían siendo los mismos: hierro y madera, con algunos componentes de acero y cobre las más costosas.

### **Principios de 1500.**

Este siglo supuso un cambio significativo en la historia protésica. En el 1508, el mercenario alemán Gotz von Birlichigen perdió el brazo derecho en la batalla de Landshut y se le fabricaron un par de manos de hierro muy avanzadas para la época: se sujetaban con correas de cuero a la mano natural y se movían activando una serie de resortes. Pocos años más tarde, se registró a un amputado que era capaz de abrir su cartera, quitarse el sombrero y firmar.

### **Mediados y finales de 1500.**

A mediados del siglo XVI el cirujano francés Ambroise Paré, perteneciente al ejército, realizó tales avances como para ser reconocido uno de los pioneros de la cirugía de la amputación y diseño protésico contemporáneo. Creó una prótesis de pierna consistente en una pata de palo que iba alojado encima de la rodilla con un pie fijo donde la articulación de la rodilla se podía flexionar y ajustar, algo muy similar a lo que existe en la actualidad.

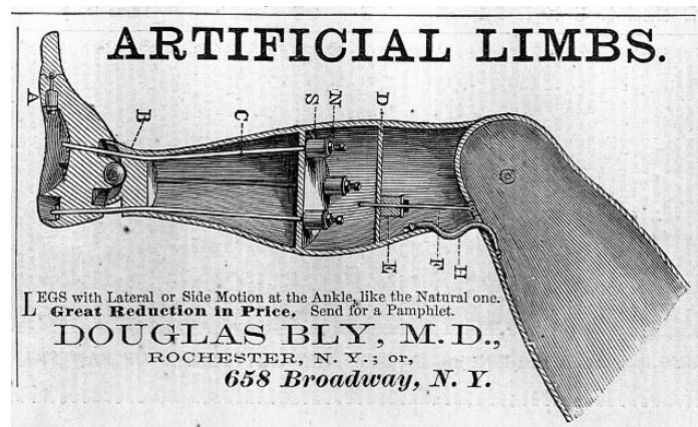
Los avances permitieron comprender, por fin, de forma muy real el funcionamiento de la fisiología humana y, por tanto, crear prótesis similares a ello. Lorrain fue un cerrajero francés que sustituyó el hierro por cuero y papel en una prótesis, unido mediante pegamento, pudiendo abaratar el precio y aligerar muchísimo su uso.

### **Siglos VII al XIX.**

En 1696, fue fabricada una de las primeras prótesis usadas por debajo de la rodilla que no necesitaba bloqueo, por Pieter Verduyn, lo que sirvió de precedente para las articulaciones fabricadas hoy en día.

En 1800 se fabricaron las prótesis que han sido las bases de las existentes en la actualidad, a manos de James Potts: se crearon una pierna de madera con encaje, un pie articulado cuyos tendones se trataban de cuerdas que unían la rodilla hasta el tobillo y una rodilla de acero completamente móvil. Esta pierna fue conocida como la “Pierna de Anglesey” en Inglaterra y, más tarde, como la “Pierna Selpho” en EE. UU. Esta pierna fue mejorada en 1846 por Benjamin Palmer, al agregarle un resorte en la parte anterior de aspecto más sutil, donde las cuerdas de los tendones estaban escondidas para ofrecer un aspecto más natural.

Fue en 1858 donde esta pierna se patentó de una forma mucho más mejorada por Douglas Bly, denominándola con su mismo apellido como la *pierna anatómica Doctor Bly*, refiriéndose a ella como una de las prótesis más completas y exitosas. En la *Ilustración 1* se puede visualizar.



*Ilustración 1. Prótesis anatómica de 1858, de Douglas Bly.*

A lo largo de todos estos años, la amputación de un tobillo implicaba un corte por la altura del muslo. No fue hasta 1843 donde Sir James Syme descubrió un nuevo método para realizarla, lo que supuso una posibilidad para los amputados de poder volver a caminar con una prótesis sólo de un pie, lo cual era mucho más sencillo y barato de fabricar; al alcance de más parte de la población.

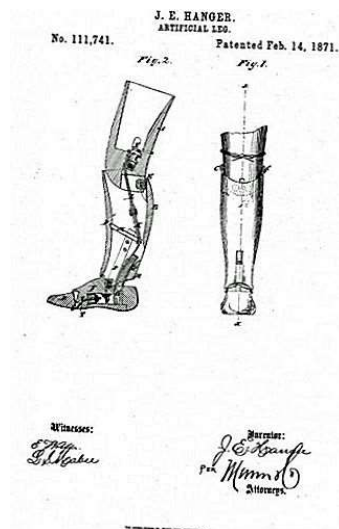
El último avance del siglo XIX lo hizo Dubois Parmlee, creando una prótesis con un encaje de sujeción, una rodilla policéntrica y un pie multiarticulado. Poco más tarde, se

implementó el aluminio en vez del acero, lo que alivió y mejoró las propiedades mecánicas de las prótesis que se fabricaban.

Ya en el siglo XX, exactamente en 1912, el aviador Marcel Desoutter junto con su hermano ingeniero Charles diseñó la primera prótesis de aluminio para pierna hasta la fecha.

### En la actualidad.

Como siempre ha pasado a lo largo de la historia, las guerras han sido un punto de partida en los desarrollos médicos y con las prótesis no iba a ser diferente. Debido a la Guerra Civil de EE. UU., muchos estadounidenses empezaron a interesarse por el mundo de la prótesis. James Hanger desarrolló la “Pierna Hanger” (*Ilustración 2*), una mejora de la ya mencionada pierna Selpho, mejorando los mecanismos y los materiales que ya se utilizaban por unos más modernos y seguros.



*Ilustración 2. Plano de la Pierna Hanger.*

En el medio de la Primera Guerra Mundial, el cirujano General del Ejército creó la Asociación Estadounidense de Ortoprótisis (AOPA) al darse cuenta de la importancia que tenía, y, sobre todo, que iba a tener este campo en la vida de los civiles del mundo

tras una guerra como esa. Aun así, la mejora en esa época no fue la suficiente para las dos grandes guerras que se vinieron encima a Europa y a Estados Unidos; los veteranos de guerra de la Segunda Guerra Mundial exigieron mejoras en los equipos protésicos que les habían sido prestados, por lo que el gobierno de EE. UU. cerró un trato con diversas compañías militares para proporcionárselas.

Hoy, se ha producido una mejora exponencial de la medicina para los civiles y eso, claramente, se ha visto reflejado en el campo protésico. Las prótesis actuales son más ligeras, adaptadas y personalizadas para cada paciente, existiendo una gran base de electrónica a la mano para poder usarse y poder conseguir unas articulaciones lo más fidedignas posibles a la realidad. También se ha conseguido un aspecto más agradable y, en algunos casos, idéntico al que le correspondería a una extremidad sana, mediante fundas de silicona.

### **1.3.2. Prótesis.**

Como ya se ha comentado en la introducción, una extensión artificial que reemplaza una parte del cuerpo. A continuación, se procederá a catalogar las prótesis según su tipo.

#### **1.3.2.1. Tipos de prótesis.**

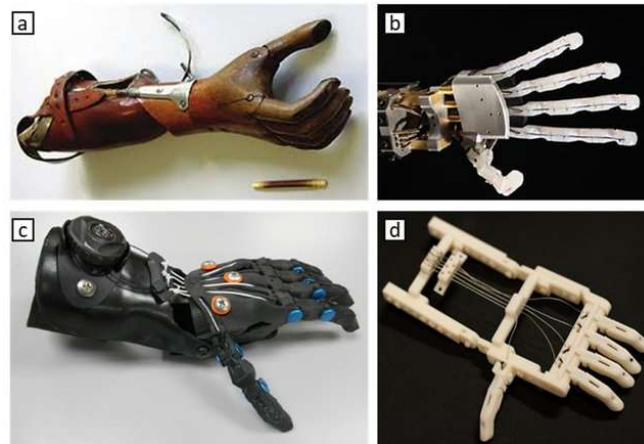
Debido a la gran variedad de problemas cuya solución implica una prótesis, existe una gran variedad de éstas dependiendo de dónde estén implementadas y la función que cumplan. Es por ello, que no existe una sola forma de clasificarlas.

#### **Prótesis mecánicas.**

Se tratan de conjuntos protésicos que se caracterizan por unas aperturas y cierres transmitidos por cables, unidos al cuerpo mediante cintas. Aunque tienen ciertas limitaciones a la hora de generar movimiento, son altamente funcionales. Obligan a

ejercer tensión con la mano, unidos mediante correas, transmitiendo el movimiento por el muñón.

En la *Ilustración 3*, podemos apreciar distintos tipos de prótesis mecánicas para las manos, dependiendo del momento histórico donde se fabricaron.



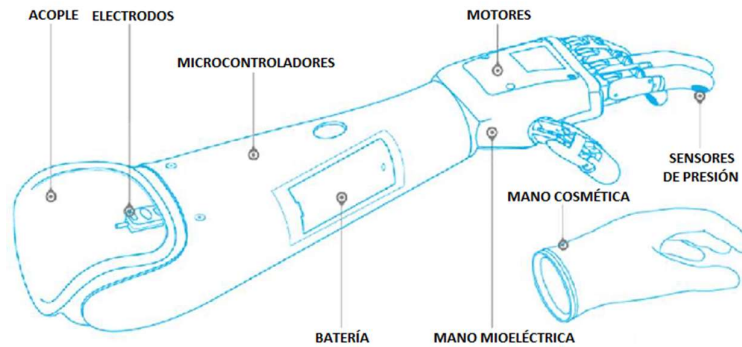
*Ilustración 3. Algunos tipos de prótesis mecánicas. (a) Prótesis mecánica del siglo XX, (b) mano robótica, (c) prótesis de bajo coste impresa en 3D (d) la primera prótesis del mundo de una mano impresa en 3D.*

### **Prótesis mioeléctricas.**

Se trata de prótesis que están controladas mediante un sistema electrónico que gestiona las contracciones voluntarias de los músculos del usuario. Este tipo de prótesis, normalmente disponen de dos electrodos que están perfectamente encajados y, lo más relevantes, siempre están en contacto con la capa más externa de la superficie de la piel. Estos electrodos se encargan de recoger la actividad eléctrica derivada de los impulsos eléctricos que se producen biológicamente durante los procesos de contracción muscular. Los electrodos son capaces de calibrar la intensidad de dichos estímulos eléctricos y traducirlos en un determinado nivel de tensión para tener un control de la mano protésica.



En la *Ilustración 4*, se puede ver perfectamente las partes que conforman una prótesis mioeléctrica.



*Ilustración 4. Componentes típicos de una prótesis mioeléctrica transradial.*

### **Prótesis cosméticas.**

La principal función de las prótesis cosméticas o estéticas se trata de reemplazar de forma visual el miembro que ha sido amputado, ya sea superior o inferior. No suelen tener una funcionalidad muy elevada ya que lo que premia es que tenga un aspecto lo más real posible y eso no suele ser compatible con la movilidad de las articulaciones pequeñas, por ejemplo. Normalmente consisten en un encaje a medida que busca la comodidad del paciente, una mano mecánica interior y un encaje de silicona. Se trata de prótesis ligeras sin mayor complicación mecánica. En la *Ilustración 5* se pueden ver dos ejemplos de prótesis cosméticas de manos:

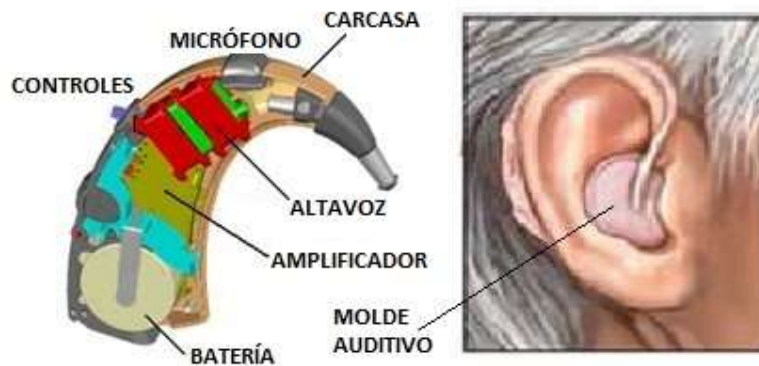


*Ilustración 5. Dos prótesis de mano cosméticas: de PVC (izquierda) y silicona (derecha).*

### **Prótesis auditivas.**

Las prótesis auditivas o audífonos están indicadas para personas que tienen una sordera parcial y quieren mejorarla, ya que su funcionamiento se basa en amplificar el sonido del exterior y conducirlo por el canal auditivo. Para personas con sordera total no servirían estas prótesis.

En la *Ilustración 6* podemos observar los componentes internos de una prótesis auditiva común.



*Ilustración 6. Componentes internos de una prótesis auditiva.*

### **Prótesis cardiacas.**

Las prótesis cardiacas están indicadas para personas con dolencias cardiacas donde existe un estrechamiento de la válvula del corazón que impide su correcta apertura y, por tanto, que la sangre fluya sin retroceder y con el flujo correcto.

Las prótesis cardiacas son unas de las pocas que se tienen que implementar pasando por quirófano a través de una operación, además, de alto riesgo, donde la válvula estrechada se reemplaza por el implante. Existen dos tipos de implantes: los biológicos, hechas de tejido humano o animal; y las mecánicas, de plástico o metal. Los modelos más recientes son como los de la *Ilustración 7*: son un pequeño cilindro de carbón pirolítico.

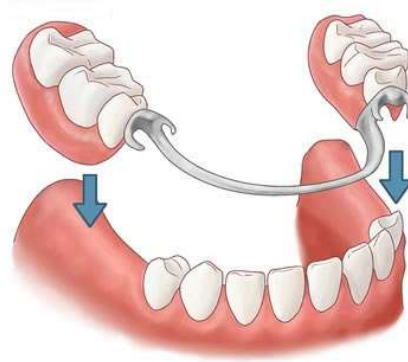


*Ilustración 7. Prótesis cardiaca (izquierda) y su colocación (derecha).*

### **Prótesis dentales.**

La función de las prótesis dentales es reemplazar uno o varios dientes que el paciente ha perdido. Cumplen tanto una función estética como práctica, dependerá sobre todo de los dientes que se vayan a implementar. Están fabricadas de porcelana, acrílico y titanio para su correcto enganche. Se realizan en un laboratorio, a la medida del paciente y bajo las indicaciones del dentista.

Hay distintas formas de clasificarlas: por su colocación, fijas o móviles; o por su complejidad, completas o parciales. En la *Ilustración 8* se puede ver un ejemplo de prótesis dental parcial removible.



*Ilustración 8. Colocación de una prótesis dental parcial removible.*

### **Prótesis faciales.**

Se tratan de prótesis con una función puramente estética. Modifican el rostro, normalmente tapando deformaciones del paciente; en pocas ocasiones es para mejorar la armonía de un rostro sano. Las más habituales se tratan de la zona baja del mentón, nariz, frente y labios.

En la *Ilustración 9* se puede ver una prótesis facial de la nariz de un paciente que la perdió de un disparo de escopeta.



*Ilustración 9. Una prótesis de nariz para una reconstrucción facial.*

### **Prótesis oculares.**

Estas prótesis, igual que las anteriores, sólo cumplen una función estética para tapar la ausencia total o parcial del ojo. Actualmente no existe prótesis ni ningún tipo de sustituto funcional de la pérdida de los ojos.

Esta prótesis parte de una cirugía oculoplástica reconstructiva para una posterior la adaptación de prótesis. En la *Ilustración 10* se puede ver que se ha conseguido una copia prácticamente exacta del ojo.



*Ilustración 10. Comparativa entre la prótesis ocular estética y el ojo real del paciente.*

### **Prótesis ortopédicas.**

También conocidas como exoprótesis, y se diseñan tanto para miembro inferior como superior. Pueden ser tanto prótesis mecánicas como mioeléctricas, incluso con cierto componente estético, pero priorizando su funcionalidad frente a la armonía de la prótesis.

En esta clasificación es donde se encuentra el objeto de este proyecto, por lo que se desarrollará en más profundidad. En la *Ilustración 11* se ven varios ejemplos de prótesis ortopédicas, tanto de tren superior como inferior.



*Ilustración 11. Ejemplos de prótesis ortopédicas para pasear (abajo) y de tren superior para la vida cotidiana (arriba)*

### **1.3.3. Prótesis ortopédicas.**

Están condicionadas por las características del muñón y la rehabilitación posterior que el individuo puede recibir.

En el caso de las amputaciones por causas médicas, la posibilidad de que el paciente se recupere de la forma más favorable posible comienza en el quirófano, en la operación cuando le quitan la extremidad, a la hora de formar el muñón: el extremo que queda del miembro amputado.

Cuando se le amputa a alguien un miembro inferior, además de ser una alteración del equilibrio del cuerpo al perder un soporte, también se pierde información sensorial que, de momento, no se puede conseguir mediante elementos protésicos. Esto provocará el aumento de la atención a la postura, un acto compensatorio del miembro sano, una lentitud en las respuestas a estímulos, etc.

Para que un paciente se recupere adecuadamente de una amputación y de su consiguiente rehabilitación con una prótesis, se necesitará un equipo multidisciplinar dotado de médicos, psicólogos, fisioterapeutas, protesistas y demás profesionales de la ciencia de la salud, a necesidad del paciente.

### Partes de una prótesis ortopédica de tren inferior.

Las partes de una prótesis ortopédica de tren inferior se pueden dividir en las siguientes, pudiendo apreciarse visualmente en la *Ilustración 12*.

- **Cono de enchufe, encaje protésico o socket:** es personalizada para cada paciente ya que se trata de una funda de algún tipo de fibra que conecta la prótesis con el muñón. Se fabrica de forma manual a partir de moldes que tomen la forma del muñón.
- **Interfase:** se trata de la parte intermedia entre el muñón y el *socket*, habitualmente se trata de materiales gomosos para que se produzca una buena adaptación con el muñón, sin producir dolor ni molestias.
- **Suspensión:** se trata de la parte que conecta el muñón con la prótesis; a veces puede ser un acople al propio *socket* mediante interfases de materiales como polímeros o siliconas, y otras sencillamente atándose con correas.
- **Pie protésico:** es la parte de la prótesis que simula el pie a reemplazar. Habitualmente está hecha de goma, madera, plástico o alguna fibra. Existen cuatro tipos distintos: *SACH* (*solid ankle, cushion heel*, traducido como tobillo sólido), monoaxiales, multiaxiales y de respuesta dinámica.
- **Rodilla protésica:** se diseña para que pueda existir una flexión similar a la que haría una rodilla sana. Permite controlar la altura del tobillo y la amplitud de la extensión de la rodilla.
- **Pilón:** da el soporte estructural y está hecho de varillas metálicas, o de fibras si se busca una estructura más ligera. Habitualmente, se cubre con materiales similares a la espuma, obteniendo el color y la forma para que coincida con el tono de piel del amputado y que quede lo más natural posible.



*Ilustración 12. Componentes de una prótesis ortopédica de tren inferior.*

### **Piezas de sustitución.**

Una prótesis de rodilla total estándar está compuesta de tres partes: una pieza superior denominado implante femoral, fabricado de metal contorneado (cobalto-cromo o titanio), una pieza inferior denominada platillo tibial constituyente en un eje corto que sujeta una superficie plana con filos elevados, y una pieza intermedia de polietileno que une mientras permite el movimiento de la articulación. El implante femoral es el que está unido al fémur, y el platillo tibial va fijado a la tibia.

Por otro lado, una prótesis de cadera tiene tres partes: un vástago femoral metálico en la parte superior que uniría con una cabeza femoral, un conjunto de encaje metálico en el hueso de la pelvis y una nueva placa de soporte que está alineada con la rodilla.



### **1.3.4. Diseño protésico.**

Como se trata de diseños y partes únicas para cada amputado, cada prótesis debe ser diseñada específicamente para encajar a la perfección con el cuerpo de cada uno.

Las prótesis suelen tener una esperanza de vida de tres años, pero existen factores importantes dentro del propio diseño como es la actividad física diaria del amputado, su edad y su nivel de crecimiento. No será lo mismo diseñar la prótesis para un niño, un adulto o un anciano. Es muy importante ajustar la prótesis al desempeño físico de cada paciente.

Como las prótesis no se fabrican en masa ni se pueden vender en escaparates, la mayoría se fabrican a medida o tienen piezas específicas para cada amputado. El encaje protésico, por ejemplo, siempre será único para cada persona, mientras que las partes más mecánicas de la prótesis sí que pueden servir para individuos con una complexión y actividad física similar. Para adecuar a la perfección la prótesis con el paciente, se debe acudir a un especialista protésico o fisioterapeuta. Si se acude al profesional antes de amputar el miembro, será mucho más sencillo hacer una prótesis completamente adaptada al individuo.

En la cita, se adecuará la prótesis a la finalidad que el paciente quiera conseguir con ella. Para ello, cada persona amputada debería hacerse las siguientes preguntas a sí misma:

- **¿Cuánta actividad física quiero tener?**
- **¿Qué actividades quiero hacer con la prótesis?**
- **¿Me importa el aspecto externo de la prótesis?**

En el postoperatorio, será el cirujano y el protésico quienes decidan la mejor sujeción que tendrá la prótesis. Por lo general, se trata de una prenda de compresión que ayuda a la evacuación de líquidos y a la cicatrización. Por supuesto, también se medirá el muñón y las medidas que tenía o debería tener la extremidad sana para conseguir una prótesis cien por cien adaptada al amputado.

### **1.3.5. Fabricación.**

Una de las partes más importantes de una prótesis es la precisión con la que el acople se ajusta, porque el objetivo es que se ajuste de forma más natural y cómoda posible. El protésico toma una impresión y lectura digital del muñón; este paso debe esperar hasta que el miembro restante ya no esté inflamado y la herida esté completamente curada. A partir de ese momento, se miden otros segmentos corporales relevantes y localiza los huesos y tendones de este muñón.

#### **Molde del muñón.**

Utilizando las impresiones y medidas recogidas, se hace un molde de yeso del muñón. Habitualmente se utiliza yeso de París, pero también puede usarse fibra de vidrio. A partir de ese molde, se crea un duplicado exacto del muñón, que servirá como plantilla para hacer la prótesis. Este proceso debe ser meticuloso y preciso, y podría decirse que es el más importante dentro del diseño de una prótesis.

#### **Creación del encaje protésico.**

Se utiliza un gran horno para calentar el termoplástico transparente y se coloca en el modelo positivo. Durante esta fase, la plancha de plástico calentada se coloca encima del molde mientras se asienta en una cámara de vacío, para adaptarse a la perfección al molde del muñón que se tenía. El resultado se trata del encaje protésico que posteriormente usará el amputado.

#### **Comprobación del ajuste protésico.**

Antes de fabricar la prótesis final, se debe comprobar el ajuste de la prótesis temporal, es decir, del encaje que ya está fabricado. El protésico colocará una capa adicional llamada revestimiento en su muñón, que brindará una barrera entre el encaje y la piel, proporcionando una amortiguación adicional y permitiendo que el encaje se ajuste perfectamente.

Si se trata de una prótesis de pierna, el paciente andará con una prótesis temporal para comprobar la comodidad y la adaptabilidad. Una cavidad mal ajustada podrá provocar heridas y dolor. Es posible que se necesiten varias visitas para adaptar la prótesis a la perfección.

Una vez que se comprueba que el encaje se adapta perfectamente, se fabrica el encaje permanente. Esta parte está hecha de polipropileno, por lo que se fabricará nuevamente con técnica de vacío sobre el molde para crear un encaje suave y preciso.

### **1.3.6. Materiales.**

En la actualidad, se utilizan una gran variedad de materiales naturales y sintéticos. Sin embargo, sean del tipo que sean, deben cumplir con los requisitos especiales del campo en el que nos encontramos: biocompatibilidad, resistencia, durabilidad, peso ligero, facilidad de fabricación.

#### **Madera.**

La madera es utilizada habitualmente en prótesis de miembros inferiores para dar forma y resistencia estructural interior. Las propiedades propias de la madera hacen que sea un material muy difícil de reemplazar: es ligero, fuerte, barato, fácil de trabajar y de textura consistente. Los tipos de madera más utilizados son el tilo, el sauce y la madera de álamo. Cuando se termina una prótesis, se ahueca la madera hasta obtener un grosor de 6mm para reducir el peso todo lo posible.

#### **Cuero.**

El cuero es usado habitualmente para correas de suspensión, cinturones de cintura y forros de encaje. El cuero es fácil de trabajar, tiene un tacto suave, y es biocompatible.

Las propiedades del cuero lo convierten en un material muy útil de usar cuando debe estar en contacto con la piel.

Otros tipos más específicos de cuero, como de arce, pantorrilla, kip y cuero crudo, se utilizan otros usos de prótesis, desde topes de dorsiflexión en pies de un solo eje hasta cordones para corsés de muslo de cuero. Los polímeros como el naugahído y la espuma termoplástica han reemplazado al cuero en algunas aplicaciones, pero probablemente nunca reemplazarán por completo el cuero.

### **Tela.**

La tela se utiliza para calcetines protésicos, cinturones de cintura, correas y arneses para prótesis de miembros superiores. Probablemente, el mayor uso de la tela sea para los calcetines protésicos, que pueden considerarse análogos a los calcetines deportivos, ya que mantienen la piel seca, amortiguan la extremidad, absorben las fuerzas de cizallamiento y toman volumen para mejorar el ajuste. Los calcetines protésicos suelen estar hechos de lana, algodón o mezclas de estas fibras naturales, a menudo combinadas con nailon, orion, acrílicos u otros materiales artificiales.

La lana es el material más habitual para los calcetines protésicos debido a su elasticidad, amortiguación, y capacidad para absorber la humedad sin sentirse húmeda. También tiene una buena resistencia a los ácidos de la transpiración. Los calcetines hechos de lana pura deben lavarse cuidadosamente con un jabón suave que se disolverá en agua tibia.

El algodón también se usa para los calcetines protésicos, pero es más común en forma de media para proteger la extremidad durante los procedimientos de yeso. El algodón es una fibra vegetal natural suave, flexible y absorbente, pero no alcanza a la lana en todas sus propiedades. El algodón, es más fácil de cuidar y más económico que la lana, por lo que lo hace más práctico para muchos usos.

## **Polímeros.**

En el mundo protético se utilizan muchos tipos de polímeros, para distintas funciones dependiendo de las cualidades de cada uno.

El nailon se utiliza para vainas de prótesis, láminas de plástico, casquillos, válvulas de succión y medias para proteger prótesis. Las ventajas de esta fibra sintética son su resistencia, elasticidad y bajo coeficiente de fricción. Las medias protésicas de nailon son de uso común para los amputados transtibiales. Una media de nailon proporciona una resistencia inherente a casi todas las laminaciones protésicas.

Por otro lado, se presentan los acrílicos: se tratan de termoplásticos con una mayor durabilidad y resistencia que las resinas de poliéster. Las fibras acrílicas se utilizan con frecuencia en las mezclas sintéticas más nuevas para calcetines protésicos, ya que este material es suave, duradero y lavable a máquina. La popularidad de la resina acrílica está creciendo para las laminaciones en prótesis, debido a su alta resistencia, permitiendo una laminación más delgada y liviana. Sus propiedades termoplásticas permiten ajustar más fácilmente la prótesis al recalentar el plástico y remodelarlo localmente. Las resinas acrílicas tienden a ser más suaves al que las resinas de poliéster, pero en su contra tienen una manufactura más compleja

La resina de poliéster es un plástico termoendurecible que se usa más comúnmente para laminaciones en prótesis. Los plásticos termoendurecibles no se pueden calentar y reformar después del moldeado sin destruir sus propiedades físicas. Vienen en forma líquida que se pueden pigmentar para que coincida con el tono natural de la piel del paciente. Luego se agrega un catalizador de peróxido de benzoilo a esta resina para iniciar el proceso de fraguado, y se agrega un químico propotor para acelerar el tiempo de fraguado. Estas resinas son más utilizadas para prótesis estéticas, dándole una apariencia más realista.

El polipropileno es utilizado para articulaciones de cadera y rodilla, prótesis ligeras y bandas pélvicas. Se utiliza en una alta cantidad en la industria al ser blanco, opaco, económico, resistente, duradero y fácil de moldear. Este material se puede soldar con aire caliente o nitrógeno. Las láminas de polipropileno de 1 a 9 milímetros de espesor se calientan y se conforman al vacío sobre el molde de una cavidad o miembro completo.

El polietileno es un termoplástico blanco opaco, parecido al polipropileno, pero se siente más ceroso. Sus propiedades varían según la densidad del material: el polietileno de baja densidad (LDPE) es muy flexible y fácil de calentar y moldear, mientras que el de alta densidad (HDPE) es más difícil de modificar. El LDPE se utiliza para brazaletes de tríceps en prótesis transradiales (debajo del codo), para lenguas en corsés de muslo de plástico y encajes de desarticulación de cadera

Las espumas de poliuretano se utilizan ampliamente en prótesis tanto para cubiertas de espuma cosmética blanda como para secciones estructurales rígidas. Se disponen en tres grandes grupos: espuma flexible, compradas generalmente en piezas prefabricadas de proveedores como cubiertas para prótesis endoesqueléticas; espuma rígida, que compiten con la madera para proporcionar estabilidad estructural a las unidades de rodilla y tobilleras; y elastómeros, utilizadas en prótesis para almohadillas terminales distales en encajes, proporcionar un extremo flexible y para inserciones de gel de silicona.

El uso de siliconas tiene un amplio uso dentro del mundo de las prótesis, al tener propiedades altamente uniformes en un alto rango de temperaturas, repeler el agua, ser químicamente inertes, resistir la intemperie y tener un alto grado de deslizamiento o lubricidad. Un elastómero de silicona de dos componentes se utiliza para hacer espuma en las almohadillas de los extremos en los receptáculos mientras el paciente soporta el peso para asegurar un contacto total. La gasa impregnada de gel de silicona es un excelente material de amortiguación y distribución de fuerza para los encajes protésicos que soportan peso. Aunque agrega peso y volumen a una prótesis, se ha demostrado que funciona bien para muchos casos problemáticos, particularmente aquellos con quemaduras o cicatrices severas.

Los refuerzos de fibra más utilizados para la fabricación de prótesis son: el vidrio y el carbono. La fibra de vidrio actúa de refuerzo para las laminaciones, junto con resina de poliéster, para sujetar accesorios mecánicos como pernos y tornillos. También se utiliza para endurecer áreas delgadas y prevenir roturas de áreas vulnerables. La fibra de vidrio es difícil de terminar de manera uniforme, por lo que hay que tener cuidado de evitar las áreas expuestas de este material. La resistencia adicional que proporciona la fibra de vidrio es proporcional a la cantidad utilizada y depende del ángulo de las fibras en relación con las tensiones que tolerará. Una disposición unidireccional de fibras que se

encuentran en la mecha de hebra continua permite el mejor refuerzo si se coloca directamente en línea con las tensiones.

Las fibras de carbono tienen un coste mayor que la fibra de vidrio, pero tienen una resistencia y rigidez superiores. También los están utilizando fabricantes de componentes para reemplazar el metal. Las fibras de carbono generalmente se fijan en epoxi y pueden proporcionar un material con una rigidez dos veces mayor que la del acero a una quinta parte del peso. Además de esta alta relación resistencia-peso, los compuestos de fibra de carbono tienen una resistencia a la fatiga dos veces mayor que la del acero, el aluminio o la fibra de vidrio. Los componentes protésicos de fibra de carbono prefabricados, como los tubos de los pilones, las articulaciones de las rodillas y los conectores, pudiendo reducir significativamente el peso de la prótesis, aumentando su resistencia.

### **1.3.7. Prótesis de miembros inferiores y adaptaciones protésicas para el deporte.**

#### **Ciclismo.**

Independientemente de su nivel de amputación, se recomienda que las personas con amputaciones de miembros inferiores que deseen practicar ciclismo consulten a su protésico o médico rehabilitador antes de comenzar. Aunque es posible montar en bicicleta con una pierna, el uso de una prótesis puede ayudar a reducir la asimetría entre las extremidades. Si el posible ciclista quiere usar una prótesis normal para el ciclismo, puede resultar útil acoplar el pie protésico al pedal con una cala.

La colocación de un taco en el pie protésico (*Ilustración 13*) aumenta la longitud efectiva de la prótesis de ciclismo. La longitud efectiva utilizada en el ciclismo competitivo debe medirse desde el centro de la rodilla hasta la línea central de la cala, y no hasta el talón, como es el caso de una prótesis para caminar normal. Además, el pedal debe estar desplazado lateralmente para permitir un montaje y desmontaje más sencillo de la bicicleta.



*Ilustración 13. Prótesis específica para un atleta de ciclismo*

### **Golf.**

La rotación interna del muñón dentro de la cavidad durante los repetidos cambios de golf puede resultar en incomodidad. Con un adaptador de torsión, los amputados transtibiales pueden lograr una mayor rotación de la cadera y, en consecuencia, una mayor rotación del hombro, lo que conduciría a un mejor rendimiento mientras se minimiza la rotación interna del muñón. En la *Ilustración 14* se puede apreciar la especificidad de los adaptadores de tensión.

En general, los amputados de miembros inferiores pueden beneficiarse más de la adición de un adaptador de torsión si la amputación está colocada en el antepié (el pie que se queda colocado ligeramente hacia adelante en relación con el otro pie) en lugar del pie oscilante (generalmente en el lado correcto). Independientemente del lado de la amputación, las personas con amputaciones transtibiales informan que la tensión en el muñón disminuye con el uso de un adaptador de torsión.

A diferencia de los amputados transtibiales, el rango general de movimiento durante el swing de golf de los amputados transfemorales es aún más limitado. El uso de dos adaptadores de torsión, uno debajo y otro arriba de la articulación de la articulación de la rodilla, puede representar una solución para este problema. Al agregar el segundo



adaptador, el rango general de movimiento puede aumentar de unos 45 grados a casi 90 grados.



*Ilustración 14. Prótesis de tren inferior transfemoral para golfistas.*

### **Correr.**

Uno de los primeros pies protésicos incluía una serie de ballestas de fibra de vidrio y un parachoques de deflexión de goma en su construcción. Estos componentes proporcionaban un retorno de energía más alto que los pies protésicos convencionales en ese momento, lo que permitía a los amputados caminar y correr en un patrón que es más similar al modo de andar sin ningún tipo de amputación.

Con la introducción de fibra de carbono en pies protésicos, amputados de miembros inferiores eran capaces de lograr un estilo de correr más eficiente en energía que los que utilizan los pies. Al usar los pies protésicos de la Figura X, los corredores con amputaciones de miembros inferiores han podido lograr una posición de sprint apoyando los dedos de los pies, una posición característica de los corredores sin amputaciones.

Con la introducción de los pies protésicos especializados para correr y esprintar, como el que se puede apreciar en la *Ilustración 15*, los amputados pueden alcanzar velocidades de carrera más altas con un menor consumo de energía de lo que sería posible con los pies protésicos normales.



*Ilustración 15. Prótesis de tren inferior transtibial para corredores.*

Mientras corren, los amputados transfemorales pueden encontrar más problemas que los amputados transtibiales debido a la mayor asimetría entre las extremidades. Una característica que es específica del estilo de carrera de estos amputados es la presencia de un retraso de oscilación que puede llegar hasta un 36% para el lado amputado que para el lado no amputado. El retraso del balanceo es causado por la inercia de la pierna protésica, que evita que el vástago inferior se acelere hacia adelante tan rápidamente como la extremidad no amputada. Una forma de reducir este retraso es bajar el eje horizontal de la rodilla protésica. Esta modificación debe realizarse de acuerdo con las características y preferencias físicas y de carrera de cada sujeto. Un método adicional consiste en un resorte o componente telescópico montado en el vástago protésico inferior.

## 1.5. Definiciones y abreviaturas.

AEP	Asociación española de Powerlifting.
CAD	<i>Computer-Aided Design</i> (diseño asistido por ordenador)
EE. UU.	Estados Unidos (América)
FEM	<i>Finite Element Method</i> (método de elementos finitos)
GMAW	<i>Gas Metal Arc Welding</i> (soldadura por arco de tungsteno con gas)
GTAW	<i>Gas Tungsten Arc Welding</i> (arco de gas inerte de tungsteno)
IPF Powerlifting)	<i>International Powerlifting Federation</i> (federación internacional de Powerlifting)
LBW	<i>Laser-Beam Welding</i> (soldadura láser)
MAG	<i>Metal Active Gas</i> (gas de metal inactivo)
MIG	<i>Metal Inert Gas</i> (gas de metal inerte)
MMAW	<i>Manual Metal Arc Welding</i> (arco con electrodo manual)
MPa	Mega pascales
SAW	<i>Submerged Arc Welding</i> (soldadura de arco sumergido)
SMAW metálico revestido)	<i>Shield Metal Arc Welding</i> (soldadura por arco con electrodo metálico revestido)
TIG	<i>Tungsten Inert Gas</i> (gas inerte de tungsten)
WRPF	<i>World Raw Powerlifting Federation</i>

<sup>1</sup>**Mecanicidad:** relación calidad-precio de un metal, siendo la calidad el acabado y sus propiedades mecánicas, y el precio tanto el valor del kilogramo o el metro de materia prima como la facilidad de mecanizado y, por tanto, las horas que requiere su conformado.

## 1.6. Diseño inicial prototipos.

En primer lugar, se debe llevar a cabo un estudio de las medidas medias de la población española para saber de forma aproximada qué medidas deberá tener la prótesis que se diseñará. Esto será a modo de prueba analítica, ya que como se ha visto en la introducción de este proyecto, cada prótesis es única e individual para cada amputado ya que se debe ajustar perfectamente a la extremidad que ha perdido.

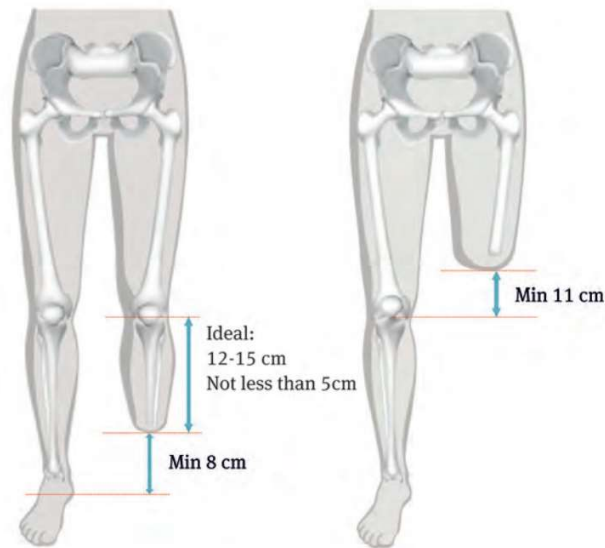
También, se debe tener en cuenta que las medidas de la población media no serán idénticas a la de un atleta de fuerza, sobre todo en lo relacionado con diámetros de la pierna ya que el atleta que practica powerlifting de forma habitual está más hipertrofiado, es decir, musculado, que una persona que tiene una vida donde no practica ejercicio físico de forma competitiva.

En el estudio de MAPFRE sobre los datos antropométricos de la población española [1] se pueden encontrar las medidas de 1700 sujetos de la población española, entre los que se encuentran hombres y mujeres entre 16 y 65 años, es decir, en edad laboral activa. En el estudio se estudian las medidas generales del cuerpo humano en su totalidad, en la *Tabla 2* podemos apreciar las medidas relevantes para este proyecto: altura de la tibia, longitud y anchura del pie, donde P1, P5, P50, P95 y P99 son los percentiles:

*Tabla 2. Datos antropométricos de la población laboral española (diciembre 2000).*

Designación	Tamaño muestra	Media	Desv. Típica	Error típico	P1	P5	P50	P95	P99
<b>Altura de la tibia (mm)</b>	1374	451.78	36.56	0.986	377	398	449	515	548
<b>Longitud del pie (mm)</b>	1721	251.55	17.80	0.429	210	221	253	279	290
<b>Anchura del pie (mm)</b>	1715	97.10	8.61	0.208	71	84	98	110	115

Teniendo estos datos, se utilizará un estudio realizado en la India en el año 2019 [2] donde se especifican las medidas que debe tener un muñón. En este caso, se estudia una amputación transtibial por lo que se valora la medida correspondiente que debería tener el acople según la *Ilustración 16*:



*Ilustración 16. Medidas ideales de un muñón.*

Para saber el diámetro del gemelo, se han tomado las medidas del perímetro del gemelo de diversos atletas que practican powerlifting. Los datos obtenidos se encuentran reflejados en la *Tabla 3*, donde todas las medidas están en milímetros:

*Tabla 3. Datos antropométricos de atletas de powerlifting españoles (octubre 2020).*

Designación	Tamaño muestra	Media	Desv. Típica	Error típico	P1	P5	P50	P95	P99
Perímetro del gemelo (mm)	350	392	387	0.963	314	331	385	478	496

Teniendo el perímetro del gemelo medio, se obtiene el diámetro medio usando, a modo de simplificación, la fórmula del perímetro de una circunferencia.

$$P = \pi * d$$

$$d = \frac{P}{\pi} = \frac{392}{\pi}$$

$$d = 125 \text{ mm}$$

Teniendo el diámetro medio de un gemelo de un atleta de powerlifting, se puede hacer un prototipo sencillo con las medidas aproximadas, que tenga las partes necesarias sin tener muy en cuenta la estética. Se tratará de un prototipo inicial básico para que cumpla con los requerimientos del deporte y que sea práctico y útil para éste.

El boceto inicial se trata del siguiente, donde todas las medidas están en milímetros:

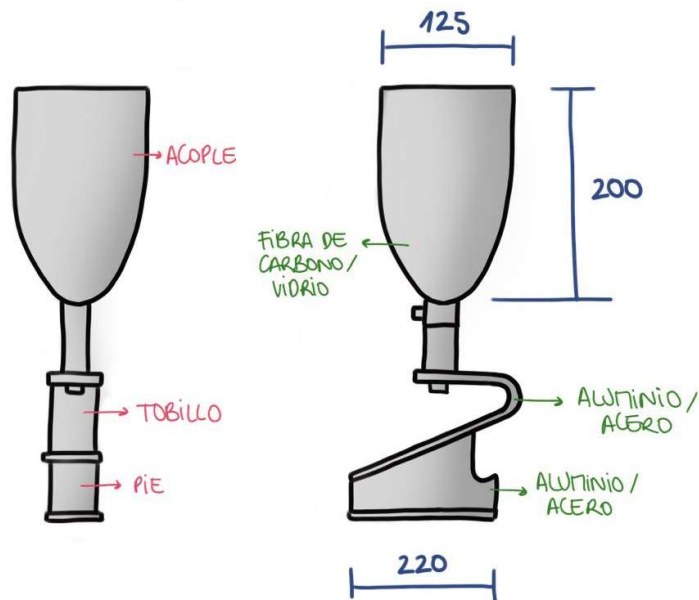
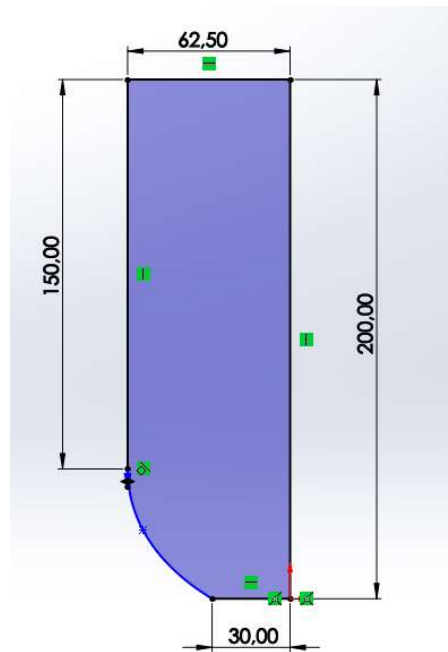


Ilustración 17. Boceto del prototipo inicial de la prótesis planteada.

Una vez se tiene claro cómo se pretende que sea el prototipo, lo diseñamos en SolidWorks, parte por parte, de forma simple para después completarlo con lo que sea necesario.

En primer lugar, procedemos con el diseño del socket a través de la función *Revolución*. El croquis propuesto sería el siguiente:



*Ilustración 18. Croquis del socket en SolidWorks.*

La altura escogida se trata de 200 mm al ser recomendada como ideal en el estudio anteriormente mencionado, viéndose más claro en la *Ilustración 16*.

Aplicando la herramienta *Revolución*, obtenemos el siguiente resultado:





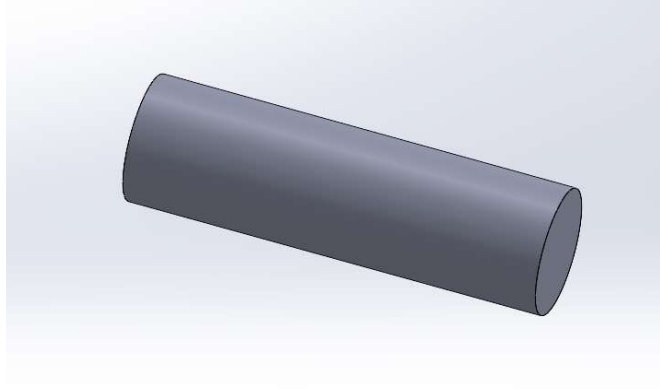
*Ilustración 19. Resultado de extruir mediante revolución el croquis de la Ilustración 18*

A continuación, lo perfeccionamos vaciándolo hasta que tenga unas paredes de 10 mm de grosor, le hacemos el agujero en la parte inferior que sería el que acoplaría con el resto de la prótesis de 30 mm de diámetro, y redondeamos los bordes. El resultado final sería el siguiente. Se ha cambiado la transparencia para poder apreciar correctamente la parte interior del *socket*.



*Ilustración 20. Resultado del vaciado de la pieza obtenida.*

La siguiente pieza se trata del acople que uniría el socket a las partes móviles de la prótesis, como lo son el tobillo y el pie. Se trataría de un conjunto de agarradera y sujeción, pero para simplificar, se ha diseñado un cilindro del mismo diámetro que el agujero hecho en el socket y de 100 mm de largo, al tratarse esta medida la estándar que se ha visto que tiene esa parte en distintas prótesis.



*Ilustración 21. Simplificación del conjunto de unión entre el socket y el tobillo protésico.*

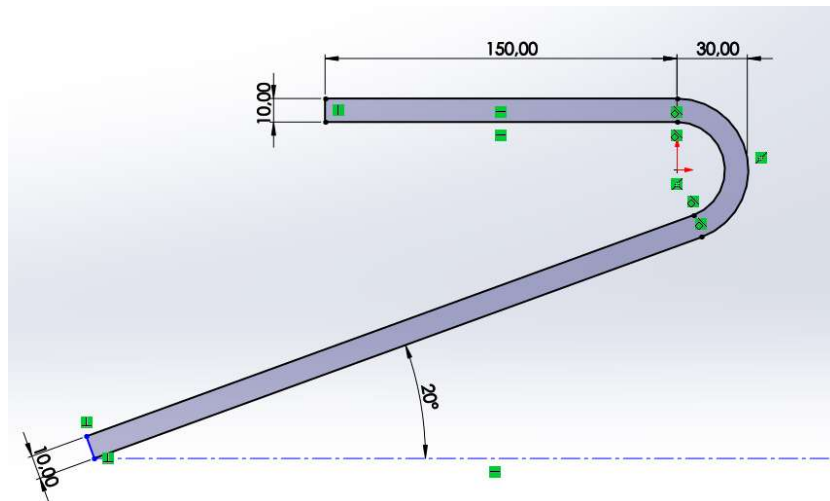
Como se puede apreciar, es una pieza muy sencilla de cara a simplificar el análisis tensional del primer prototipo. En la parte final si se añadirá con detalle los componentes de esta sección, pero al no soportar ningún tipo carga de fuerza a la hora del uso de la prótesis, se han obviado.

Lo próximo, por orden, se trata del diseño de lo que se trataría del tobillo en la prótesis diseñada. Esta es la pieza más compleja, ya que se trata del punto crítico de la prótesis al ser el que aguanta por completo la carga, tanto en el movimiento de sentadilla como en el de peso muerto.

Como se puede ver en el croquis inicial, el diseño escogido es simple, no se trata de ningún mecanismo ya que el movimiento no lo requiere. Esta prótesis no está destinada a ser usada para andar, donde el tobillo sí que debería tener cierto movimiento en el plano vertical e incluso en el horizontal. En nuestro caso, sólo necesitamos que aguante una carga limitada durante un tiempo limitado, ya que la flexión en el tobillo

sería mínima puesto que toda la carga la soportarían los cuádriceps y, en consecuencia, la rodilla sería la articulación que más se movería.

En este caso, las medidas se han diseñado aproximadas, en referencia a la *Tabla 1* donde vemos los tamaños del pie. Se aprecian en la siguiente figura:

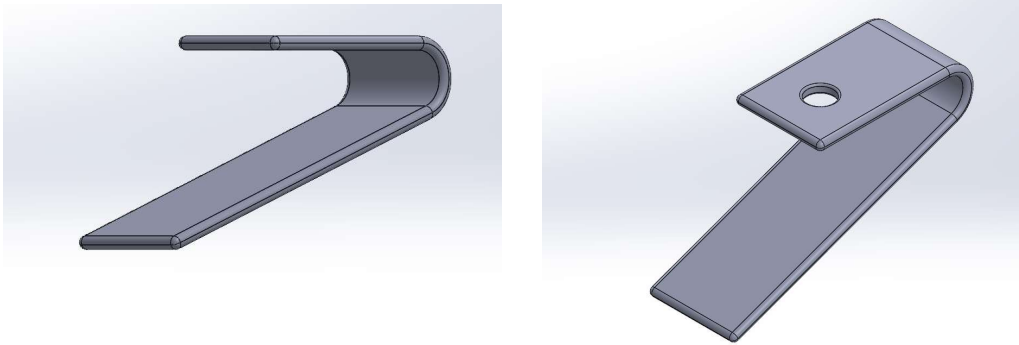


*Ilustración 22. Croquis del tobillo protésico en SolidWorks.*

Las medidas y el ángulo son aproximadas de cara a comprobar el análisis estructural del conjunto de la prótesis, intentando que sean lo más cercanas posibles a las medias de la anatomía de la parte que representan. Se ha escogido un grosor de 10mm porque se considera una medida intermedia, suficientemente fina para que no sea el coste elevado y suficientemente grueso para aguantar la carga que se considera.

Después, se extruye el croquis hasta que tenga el ancho medio aproximado del pie de una persona sana, que se ha considerado de 80 mm. También, se ha hecho un agujero en la parte superior de 30mm donde encajaría el acople que une el socket con el tobillo.

Para finalizar la pieza, se redondean los bordes eliminar cantos. El resultado final sería el siguiente:



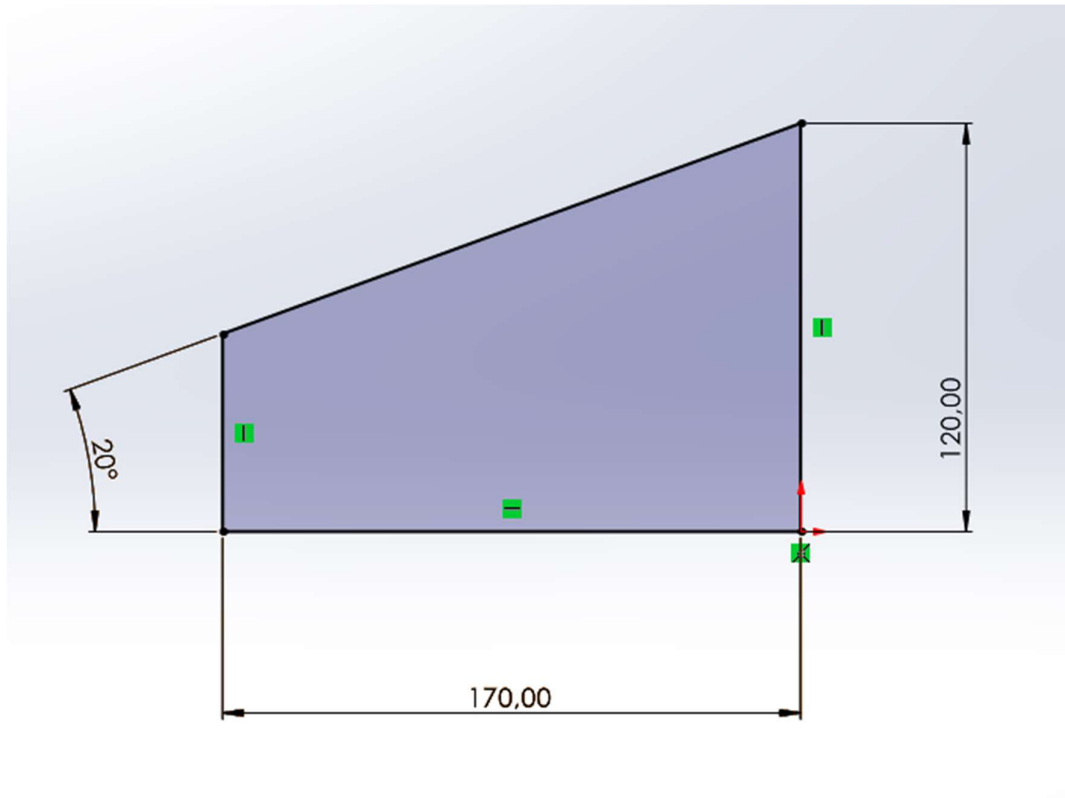
*Ilustración 23. Distintas vistas del resultado final de la extrusión y posterior rodeado de cantos del croquis de la Ilustración 22.*

En último lugar, diseñamos el pie. Tendrá una forma básica porque solo debe ser la base estable para la realización del movimiento. La forma inicial se trata de un trapecio rectángulo, donde el lado inferior corresponde con uno de los lados del rectángulo que apoyarían toda la prótesis el suelo. El área de este rectángulo corresponde al área mínima calculada en el *Anexo 1*.

Ahí se pudo comprobar que el área mínima era un valor muy bajo ya que el aluminio puede soportar con creces la carga a la que está sometida la prótesis, por lo que sencillamente se escogerá un valor de lado que proporcione estabilidad a la pieza. Esto, debe ser, de unas dimensiones similares tanto al *socket* como al tobillo.

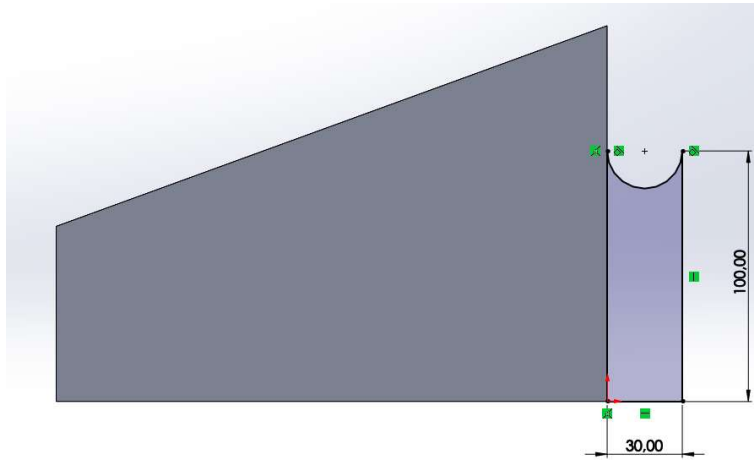
Se tiene que la longitud del tobillo es, aproximadamente, 160 mm. Se añadirán 40mm más para proporcionar estabilidad. Se ha preferido sobredimensionar algo la pieza de cara a la seguridad del paciente ya que se trata de vidas humanas, y una base mínimamente inestable podría suponer un accidente a la hora de realizar el deporte.

Las medidas consideradas para el pie serían las siguientes:



*Ilustración 24. Croquis del pie protésico en SolidWorks.*

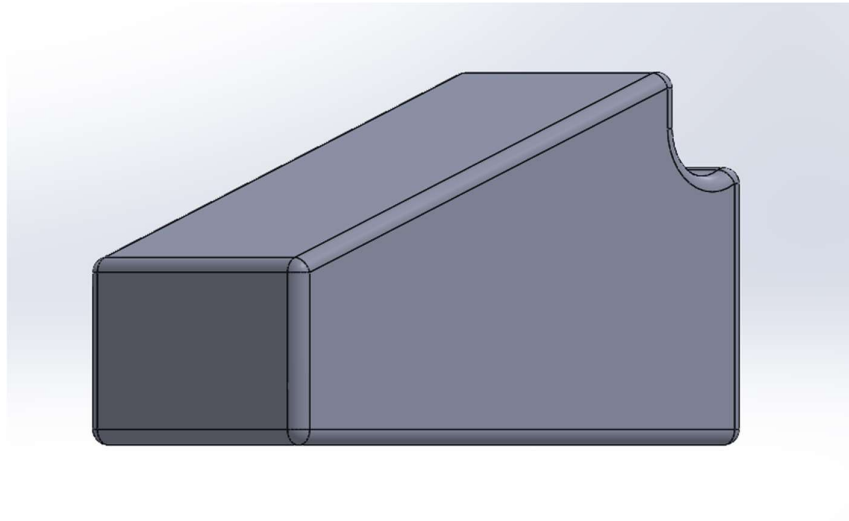
Después, se le añadirá la parte posterior del pie para proporcionar más estabilidad en la pisada, pero sin que haya necesidad de utilizar tanto material y, a la hora de llevar alguna zapatilla deportiva, quede más natural. El diseño corresponde con el siguiente:



*Ilustración 25. Talón añadido al croquis del pie protésico en SolidWorks.*

Así, finalmente, tienen la medida de largo media del pie, visto en la *Tabla 2* de 150mm. La altura se ha considerado de 150 mm para adaptarlo a la parte de que realmente, el pie humano no hay mucha diferencia estructural en la unión con el tobillo, y en este caso sí.

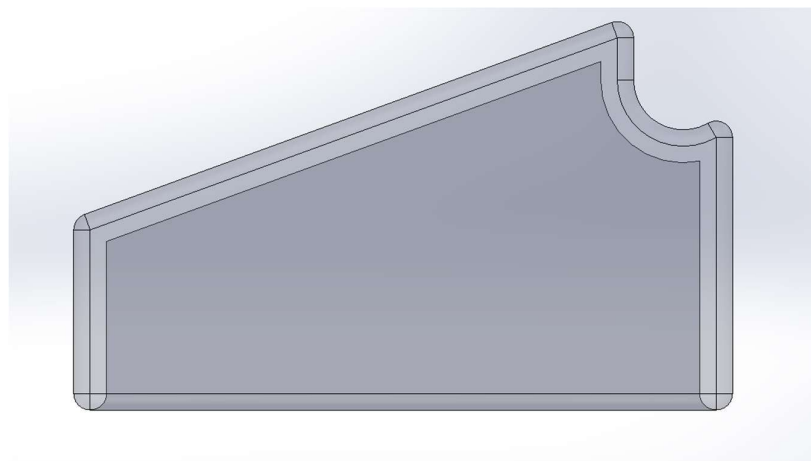
El croquis anterior, se extruirá 85 mm para que sí coincida con el ancho medio de un pie humano. Finalmente, como en el resto de casos, se redondean los bordes para eliminar los cantos gruesos. El resultado final sería el siguiente:



*Ilustración 26. Vista del resultado final de la extrusión y posterior rodeado de cantos del croquis de la Ilustración 25.*

Se ha considerado posteriormente vaciar esta parte de la prótesis para reducir la inercia, ya que la estabilidad la proporciona la estructura y se puede probar si aguanta las cargas propuestas reduciendo mucho los costes de material y, además, los costes de producción.

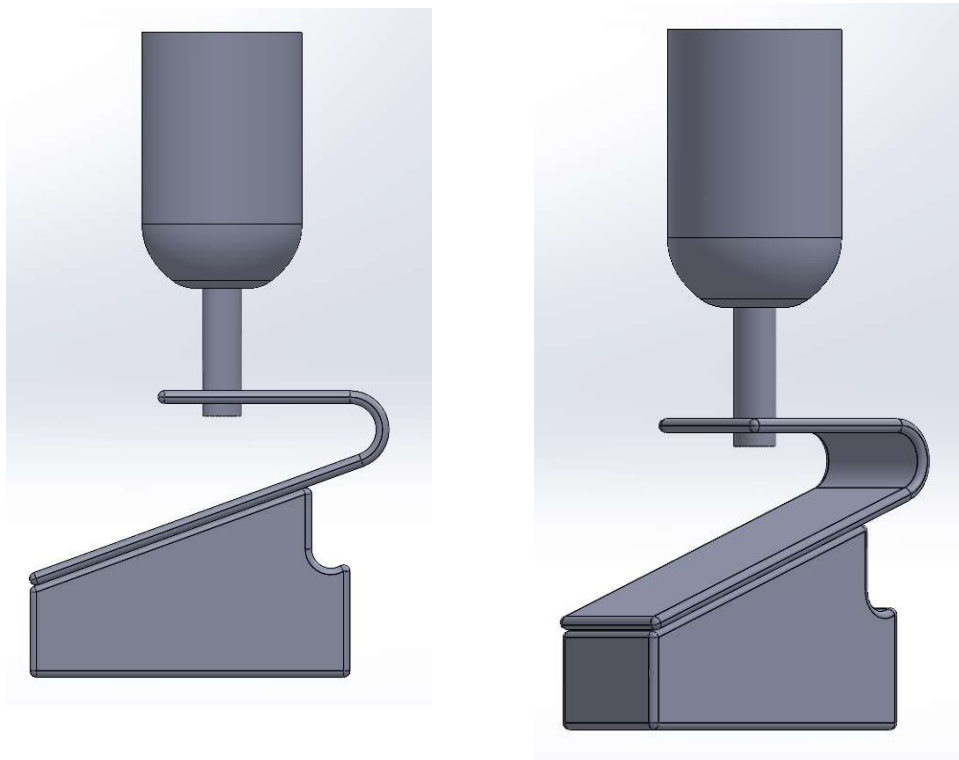
Se ha considerado que tenga un grosor de 10 mm. Se le ha editado la transparencia para poder apreciarlo, y el resultado corresponde a la siguiente figura:



*Ilustración 27. Resultado del vaciado de la pieza obtenida.*

Una vez tenemos todas las piezas diseñadas, procedemos a la construcción del ensamblaje. Las relaciones de posición son sencillas ya que sólo se pretende comprobar, en esencia, la resistencia de la pieza que sustituye el tobillo en un pie anatómico humano, ya que es la parte que tiene que aguantar por completo la carga sin que parta por flexión.

El resultado final del ensamblaje es el siguiente:



*Ilustración 28. Distintas vistas del resultado final del ensamblaje de todas las piezas anteriores.*

Las relaciones de posición utilizadas han sido las siguientes:



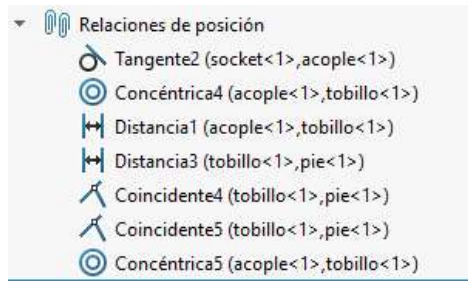


Ilustración 29. Relaciones de posición añadidas en el ensamblaje de la Ilustración 28.

## 1.7. Estudio y definición de hipótesis de trabajo.

En este proyecto no se encuentra ningún tipo de engranaje, mecanismo, o conjunto complejo que haya que evaluar de forma detallada. Se trata de un ensamblaje, de piezas unidas fijas que sólo tienen que soportar una carga estática durante un movimiento.

El punto crítico principal se trata de la parte que se ha denominado como “tobillo” (*Ilustración 23*), ya que es la única zona de todo el conjunto que puede romperse por fatiga. El resto de elementos que conforman el ensamblaje no están sometidos a ningún esfuerzo crítico, ya sea carga alta, rotación o pandeo.

Ponemos en contexto la hipótesis: la prótesis se plantea para una atleta de powerlifting de entre 80 y 90 kg de peso corporal, que aguante para los movimientos de sentadilla y peso muerto convencional. Un atleta sano de ese rango de peso puede llegar a mover más de 300kg en cada movimiento, así que se planteará este proyecto para que la prótesis aguante la mitad de esa carga, es decir, 150kg, en ambos movimientos. El press banca no se tendrá en cuenta porque en el *paralímpic press*, las piernas están en alto y no ejercen ningún tipo de fuerza.

## 1.8. Selección/Elección de materiales.

En este diseño hay dos tipos de materiales: metálicos y compuestos. La mayor parte de la prótesis se trata de material metálico, excepto el socket, que estará compuesto por un material compuesto.

Para las partes metálicas, se valoran dos metales distintos: acero y aluminio. El titanio también se consideró en un primer momento, pero fue descartado debido a su alto precio en comparación, y no se requieren unas características tan técnicas.

Se busca que el material aguante cargas de compresión. No existen cargas de rotación, pandeo o tracción. Las características más valoradas será la resistencia a la rotura, la ligereza, el precio del propio material y el coste de mecanizado que supondría.

En la *Tabla 4* se muestran los valores de resistencia a la compresión, límite elástico y mecanicidad (es decir, facilidad de mecanizado) de distintos metales para la fabricación utilizados en la industria. En primer lugar, se seleccionará entre los distintos materiales dispuestos para, posteriormente, elegir la aleación más adecuada para la función descrita.

*Tabla 4. Propiedades mecánicas y maquinabilidad de los metales. Fuente: Interempresas.*

	<b>R. Compresión (MPa)</b>	<b>Límite elástico (MPa)</b>	<b>Mecanicidad<sup>1</sup> (%)</b>
<b>Acero AISI B1112</b>	520 a 620	414 a 483	100
<b>Aluminio 7075-T6</b>	510 a 538	434 a 475	320
<b>Acero inoxidable 304</b>	500 a 700	190	64
<b>Acero inoxidable PH-17/4 P960</b>	900 a 1160	790	32

Se puede apreciar que el material con mayor mecanicidad se trata del aluminio con un 320%, frente al segundo mayor que es el acero AISI B1112 con un 100%. Entre ellos dos, tienen muy baja diferencia la resistencia a compresión y el límite elástico

En la *Tabla 5* se comparan las densidades del aluminio y el acero, ya que como se ha comentado anteriormente la ligereza de la pieza es un factor importante en nuestro proyecto. La variación existente entre las distintas aleaciones se considera despreciable.

*Tabla 5. Comparativa de la densidad entre el acero y el aluminio.*

	<b>Acero</b>	<b>Aluminio</b>
<b>Densidad (g/m<sup>3</sup>)</b>	7850	2700

En la *Tabla 6* se comparan los precios del aluminio y del acero.

*Tabla 6. Comparación del precio: acero y aluminio.*

<b>Material</b>	<b>Precio</b>
<b>Aluminio (tubo Ø20)</b>	1.90 €/kg
<b>Aluminio (barra Ø45)</b>	5.63 €/kg
<b>Aluminio (plancha 50x12)</b>	12.34 €/m
<b>Acero (tubo Ø20)</b>	9.72 €/kg
<b>Acero (barra Ø45)</b>	6.30 €/kg
<b>Acero (plancha 10x45)</b>	23.76 €/m

Como se puede comprobar, el aluminio es mucho más barato que el acero.

Después de comprar las propiedades de los tres materiales, se concluye que la mejor opción es utilizar el aluminio. Es por ello por lo que se procede a comparar distintas aleaciones de aluminio para encontrar la más adecuada para el proceso de mecanizado que concierne a este proyecto.

Se han escogido varias series de aleaciones: 2000, 6000 y 7000; las más utilizadas en la industria. En la *Tabla 7* se observa una comparativa entre las propiedades mecánicas de las distintas aleaciones:

*Tabla 7. Comparación aleaciones de aluminio.*

Propiedades	AL 2011 T3	AL 2024 T6	AL 6101 T6	AL 7075 T6
<b>Módulo elástico (MPa)</b>	72.5	73	70	72
<b>Resistencia a la compresión (MPa)</b>	380	475	220	570
<b>Densidad (g/m<sup>3</sup>)</b>	2840	2790	2700	2810
<b>Alargamiento (%)</b>	15	10	15	11
<b>Viruta</b>	Muy buena	Buena	Regular	Buena
<b>Acabado superficial</b>	Buena	Buena	Muy buena	Buena

Teniendo todas las propiedades a la vista, se ha decidido escoger la **aleación de aluminio 7075 T6** por sus propiedades mecánicas y su alta mecanicidad. Aunque no es la opción menos densa, tiene la ligereza suficiente para el uso que se le dará.

Ahora, queda elegir de qué material compuesto se fabricará el *socket*. Se valoran dos: la fibra de vidrio y la fibra de carbono, en ambos casos utilizando la misma base de resina epoxi.

De igual forma que con las partes metálicas, se busca que el material compuesto aguante cargas de compresión. No existen cargas de rotación, pandeo o tracción. Las características más valoradas será la resistencia a la rotura, la ligereza, el precio del propio material y el coste de fabricación

En la *Tabla 8* se muestran los valores de resistencia a la compresión, límite elástico y densidad tanto de la fibra de vidrio como la fibra de carbono. Se ve necesario

comentar que la densidad se trata de una media con la matriz mencionada anteriormente.

*Tabla 8. Propiedades mecánicas de las fibras a estudiar.*

	<b>R. Compr. en X (MPa)</b>	<b>R. Compr. en Y (MPa)</b>
<b>Fibra de carbono</b>	1050	90
<b>Fibra de vidrio</b>	1155	90

Se puede comprobar que las propiedades mecánicas de ambas fibras son muy similares, teniendo la fibra de vidrio un poco por encima la resistencia a la compresión en el eje horizontal.

En la *Tabla 9* se puede apreciar una comparativa entre las densidades de ambas fibras, un dato muy importante en cuanto a la ligereza, como ya se ha comentado.

*Tabla 9. Comparativa de la densidad entre las fibras a estudiar.*

	<b>Fibra de carbono</b>	<b>Fibra de vidrio</b>
<b>Densidad (g/m<sup>3</sup>)</b>	1700	2540

Se puede apreciar que la densidad de la fibra de carbono es mucho menor que la de la fibra de vidrio, por lo que es un material mucho más ligero y óptimo para el objeto de estudio de este proyecto.

Otra propiedad importante en el caso de estudio se trata de la rigidez de las fibras, que será la propiedad que aporte flexibilidad al material compuesto. En la *Tabla 10* se puede ver una comparativa de ambos módulos.

*Tabla 10. Comparativa de los módulos elásticos de las fibras de estudio.*

	Fibra de carbono	Fibra de vidrio
<b>Módulo elástico (GPa)</b>	290 – 400	75

Como se puede apreciar, la fibra de carbono se trata de un material muchísimo más rígido que la fibra de vidrio.

En la *Tabla 11* se aprecia una comparativa entre los precios de ambas fibras.

*Tabla 11. Comparación del precio entre las fibras de estudio.*

<b>Material</b>	<b>Precio</b>
<b>Fibra de carbono (rollo)</b>	32.61 €/m <sup>2</sup>
<b>Fibra de vidrio (rollo)</b>	9.05 €/m <sup>2</sup>

Se puede comprobar que el precio de la fibra de carbono es mucho más elevado que el de la fibra de vidrio.

Habiendo expuesto todas las propiedades, se ha decidido escoger la **fibra de carbono** debido a sus excelentes propiedades mecánicas y su ligereza, lo que compensa su elevado precio en comparación con la fibra de vidrio.

## 1.9. Simulación mediante FEM.

La simulación mediante FEM se realizará para los dos movimientos previamente descritos: sentadilla y peso muerto convencional. Se explicará cada situación por separado, aunque, como se podrá comprobar, la simulación será idéntica para cada caso ya que el estado tensional es el mismo.

A lo largo del *Anexo* se han estudiado y calculado las cargas existentes en la prótesis, que serían:

$$Q_1 = 2200 \text{ N}$$

$$Q_2 = 1100 \text{ N}$$

Donde  $Q_1$  se trata de una carga completamente vertical, en sentido descendente, y  $Q_2$  se trata de una carga perpendicular a las caras del *socket*, de compresión.

## 1.10. Modelo FEM del proyecto.

El análisis FEM de la prótesis del proyecto se ha hecho a través de SolidWorks, igual que el diseño 3D. Se realizará el análisis FEM de las tres partes que se encuentran realmente sometidas a esfuerzos; dos de ellas pueden llegar a tener momentos críticos en el diseño: la parte denominada *socket*, donde se introduce el muñón; y el tobillo, la parte que se deforma al realizar ambos movimientos. La tercera corresponde al pie, y se analizará para saber las tensiones que aguanta y la seguridad que proporciona.

Las tres partes se encuentran sometidas a las cargas calculadas en el *Anexo 1*. Las diferencias principales residen en el material y la forma de cada parte. El análisis realizado con más detalle se encuentra en el *Anexo 4*, donde se encuentran las capturas de pantalla de cómo se han introducido los valores de las cargas, las caras fijadas y el razonamiento de las direcciones de las cargas; en esta parte de la memoria se adjuntará una tabla resumen proporcionada por el software de SolidWorks con los resultados introducidos y obtenidos de cada pieza:

## Resumen del análisis tensional del socket.

Tabla 12. Resultados obtenidos en SolidWorks de las propiedades del socket.

Pliegue	Espesor (mm)	Ángulo (deg)	Área (m <sup>2</sup> )	Volumen (cm <sup>3</sup> )	Densidad (kg/m <sup>3</sup> )	Masa (kg)	Peso (N)
1	0.4	30	809.094	32.364	1 544	0.0500	0.490
2	0.4	60	809.094	32.364	1 544	0.0500	0.490
3	0.4	90	809.094	32.364	1 544	0.0500	0.490
4	0.4	0	809.094	32.364	1 544	0.0500	0.490
5	0.4	30	809.094	32.364	1 544	0.0500	0.490
6	0.4	60	809.094	32.364	1 544	0.0500	0.490
7	0.4	60	809.094	32.364	1 544	0.0500	0.490
8	0.4	60	809.094	32.364	1 544	0.0500	0.490
9	0.4	60	809.094	32.364	1 544	0.0500	0.490
10	0.4	60	809.094	32.364	1 544	0.0500	0.490
11	0.4	30	809.094	32.364	1 544	0.0500	0.490
12	0.4	0	809.094	32.364	1 544	0.0500	0.490
13	0.4	90	809.094	32.364	1 544	0.0500	0.490
14	0.4	60	809.094	32.364	1 544	0.0500	0.490
15	0.4	30	809.094	32.364	1 544	0.0500	0.490

Tabla 13. Propiedades de las cargas introducidas en SolidWorks para el socket.

Nombre de la carga	Detalles de la carga
<b>Fuerza-1</b>	Entidades: 6 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: -1 100 N
<b>Fuerza-2</b>	Entidades: 6 cara(s) Referencia: Cara< 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---; ---; 2 200 N Momentos: ---; ---; --- N.m



Tabla 14. Tabla resumen con los resultados proporcionados por SolidWorks para el socket.

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
<b>T. Principal P1</b>	P1: Primera tensión principal	0 N/mm <sup>2</sup> (MPa) Nodo: 9	8.99 N/mm <sup>2</sup> (MPa) Nodo: 3
<b>T. Principal P2</b>	P2: Segunda tensión principal	-0.129 N/mm <sup>2</sup> (MPa) Nodo: 3115	2.1 N/mm <sup>2</sup> (MPa) Nodo: 2055
<b>T. Principal P3</b>	P3: Tercera tensión principal	-7.92 N/mm <sup>2</sup> (MPa) Nodo: 384	0.00186 N/mm <sup>2</sup> (MPa) Nodo: 2150
<b>Desplazamientos1</b>	URES: Desplazamientos resultantes	0 mm Nodo: 1	0.00991 mm Nodo: 807
<b>Factor de seguridad1</b>	Automático	3.14 Nodo: 765	1e+16 Nodo: 21

## Resumen del análisis tensional del tobillo.

Tabla 15. Resultados obtenidos en SolidWorks de las propiedades del tobillo.

Volumen (cm <sup>3</sup> )	Densidad (kg/m <sup>3</sup> )	Masa (kg)	Peso (N)
476.393	2 810	1.339	13 119

Tabla 16. Propiedades de las cargas introducidas en SolidWorks para el tobillo.

Nombre de la carga	Detalles de la carga
Fuerza-1	Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 2 200 N

Tabla 17. Tabla resumen con los resultados proporcionados por SolidWorks para el tobillo.

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensión1	VON: Tensión de von Mises	1.77e-07 N/mm <sup>2</sup> (MPa) Nodo: 19288	143 N/mm <sup>2</sup> (MPa) Nodo: 37428
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0 mm Nodo: 2438	5.32 mm Nodo: 4131
Factor de seguridad1	Automático	3.54 Nodo: 37428	2.86e+09 Nodo: 19288

## Resumen del análisis tensional del pie.

Tabla 18. Resultados obtenidos en SolidWorks de las propiedades del pie.

Volumen (cm <sup>3</sup> )	Densidad (kg/m <sup>3</sup> )	Masa (kg)	Peso (N)
136.614	2 810	0.384	3 762

Tabla 19. Propiedades de las cargas introducidas en SolidWorks para el pie.

Nombre de la carga	Detalles de la carga
<b>Fuerza-1</b>	Entidades: 1 cara(s) Referencia: Cara< 1 > Tipo: Aplicar fuerza Valores: -2.230; ---; --- N

Tabla 20. Tabla resumen con los resultados proporcionados por SolidWorks para el pie.

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
<b>Tensión1</b>	VON: Tensión de von Mises	0.1 N/mm <sup>2</sup> (MPa) Nodo: 354	109 N/mm <sup>2</sup> (MPa) Nodo: 4013
<b>Desplazamientos1</b>	URES: Desplazamientos resultantes	0 mm Nodo: 75	0.859 mm Nodo: 21380
<b>Factor de seguridad1</b>	Automático	4.63 Nodo: 4013	5.04e+03 Nodo: 354

Como se puede comprobar, todos los resultados son valores lógicos: las tensiones se encuentran por debajo del límite elástico de cada material y el factor de seguridad da valores elevados pero aptos. En el *Anexo 4* se ha razonado por qué se ha mantenido el diseño aun pudiendo redimensionarlo.

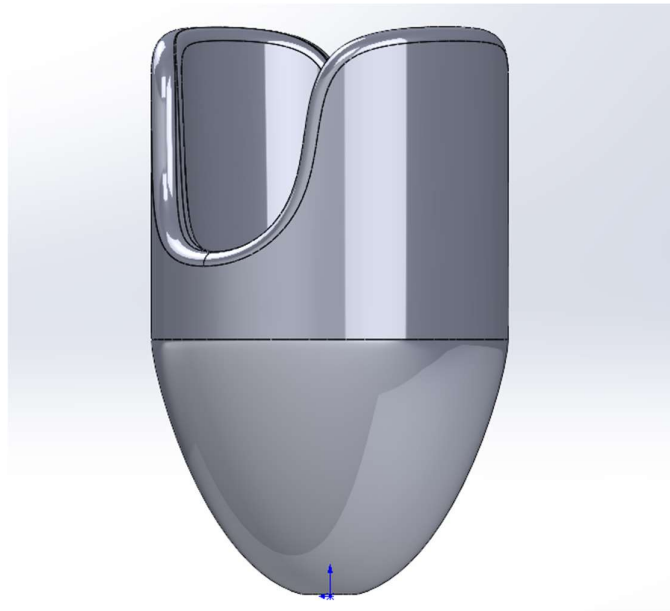
## 1.11. Diseño final.

Este apartado mostrará un resumen de la opción final en cuanto a diseño y material final.

El material se tratará de la aleación de aluminio 7075 T6 para todas las piezas metálicas, el elegido con anterioridad al comprobar que el elegido aguanta la carga de 220 kg calculada en el apartado anterior de *Hipótesis de diseño*.

A lo que respecta del diseño final, se ha mantenido el grueso del diseñado inicialmente ya que, lo que supone la estructura, se ha mantenido, al comprobar que la parte más crítica aguantaba con bastante margen el peso estimado de la carga. Se han hecho cambios principalmente estéticos y se han añadido los componentes reales a la prótesis que antes sólo estaban estimados.

En primer lugar, se ha modificado el *socket*, que se podía ver de forma inicial en la *Ilustración 20*, para tener un aspecto más esbelto, estético y similar a los existentes en el mercado:



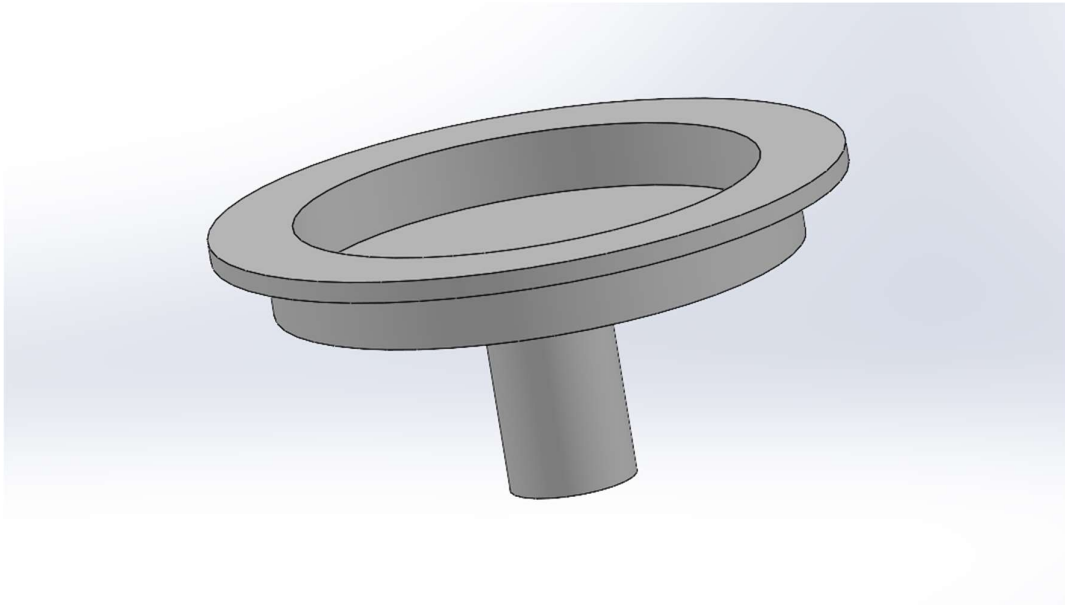
*Ilustración 30. Resultado del diseño final del socket en SolidWorks.*

Por otro lado, en la parte inferior del socket, se tendrá que acoplar una pieza de aluminio para que pueda ser fácil la mecanización de la rosca y que exista una buena adaptación entre los dos materiales, ya que si se roscase aluminio a la fibra de carbono podrían dar problemas de compatibilidad. En la *Ilustración 31* se puede apreciar, en la parte inferior del *socket* la pieza que se comenta:



*Ilustración 31. Socket comercializado de fibra de carbono con un adaptador metálico debajo.  
Fuente: ortosur.es*

Esta pieza tendrá un saliente cilíndrico de 12 mm de diámetro, eliminando el agujero inicialmente diseñado. Este saliente tendrá 35 mm de longitud con final roscado, donde iría introducido un acoplamiento flexible para aportar estabilidad a la prótesis. En la *Ilustración 32* se tiene el diseño para este acople:



*Ilustración 32. Diseño del acople para la unión del socket.*

Constata de una plancha de 4 mm mecanizada por ambas caras, para vaciarla y aligerarla. El tubo roscado estaría soldado a la pieza mediante la misma soldadura que el resto de piezas, que se elegirá más adelante.

Este acoplamiento no tiene que girar ni hacer mayor esfuerzo que transmitir verticalmente la fuerza aplicada a lo largo de la prótesis. Viendo los modelos de pies protésicos mecánicos que existen en el mercado, se ha optado por añadir al tobillo una pieza de encaje que uniría mediante presión con un tubo de aluminio al *socket*.

La unión flexible escogida se trata de la marca Elesa+Ganter, con número de producto GN 2246-AL, al tratarse de aluminio. La página dispone de una biblioteca CAD de la que ha sido posible utilizar el archivo .step para el diseño de este proyecto.



Ilustración 33. Fotografía del acoplamiento flexible utilizado. Fuente: Elesa+Ganter

La ficha técnica del producto escogido es la siguiente, encuadrando en naranja el acoplamiento usado:

GN 2246-AL

Descripción	d1	d2 - d3 H8 Tolerancia de eje recomendada h7	d4	l1	l2 Profundidad de inserción del eje recomendada	l3	l4	Par de apriete del tornillo en Nm ≈	⊕
GN 2246-12-B4-4-AL	12	4-4	M 2	18,5	5	2,5	4	0,5	4
GN 2246-12-B4-5-AL	12	4-5	M 2	18,5	5	2,5	4	0,5	4
GN 2246-12-B5-5-AL	12	5-5	M 2	18,5	5	2,5	4	0,5	4
GN 2246-16-B5-5-AL	16	5-5	M 2,5	23	6,5	3,25	5	1	9
GN 2246-16-B5-6-AL	16	5-6	M 2,5	23	6,5	3,25	5	1	9
GN 2246-16-B6-6-AL	16	6-6	M 2,5	23	6,5	3,25	5	1	9
GN 2246-20-B5-5-AL	20	5-5	M 2,5	26	7,5	3,75	6,5	1	16
GN 2246-20-B5-6-AL	20	5-6	M 2,5	26	7,5	3,75	6,5	1	16
GN 2246-20-B5-8-AL	20	5-8	M 2,5	26	7,5	3,75	6,5	1	16
GN 2246-20-B6-6-AL	20	6-6	M 2,5	26	7,5	3,75	6,5	1	16
GN 2246-20-B6-8-AL	20	6-8	M 2,5	26	7,5	3,75	6,5	1	16
GN 2246-20-B8-8-AL	20	8-8	M 2,5	26	7,5	3,75	6,5	1	16
GN 2246-25-B6-6-AL	25	6-6	M 3	31	8,5	4,25	9	1,5	28
GN 2246-25-B6-8-AL	25	6-8	M 3	31	8,5	4,25	9	1,5	28
GN 2246-25-B6-10-AL	25	6-10	M 3	31	8,5	4,25	9	1,5	28
GN 2246-25-B8-8-AL	25	8-8	M 3	31	8,5	4,25	9	1,5	28
GN 2246-25-B8-10-AL	25	8-10	M 3	31	8,5	4,25	9	1,5	28
GN 2246-25-B10-10-AL	25	10-10	M 3	31	8,5	4,25	9	1,5	28
GN 2246-32-B10-10-AL	32	10-10	M 4	41	12	6	11	2,5	64
GN 2246-32-B10-12-AL	32	10-12	M 4	41	12	6	11	2,5	64
GN 2246-32-B12-12-AL	32	12-12	M 4	41	12	6	11	2,5	64

Ilustración 34. Selección del modelo del acoplamiento flexible.

Los datos técnicos correspondientes son los siguientes:

Modelo en aluminio

di	Par de apriete nominal en Nm*	Max. speed (min <sup>-2</sup> )	Momento de inercia en kgm <sup>2</sup>	Rigidez a la torsión estática en Nm/rad	Desalineación máx. del eje		
					lateral en mm	axial in mm	angular in °
12	0.4	52.000	$7.8 \times 10^8$	45	0.1	± 0.3	2
16	0.5	39.000	$3.4 \times 10^7$	80	0.1	± 0.4	2
20	1	31.000	$9.1 \times 10^7$	170	0.1	± 0.4	2
25	2	25.000	$2.6 \times 10^6$	380	0.15	± 0.4	2
32	4	19.000	$9.7 \times 10^6$	500	0.15	± 0.5	2

Ilustración 35. Datos técnicos del acoplamiento flexible seleccionado.

El modelo 3D de la pieza se trata del visto en la *Ilustración 36*. Como se puede apreciar, es prácticamente idéntico al usado en la realidad.

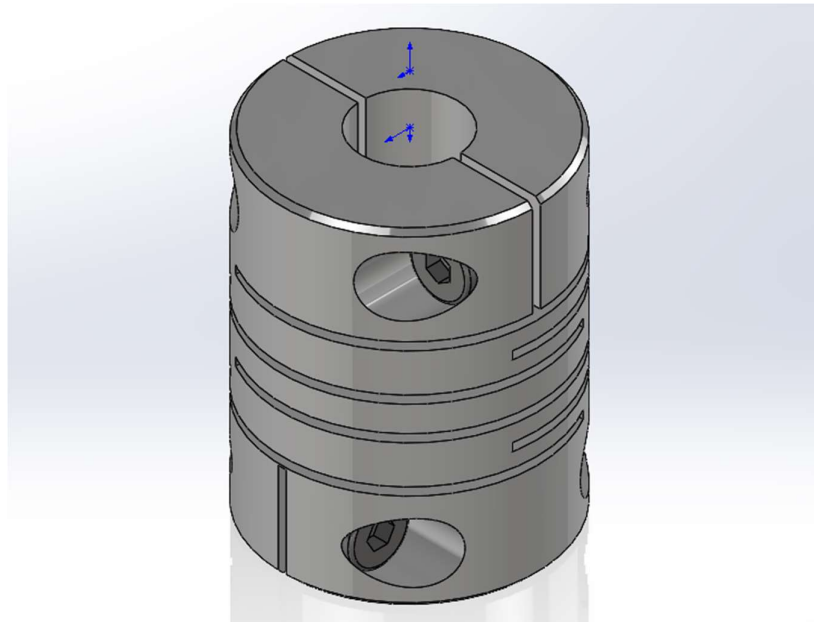


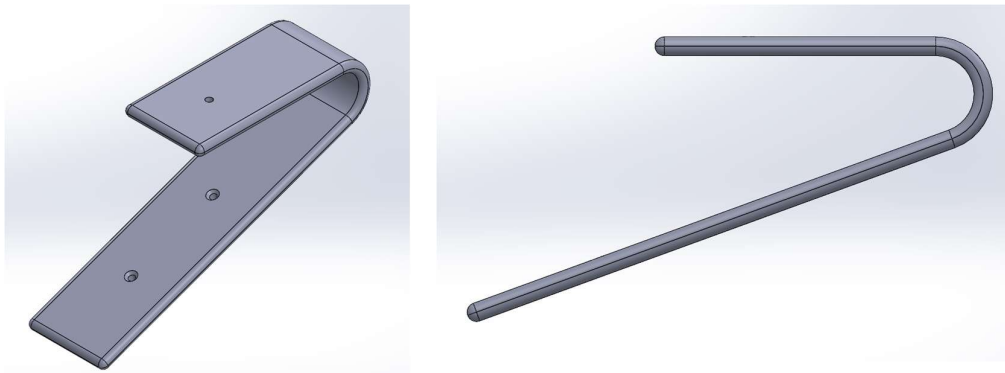
Ilustración 36. Archivo 3D del acople flexible utilizado. Fuente: Eles+Ganter.

La siguiente pieza de nuestro conjunto se trata del tobillo; la pieza que sustituiría a la articulación del mismo nombre en una persona sana. Dicha pieza, se ha mantenido prácticamente idéntica, exceptuando dos cambios: se ha reducido el diámetro del agujero de la parte superior de 30mm a 12mm como se ha mencionado al principio de este apartado, y se ha acortado la longitud de la placa inferior para dotar de una mayor



estética y reducir material, al comprobar que no era una zona de riesgo en ningún momento y que podía reducirse su tamaño unos centímetros.

En este caso, ha pasado de medir de 265 mm (en el eje horizontal) a medir 220 mm, es decir: se ha producido una reducción de 45mm, como se puede apreciar en la *Ilustración 37*. Además, se ha considerado atornillar el tobillo y el pie para realizar su unión, por motivos que se explicarán al final de este apartado, por lo que también se le han añadido dos agujeros pasantes de 8.5mm para unir ambas piezas con una unión roscada de M8.



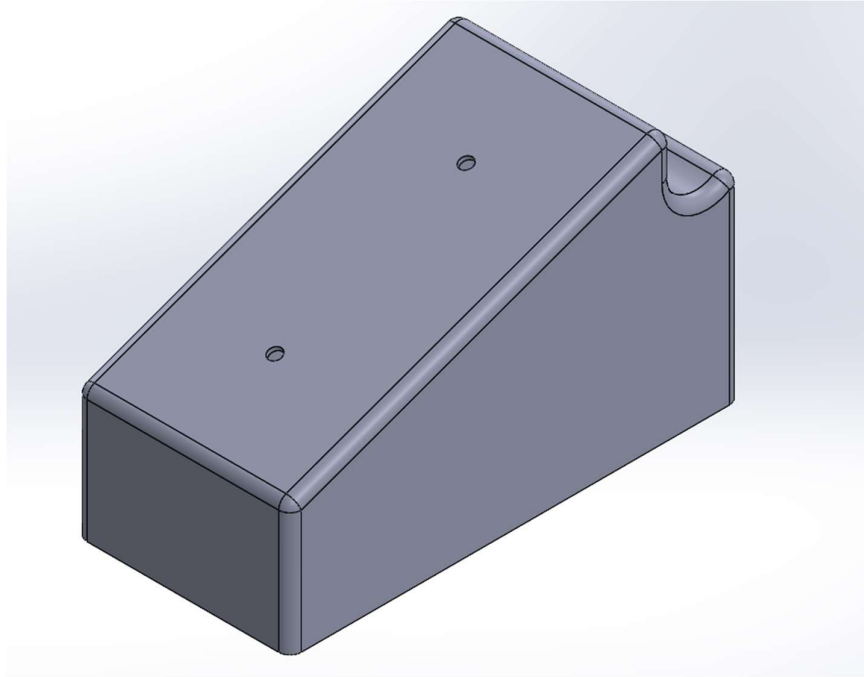
*Ilustración 37. Distintas vistas del diseño final del tobillo en SolidWorks.*

A esta pieza habría que añadirle una pieza de unión para que encaje con la pieza de transición mencionada anteriormente.

En el mercado existen distintos tipos de unión: a veces son piezas que se observan que han sido específicamente mecanizadas y, en otras ocasiones, se tratan de ensamblajes simples mediante tornillería. En este caso, se elegirá esa opción: se unirá el tobillo a la unión flexible mediante un tornillo. Se elegirá un tornillo Allen de cabeza cilíndrica (DIN 912) que ofrecen más fuerza que un tornillo de cabeza avellanada (DIN 7991)

Por último, se encuentra la pieza que sustituye al pie, denominada con ese nombre. El único cambio que ha sufrido esta pieza es de la misma reducción de 15mm en el largo, para que se adecuase a la reducción realizada en la pieza del tobillo.

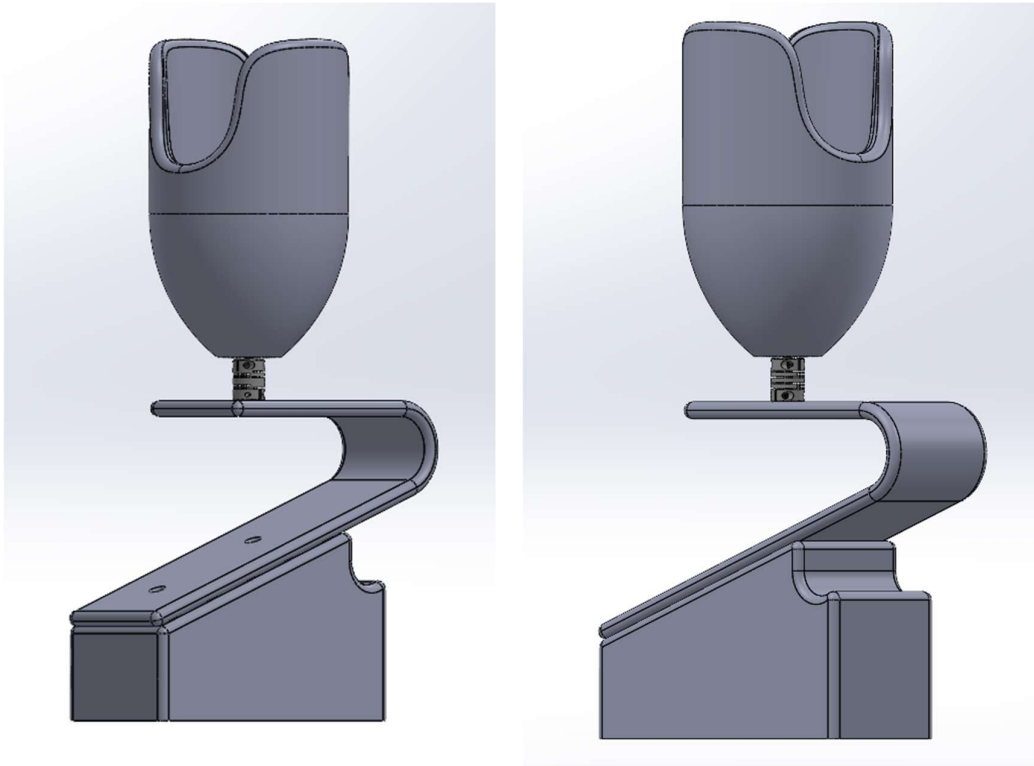
También se han añadido dos agujeros, al igual que en el tobillo, para poder unir ambas piezas. El resultado final se puede ver en la *Ilustración 38*.



*Ilustración 38. Resultado del diseño final del pie en SolidWorks.*

Esta pieza, al haberse comprobado que está altamente sobredimensionada, nos proporciona la seguridad suficiente como para atornillarla al tobillo, de cara a mejorar el mantenimiento de la pieza, ya que el tobillo es una parte que es más probable que pueda dañarse o incluso romperse, y la unión entre las dos piezas tiene que ser firme pero intercambiable.

El ensamblaje de todas las figuras se podrá ver con más detalle en el *Anexo: Planos*, pero en la *Ilustración 39* se puede apreciar el resultado final.



*Ilustración 39. Distintas vistas del diseño final de la prótesis en SolidWorks.*

En el anexo *Planos*, se añadirán los planos acotados y normalizados del prototipo diseñado.

## 1.12. Presupuesto.

El presupuesto está ampliamente desarrollado en el Anexo correspondiente, se adjunta aquí una tabla resumen de cara a una mejor lectura de la memoria.

Se consideran las siguientes horas necesarias para cada proceso de fabricación, con su correspondiente coste:

*Tabla 21. Tabla resumen de las horas de cada proceso y su coste asociado.*

Proceso	Horas utilizadas	Coste por hora (€)	Coste total (€)
Diseño	20		3000
Montaje	2	15	30
Mecanizado	25		375
Soldadura	5		75

El coste de material, como está desglosado en el Anexo en la *Tabla 30*, tiene un coste total de 157.96€

Sumando el coste de la mano de obra junto con el material, se obtiene un presupuesto de **tres mil doscientos sesenta y cuatro con dieciséis céntimos** (3 264.16€), cuya partición en los costes básicos de la fabricación se encuentra presente en la *Tabla 32*.

### 1.13. Fabricación.

A modo de resumen, se englobará en este apartado los procesos de fabricación elegidos para cada parte de la prótesis diseñada. En el *Anexo* correspondiente se encuentran los procesos de fabricación descritos con más detalle.

En primer lugar, se encuentra el **socket**, que por descontado es la pieza más compleja del diseño. El proceso de fabricación de esta pieza consistiría en:

- Diseño del molde del muñón con yeso.
- Fabricación de un adaptador de plástico mediante termoconformado para poder fabricar el *socket* con fibra de carbono con matriz epoxi mediante laminación.
- Una vez seca, se lijan los bordes y se embellece la pieza mediante distintos procesos.
- Mecanizado del agujero para el acople metálico de unión.

Una vez el acople de fibra está terminado, se le añadiría la pieza metálica de unión con el tobillo y quedaría finalizada

En segundo lugar, está el **tobillo**, el cual se trata de una plancha de aluminio de 10 mm flectada a la que se le han hecho tres agujeros: uno en la parte plana, para encajar con el socket; y dos en la parte con ángulo para atornillarla al tobillo.

Por último, está el **pie**, que se trata simplemente de una serie de planchas de 2 mm de aluminio soldadas entre sí mediante el método GTAW. Se ha escogido este proceso ya que añade material y proporciona una pieza mucho más robusta y segura.

El resto de piezas que llevaría este prototipo, como la unión flexible y la tornillería necesaria, se comprarían a un proveedor.

Así daría por terminado el proceso de fabricación de la prótesis diseñada.

## 1.14. Conclusiones.

A lo largo de este proyecto se han obtenido distintos resultados, que se resumirán a continuación en

Pieza	Material	Masa (kg)	Tensión máxima (MPa)	Desplazamiento máximo (mm)	Factor de seguridad
<b>Socket</b>	Fibra de carbono	0.75	8.99 (P1)	0.01	3.14
			2.1 (P2)		
			0.002 (P3)		
<b>Tobillo</b>	Aluminio	1.34	143	5.32	3.54
<b>Pie</b>	Aluminio	0.38	109	0.859	4.63

Como se preveía, la parte más crítica se trata del tobillo, que es la que tiene una tensión máxima más alta y también una deformación elevada, pero ambas dos dentro de un rango de seguridad. La pieza con el factor de seguridad más alto es el pie; se ha decidido dejar así y no redimensionar la pieza porque lo que se busca es que sea la pieza más estable del conjunto: es la que proporciona la conexión con el suelo al atleta.

Por otro lado, calculando los costes generales, se ha elegido la subcontratación de, al menos, dos de las tres piezas que habría que conformar: el tobillo y el pie, ya que son piezas de metal relativamente sencillas de fabricar que requieren cierta maquinaria de un coste algo más elevado, por lo que vendría bien no tener que comprar las máquinas, ni contratar personal dedicado a la metalurgia para su mecanizado. El *socket*, sin embargo, como sí es una pieza única para cada paciente, habría que realizarla a mano, teniendo en cuenta todos los costes de producción y personal que ello supone.

Al final, el presupuesto de la pieza se ha quedado en alrededor de unos 3 500€.

Una vez se ha completado el desarrollo de esta memoria, se pueden llegar a varias conclusiones:

En primer lugar, como casi todos los avances de la medicina moderna, han venido dados por las guerras. La mayor parte de desarrollo en el campo de las prótesis han sido guerras civiles o guerras mundiales, cuando parte importante de la población sufrió una amputación como consecuencia de la guerra. Esto debería ser una llamada de atención a la sociedad, ya que, si esos avances se hicieran sin relación a las guerras, si estas llegan, o alguna pandemia o enfermedad que ocasione amputaciones (como la meningitis), los ciudadanos estarían más preparados para sobrellevarla.

En segundo lugar, cabe destacar que, aunque se ha analizado a detalle las piezas diseñadas en este proyecto, se conoce que este tipo de desarrollos no se pueden hacer sólo con un prototipo. Se necesitan ensayos clínicos, fabricación de la prótesis y ponerla en práctica, para comprobar ya no sólo si los cálculos de diseño son correctos si no si es útil: si es cómoda de utilizar, si se puede fabricar al por menor a nivel de costes, si se puede encontrar alguna mejora sin perjudicar la seguridad del individuo, etc.

En último lugar, como causa social, se ha comprobado lo que ya se sabía: el precio de una prótesis transtibial tiene un valor muy alto que puede suponer un abismo para una familia obrera que no tenga unos ingresos muy elevados. Una amputación es algo que puede sufrir cualquiera, o directamente nacer con una malformación genética. Se ve menester y se insta a las delegaciones oportunas, que se desarrolle y se promueva el avance médico y tecnológico en las prótesis. Además de mejorar la atención médica y el servicio a los pacientes, ya que por diversos testimonios de este país las prótesis por la sanidad pública son muy anticuadas e incómodas para su uso diario.

