



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO

FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA

Proyecto Técnico previo a la obtención del Título de
Ingeniero Mecánico

TEMA:

“DISEÑO DE UNA PRÓTESIS ERGONÓMICA PARA EL USO DE UNA
PERSONA CON DISCAPACIDAD EN SU EXTREMIDAD INFERIOR.”

AUTOR: Alex Orlando Vaca Lara

TUTOR: Ing. Mg. Alejandra Lascano

AMBATO – ECUADOR

2019

APROBACIÓN POR EL TUTOR

En mi calidad de tutor del proyecto técnico, previo a la obtención del título de Ingeniero Mecánico, con el tema “DISEÑO DE UNA PRÓTESIS ERGONÓMICA PARA EL USO DE UNA PERSONA CON DISCAPACIDAD EN SU EXTREMIDAD INFERIOR.”, elaborado por el Sr. Alex Orlando Vaca Lara, portador de la cedula de ciudadanía 180368363-8 y egresado de la Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica, Carrera de Ingeniería Mecánica.

Certifico:

El presente proyecto técnico es original de su autor.

Ha sido revisado cada uno de sus capítulos componentes.

Esta concluido en su totalidad.

Ambato, 20 de septiembre de 2019

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'Alejandra Lascano', written over a horizontal dotted line.

Ing. Mg. Alejandra Lascano

TUTOR DEL PROYECTO TÉCNICO

AUTORÍA DEL PROYECTO TÉCNICO

El presente proyecto técnico “DISEÑO DE UNA PRÓTESIS ERGONÓMICA PARA EL USO DE UNA PERSONA CON DISCAPACIDAD EN SU EXTREMIDAD INFERIOR.”. Así como los adjuntos, opiniones, conclusiones y recomendaciones son privilegio del autor, excepto fuentes bibliográficas.

Ambato, 20 de septiembre de 2019



Alex Orlando Vaca Lara

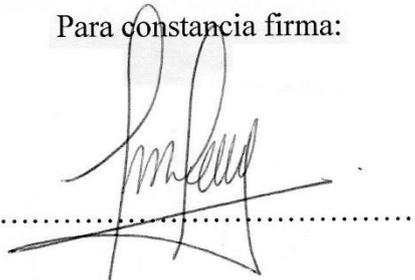
C.I. 180368363-8

APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO

Los miembros del Tribunal de Grado aprueban el informe del proyecto experimental realizado por el estudiante Alex Orlando Vaca Lara de la carrera de Ingeniería Mecánica, bajo el tema: “DISEÑO DE UNA PRÓTESIS ERGONÓMICA PARA EL USO DE UNA PERSONA CON DISCAPACIDAD EN SU EXTREMIDAD INFERIOR.”.

Ambato, 17 de octubre de 2019

Para constancia firma:

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Diego Núñez', is written over a horizontal dotted line.

Ing. Diego Núñez, M.Sc.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Santiago Cabrera', is written over a horizontal dotted line.

Ing. Santiago Cabrera, Mg.

DERECHOS DE AUTOR

Autorizo a la Universidad Técnica de Ambato, para que haga de éste proyecto técnico o parte de él un documento disponible para su lectura, consulta y procesos de investigación, según las normas de la institución.

Cedo los Derechos en línea patrimoniales de mi proyecto técnico con fines de difusión pública, además apruebo la reproducción de este proyecto técnico dentro de las regulaciones de la Universidad, siempre y cuando esta reproducción no suponga una ganancia económica y se realice respetando a mis derechos de autor.

Ambato, 20 de septiembre de 2019

Autor



Alex Orlando Vaca Lara

C.I. 180368363-8

DEDICATORIA

A Dios, ser supremo que guía mi camino y me fortalece para cumplir mis metas.

A mi madre y mi padre (+), quienes esperaron ver cumplida la meta de culminar con éxito mi formación académica.

A mi esposa e hijas, quienes son la razón que me impulsa a conseguir nuevos logros personales.

Alex Vaca

A handwritten signature in blue ink is positioned above a horizontal dotted line. The signature is cursive and appears to read 'Alex Vaca'.

AGRADECIMIENTO

A la Universidad Técnica de Ambato y la Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica, por la acogida brindada para mi formación profesional.

A mi tutora, Ing. Alejandra Lascano Mg., por su valiosa colaboración para el desarrollo del proyecto de titulación.

A mi madre, por su apoyo incondicional y su impulso para no claudicar ante las adversidades que se presentaron en el camino.

Alex Vaca

ÍNDICE GENERAL

Portada.....	i
Dedicatoria	vi
Agradecimiento	vii
Índice general	viii
Índice de tablas.....	xi
Índice de figuras.....	xiv
Resumen Ejecutivo.....	xv
Abstract	xvi

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 Antecedentes investigativos	1
1.1.1 Sistemas Mecánicos	4
1.1.2 Ergonomía	4
1.1.3 Antropometría	4
1.1.4 Biomecánica	6
1.1.5 Biomecánica de la rodilla.....	7
1.1.6 Biomecánica del tobillo.....	8
1.1.7 Biomecánica de la marcha.....	9
1.1.8 Historia de las prótesis y amputaciones	10
1.1.9 Origen de las prótesis de rodilla.....	11
1.1.10 Origen de las prótesis de pie	12
1.1.11 Mecanismos para prótesis de rodilla	13
1.1.12 Prótesis transfemoral	13
1.1.13 Tipos de prótesis.....	14
1.1.14 Caminado con prótesis	15
1.1.15 Selección de material	15
1.1.16 Análisis de esfuerzos	16
1.1.17 Causas de rechazo de prótesis	16
1.2 Justificación.....	17
1.3 Objetivos	18
1.3.1 General	18

1.3.2	Específicos	18
-------	-------------------	----

CAPÍTULO II METODOLOGÍA

2.1	Materiales	19
2.2	Métodos	20
2.2.1	Población	20
2.2.2	Muestra	21
2.2.3	Mediciones	22
2.3	Métodos de selección de alternativas	24
2.3.1	Métodos de evaluación de soluciones	25
2.3.1.1	Métodos Ordinales	26
2.3.1.2	Métodos Cardinales	26
2.3.1.3	Método ordinal corregido de criterios ponderados	26
2.4	Metodología de trabajo para toma de datos y diseño	27

CAPÍTULO III RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1	Análisis y discusión de los resultados	28
3.1.1	Selección de alternativas	28
3.1.1.1	Rodilla	28
3.1.1.2	Pilón-pierna	32
3.1.1.3	Pie protésico o plantilla	36
3.1.1.4	Alternativa de diseño de la prótesis transfemoral	39
3.1.2	Medidas antropométricas para el diseño de la prótesis	41
3.1.2.1	Medida 1: Cadera-Amputación	42
3.1.2.2	Medida 2: Circunferencia de amputación	45
3.1.2.3	Medida 3: Amputación-Rodilla	48
3.1.2.4	Medida 4: Rodilla- Tobillo	51
3.1.2.5	Medida 5: Tobillo-Planta de pie	54
3.1.2.6	Medida 6: Cadera-Rodilla	57
3.1.2.7	Medida 7: Longitud planta de pie	60
3.1.2.8	Medida 8: Circunferencia rodilla	63
3.1.2.9	Medida 9: Circunferencia pantorrilla	66
3.1.2.10	Medida 10: Ancho de tobillo	70

3.1.2.11 Medida 11: Ancho planta de pie	73
3.1.2.12 Medida 12: Longitud de la rodilla	76
3.1.2.13 Medida 13: Peso.....	79
3.1.3 Diseño analítico.....	89
3.1.4 Determinación de los esfuerzos.....	92
3.1.4.1 Rodilla	92
3.1.4.2 Pílon	95
3.1.4.3 Pie protésico o plantilla	105
3.1.4.4 Comprobación del diseño en software CAE	110
3.1.5 Parámetros constructivos de la prótesis	115
3.1.6 Parámetros constructivos del prototipo	115
3.1.7 Presupuesto.....	116

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones	117
4.2 Recomendaciones.....	118
Referencias bibliográficas.....	120
 ANEXOS	 123
ANEXO A:.....	124
ANEXO B:.....	126
ANEXO C:.....	153
ANEXO D:.....	154
ANEXO E:	157
ANEXO F:	158

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Población de personas con discapacidad en el Ecuador.....	19
Tabla 2. Población de personas con discapacidad en el Ecuador.....	20
Tabla 3. Población de personas con discapacidad física en el Ecuador.....	20
Tabla 4. Medidas a ser consideradas para el diseño de la prótesis.....	22
Tabla 5. Características de las tres alternativas de diseño de la rodilla.	28
Tabla 6. Criterios ponderados para la selección de alternativas.	30
Tabla 7. Criterios de ponderación de alternativas: Bajo costo.....	30
Tabla 8. Criterios de ponderación de alternativas: Funcionalidad y fiabilidad.....	31
Tabla 9. Criterios de ponderación de alternativas: Facilidad de manufactura y ensamblaje.....	31
Tabla 10. Criterios de ponderación de alternativas: Innovación tecnológica.	31
Tabla 11. Criterios de ponderación de alternativas: Ergonomía.	31
Tabla 12. Ponderación final alternativas vs criterios, para la elección de la alternativa más idónea.....	32
Tabla 13. Características de las tres alternativas de diseño del pilón.	32
Tabla 14. Criterios ponderados para la selección de alternativas.	34
Tabla 15. Criterios de ponderación de alternativas: Bajo costo.....	34
Tabla 16. Criterios de ponderación de alternativas: Funcionalidad y fiabilidad.....	34
Tabla 17. Criterios de ponderación de alternativas: Facilidad de manufactura y ensamblaje.....	34
Tabla 18. Criterios de ponderación de alternativas: Innovación tecnológica.	35
Tabla 19. Criterios de ponderación de alternativas: Ergonomía.	35
Tabla 20. Ponderación final alternativas vs criterios, para la elección de la alternativa más idónea.....	35
Tabla 21. Características de las tres alternativas de diseño de la plantilla o pie.....	36
Tabla 22. Criterios ponderados para la selección de alternativas.	37
Tabla 23. Criterios de ponderación de alternativas: Bajo costo.....	38
Tabla 24. Criterios de ponderación de alternativas: Funcionalidad y fiabilidad.....	38
Tabla 25. Criterios de ponderación de alternativas: Facilidad de manufactura y ensamblaje.....	38
Tabla 26. Criterios de ponderación de alternativas: Innovación tecnológica.	38

Tabla 27. Criterios de ponderación de alternativas: Ergonomía.	39
Tabla 28. Ponderación final alternativas vs criterios, para la elección de la alternativa más idónea.	39
Tabla 29. Características del diseño seleccionado.	39
Tabla 30. Materiales de las partes principales de la prótesis.	41
Tabla 31. Rango e intervalos.	42
Tabla 32. Tabla de frecuencias de la cadera-amputación.	42
Tabla 33. Tabla de frecuencias de la cadera-amputación.	42
Tabla 34. Rango e intervalos.	45
Tabla 35. Tabla de frecuencias de la circunferencia de amputación.	45
Tabla 36. Percentiles de la circunferencia de amputación.	45
Tabla 37. Rango e intervalos.	48
Tabla 38. Tabla de frecuencias de la amputación-rodilla.	48
Tabla 39. Percentiles de la amputación-rodilla.	48
Tabla 40. Rango e intervalos.	51
Tabla 41. Tabla de frecuencias de la rodilla-tobillo.	51
Tabla 42. Percentiles de la rodilla-tobillo.	52
Tabla 43. Rango e intervalos.	54
Tabla 44. Tabla de frecuencias del tobillo-planta de pie.	54
Tabla 45. Percentiles del tobillo-planta de pie.	55
Tabla 46. Rango e intervalos.	57
Tabla 47. Tabla de frecuencias de la cadera-rodilla.	57
Tabla 48. Tabla de frecuencias de la cadera-rodilla.	58
Tabla 49. Rango e intervalos.	60
Tabla 50. Tabla de frecuencias de la longitud de la planta de pie.	60
Tabla 51. Percentiles de la longitud de la planta de pie.	61
Tabla 52. Rango e intervalos.	63
Tabla 53. Tabla de frecuencias de la circunferencia de la rodilla.	64
Tabla 54. Percentiles de la longitud de la circunferencia de la rodilla.	64
Tabla 55. Rango e intervalos.	66
Tabla 56. Tabla de frecuencias de la circunferencia de la pantorrilla.	67
Tabla 57. Percentiles de la circunferencia de la pantorrilla.	67
Tabla 58. Rango e intervalos.	70

Tabla 59. Tabla de frecuencias del ancho de tobillo.	70
Tabla 60. Percentiles del ancho de tobillo.....	70
Tabla 61. Rango e intervalos.....	73
Tabla 62. Tabla de frecuencias del ancho de la planta del pie.....	73
Tabla 63. Percentiles del ancho de la planta del pie.....	73
Tabla 64. Rango e intervalos.....	76
Tabla 65. Tabla de frecuencias de la longitud de la rodilla.....	76
Tabla 66. Percentiles de la longitud de la rodilla.	76
Tabla 67. Rango e intervalos.....	79
Tabla 68. Tabla de frecuencias del peso.	79
Tabla 69. Percentiles del peso.....	79
Tabla 70. Percentiles obtenidos de las medidas antropométricas de la muestra.	83
Tabla 71. Percentiles seleccionados para el diseño.....	89
Tabla 72. Partes de la prótesis transfemoral.....	89
Tabla 73. Rangos angulares de operación de la rodilla.....	91
Tabla 74. Materiales de las partes principales de la prótesis.	103
Tabla 75. Costo del proyecto.	116

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Planos Anatómicos principales del cuerpo humano.....	7
Figura 2: Diagrama de cuerpo libre de tobillo y triángulo de fuerzas.....	10
Figura 3: Socket COMFORTFLEX para amputación transfemoral.....	14
Figura 4: Planos Anatómicos principales del cuerpo humano.....	23
Figura 5: Diseño de la prótesis transfemoral.....	40
Figura 6: Ubicación de la prótesis pierna en el conjunto armado.....	90
Figura 7: Esquema de las articulaciones con el ángulo de giro de la rodilla.....	91
Figura 8: Junta para la articulación de la rodilla.....	92
Figura 9: Diagramas de fuerza y momento flector.....	93
Figura 10: Esquema del pandeo para articulación - articulación.....	96
Figura 11: Ubicación de la carga vertical sobre la prótesis en el conjunto armado.....	99
Figura 12: Fuerzas que interactúan durante el movimiento de una pierna.....	99
Figura 13: Diagrama de cuerpo libre de las fuerzas que interactúan en el movimiento.....	100
Figura 14: Fuerzas ejercidas sobre el pie.....	106
Figura 15: Fuerzas ejercidas sobre la plantilla de la prótesis.....	106
Figura 16: Diagrama de fuerza cortante y momento flector.....	108
Figura 17: Aplicación de las cargas sobre la prótesis transfemoral diseñada.....	110
Figura 18: Aplicación de las cargas en la junta de unión del socket con la pierna.....	111
Figura 19: Desplazamiento máximo.....	111
Figura 20: Deformación unitaria.....	112
Figura 21: Deformación unitaria en la unión del socket con la pierna del usuario.....	112
Figura 22: Factor de seguridad de la prótesis diseñada según la ED.....	113
Figura 23: Cargas aplicadas al pie protésico.....	113
Figura 24: Tensión máxima generada en el pie protésico.....	114
Figura 25: Desplazamiento máximo en el pie protésico.....	114
Figura 26: Deformación unitaria en el pie protésico.....	115

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO
FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA

Tema: “DISEÑO DE UNA PRÓTESIS ERGONOMICA PARA EL USO DE UNA PERSONA CON DISCAPACIDAD EN SU EXTREMIDAD INFERIOR.”

AUTOR: Alex Orlando Vaca Lara

TUTOR: Ing. Mg. Alejandra Lascano

RESUMEN EJECUTIVO

Para el desarrollo de la prótesis se realiza un análisis de factibilidad de tres alternativas con diferentes mecanismos, con base en los criterios ponderados de bajo costo, funcionalidad y fiabilidad, facilidad de manufactura y ensamblaje, innovación tecnológica y ergonomía. En cuanto al dimensionamiento de los elementos, se efectuó una medición de las dimensiones antropométricas una muestra de 360 personas de género masculino adulto para determinar las medidas corporales que debían ser consideradas en el diseño de la prótesis. De la ponderación de los criterios, se establece que el costo, la funcionalidad y fiabilidad tienen un mayor peso. Bajo dichas consideraciones expuestas se seleccionó la alternativa 1 que consiste en una prótesis por accionamiento hidráulico, la cual tiene tres componentes principales como son un socket, una pierna con un cilindro en su interior y una plantilla que cumple la función del pie humano. Los materiales considerados para el caso del socket es fibra de carbono, para la pierna polipropileno PP y para la plantilla de POM polímero acetal. La construcción de la pierna y la plantilla se realiza mediante un proceso de moldeo complementado con un terminado mediante pulido y pintura. Mediante comprobación de la resistencia al esfuerzo de Von Mises o Energía de Distorsión, se determina que la tensión máxima es de 44.85 MPa, con un factor de seguridad del diseño de 3.8, que es superior al mínimo requerido de 2.5.

Palabras clave: extremidad inferior, factor de seguridad, medidas antropométricas, prótesis ergonómica.

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO

FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA

Theme: "DISEÑO DE UNA PRÓTESIS ERGONOMICA PARA EL USO DE UNA PERSONA CON DISCAPACIDAD EN SU EXTREMIDAD INFERIOR."

AUTHOR: Alex Orlando Vaca Lara

TUTOR: Ing. Mg. Alejandra Lascano

ABSTRACT

A feasibility analysis of three alternatives is carried out for the development of the prosthesis with different mechanisms, based on the weighted criteria of low cost, functionality and reliability, ease of manufacturing and assembly, technological innovation and ergonomics. It was made a measurement of the anthropometric dimensions of a sample of 360 adult male people to determine the body measurements that should be considered in the design of the prosthesis for the dimensioning of the elements. From the weighting of the criteria, it is established that cost, functionality and reliability have a greater weight. Under considerations exposed, alternative 1 was selected consisting of a prosthesis with hydraulic drive, which has three main components such as a socket, a leg with a hydraulic cylinder inside and a template that meets the function of the human foot. The materials considered are for the case of the carbon fiber socket, the PP Polypropylene leg and the POM polymer acetal template. The construction of the leg and the template is done through a molding process complemented by a finish by polishing and painting. By checking the stress resistance of Von Mises or Distortion Energy, it is determined that the maximum tension is 44.85 MPa, with a design safety factor of 3.8, which is higher than the required minimum of 2.5.

KEYWORDS: Anthropometric measurements, ergonomic prosthesis, lower extremity, safety factor.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS

La movilidad autónoma de las personas por intermedio de las extremidades inferiores es fundamental para el desarrollo de una vida en condiciones normales. No obstante, existen personas con capacidades especiales, que carecen total o parcialmente de alguna o de ambas extremidades. En este sentido, en la actualidad la tecnología brinda la posibilidad de que este grupo de individuos puedan llevar una vida regular, sin limitaciones corporales. Uno de los mecanismos que permiten a las personas que carecen de sus extremidades llevar una vida regular como si tuvieran todos los miembros corporales, es el uso de prótesis ergonómicas que cumplen la función de una pierna y/o pie humano.

Últimamente la industria protésica ha experimentado un salto gigantesco en el desarrollo de elementos y mecanismos artificiales, que cumplen la misma función que las piernas humanas naturales, lo que les ha permitido ejecutar casi cualquier actividad a través de prótesis especializadas para distintas partes del cuerpo. Sin embargo, uno de los aspectos limitantes ha sido el costo de manufactura de estos elementos, el cual cada día se reduce progresivamente, con lo cual se posibilita que el acceso pueda ser masivo [1].

Adicional a los costos de producción, otro de los aspectos que pueden resultar complejos es la funcionalidad de las prótesis, debido a que la intención es que dichos elementos puedan sustituir a una extremidad de la persona. Por lo cual se requiere que los diseños consideren que la forma, la capacidad de movimiento y de estabilidad sean lo más similares posible a las piernas humanas.

Esto en un principio se concebía como algo difícil de conseguir, pero gracias a la disponibilidad de acceso a softwares de diseño en tres dimensiones (3D), sumado a una amplia gama de materiales, es posible desarrollar modelos de prótesis adaptables a la necesidad de los usuarios.

Uno de los aspectos que dificulta el acceso de las personas con discapacidad en las extremidades inferiores a contar con prótesis, es la escasa producción de este tipo de soluciones en el Ecuador, por lo que se tiene que pensar en la posibilidad de importar. Esta situación hace que sea poco práctico el acceso a la adquisición de prótesis por parte de quienes lo requieren en razón del costo elevado, el grado de confort y porque una prótesis debe ser diseñada de forma personalizada para el individuo que lo va a utilizar desde el punto de vista antropométrico [2].

Bajo el contexto señalado se considera de particular interés el diseño de una prótesis ergonómica que se adapte a las características de un hombre tipo ecuatoriano. Para lo cual en el presente trabajo se efectúa un estudio preliminar de las características antropométrica de una muestra de hombres ecuatorianos en edad adulta y a partir de la información recolectada se establece el modelo más idóneo, que cumpla con los requerimientos señalados.

De la revisión de las investigaciones previas realizadas, tomando en consideración los diseños de prótesis para las extremidades inferiores, se encontraron publicaciones desarrolladas como parte de trabajos académicos en repositorios digitales de instituciones de educación superior y revistas indexadas, de entre los cuales se mencionan los siguientes:

Ernesto Ocaña en su proyecto previa obtención del título de Maestro en Manufactura Avanzada bajo el tema “Diseño y análisis de esfuerzos de prótesis transfemoral pasiva basada en mecanismo de cuatro barras” realizado el 2018, describe que se desarrolló el diseño de una prótesis de rodilla utilizando un mecanismo de cuatro barras con el objetivo de que esta prótesis cumpla con los criterios de marcha y estabilidad de una persona de 120 kg de peso y 1.75 m de altura, también se buscó obtener la linealidad entre el eslabón impulsor del mecanismo y la pierna para controlar e imitar trayectorias generadas en marcha

normal. Los resultados fueron el desarrollo de un diseño simple y económico de un mecanismo policéntrico de cuatro barras para una prótesis de rodilla, el cual presenta la ventaja de ser estable en marcha y reposo, algo que no pudo ser posible con mecanismos de bisagra.[3]

Christian Barros y Paúl López en su trabajo previa obtención del título de Ingeniería Mecatrónica en la Universidad de las Fuerzas Armadas bajo el tema “Diseño y construcción de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla)” realizado el 2016, analizan la cinemática de la pierna humana, los tipos de prótesis que se pueden encontrar en el mercado y las consideraciones técnicas en equipamiento, para luego realizar el diseño de un prototipo de prótesis de miembro inferior mecánica para un paciente de hasta 80 Kg, y finalmente realizar la comprobación de los requerimientos técnicos y médicos de una prótesis comercial mediante las pruebas de funcionamiento del prototipo. El resultado encontrado es que un mecanismo de tres ejes para la rodilla impulsado por un resorte resultó ser efectivo, de bajo costo y con procesos de manufactura acordes a la tecnología del país.[4]

Balvina Romero en el proyecto previa obtención del título de Ingeniera en Diseño Gráfico en la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Facultad de Informática y Electrónica bajo el tema “Diseño de prototipos tridimensionales de prótesis externa para reemplazo de pierna y pie por amputación infragénicula en humanos” elaborado el 2016, tiene como objetivo diseñar prototipos tridimensionales de prótesis por debajo de la rodilla en forma endo y exoesquelética, partiendo de un análisis técnico y práctico que se utiliza en el desarrollo de elementos tridimensionales para prótesis. Como resultado se tiene la construcción del prototipo de prótesis infragénicula impresa en filamento ABS, donde la parte endoesquelética fue elaborada en base a dimensiones de un paciente anónimo y la parte exoesquelética se fabricó de acuerdo a las preferencias estéticas del paciente para contribuir en su recuperación psicológica. Dicho prototipo posee funcionalidad física-motora y estética.[5]

1.1.1 Sistemas Mecánicos

Los sistemas mecánicos son una ciencia que sirve para percibir las relaciones entre la geometría y los movimientos de las piezas de un mecanismo, así como las fuerzas que generan dichos movimientos. Los mecanismos abarcan el diseño, que es el proceso de desarrollar un método para lograr un propósito dado. Involucra establecer tamaños, formas, composiciones de los materiales y disposiciones de las piezas de tal modo que el resultado desempeñe las tareas descritas. Requiere imaginación, intuición, creatividad, sentido común y experiencia.

Un mecanismo es la conexión de cuerpos resistentes por medio de articulaciones móviles para formar una cadena cinemática cerrada con un eslabón fijo con el propósito de transformar el movimiento.[3]

1.1.2 Ergonomía

Es la ciencia que estudia el entorno laboral de las personas con la finalidad de mejorar sus condiciones de trabajo y la calidad de las tareas que realizan, mediante la obtención de datos confiables que permitan recomendar cambios en situaciones específicas.

1.1.3 Antropometría

Antropometría es la ciencia que estudia las dimensiones o medidas del cuerpo humano, con el propósito de establecer diferencias entre los individuos o grupos de personas.[6]

Datos antropométricos

La recopilación de datos antropométricos es costosa y lleva tiempo, porque se requiere de personal entrenado para obtener un muestreo nacional representativo. Por tal motivo, la gran mayoría de las investigaciones antropométricas se lleva a cabo en sectores militares más que en los civiles de la población mundial.

Investigadores afirman que para describir a un grupo de personas con propósitos de ingeniería humana, las diez medidas principales a considerar son: estatura, peso,

altura en posición sedente, distancia glúteo-rodilla, glúteo-poplíteo (cara posterior de la rodilla), separación entre codos, entre caderas, también en posición sedente, altura de rodillas, de poplíteos, y anchura de muslos.

Inicialmente los datos se presentan en forma gráfica o tabular, luego los datos se disponen de una manera lógica y ordenada, donde se tiende a destacar la frecuencia.[6]

Percentiles

Un percentil expresa el porcentaje de individuos de una población que tienen una dimensión corporal de cierta medida o menor. La población se divide en categorías de porcentajes, ordenadas de menor a mayor de acuerdo con alguna medida específica del cuerpo humano. Por lo general, todas las prácticas de datos antropométricos se expresan en percentiles.

Se debe considerar que los percentiles antropométricos se refieren exclusivamente a una dimensión corporal. Es decir un individuo tiene un orden distinto de percentil según las dimensiones consideradas.[6]

Amplitud del movimiento de las articulaciones

Es útil considerar el movimiento de las articulaciones para cualquier diseño. La amplitud de este movimiento en un momento dado se determina por el ángulo existente entre dos partes del cuerpo o una y un plano vertical u horizontal de referencia. La amplitud total se determina por el ángulo comprendido entre las dos posiciones extremas, tomando en cuenta limitaciones óseas y musculares.

Las articulaciones móviles se dividen en tres tipos dependiendo de la libertad de movimiento. En el primero tienen un solo plano de libertad de desplazamiento como el codo y la rodilla. En el segundo tienen dos planos de libertad como la muñeca. En el tercero (articulación esférica) poseen movimiento tridimensional o de rotación, como el hombro y cadera.[6]

La dimensión del cuerpo humano.

El peso y las dimensiones estructurales de hombre y mujer adultos son las dimensiones de uso más frecuente y las más extensas de todas las de datos antropométricos de población civil adulta.

A continuación se definen las siguientes dimensiones a utilizar:

Altura de rodilla: Es la distancia vertical que se toma desde el suelo hasta la rótula.

Altura poplítea: Es la distancia vertical que se toma desde el suelo hasta la zona posterior de la rodilla de un individuo sentado y con el tronco erguido.

Distancia nalga-poplíteo: Es la distancia horizontal tomada desde la superficie más exterior de la nalga hasta la cara posterior de la rodilla.

Distancia nalga-rodilla: Es la distancia horizontal tomada desde la superficie más exterior de las nalgas hasta la superficie frontal de la rótula.

Distancia nalga-punta del pie: Es la distancia horizontal que se toma desde la superficie más exterior de la nalga hasta la punta del pie.

Distancia nalga-talón (nalga pierna): Es la distancia horizontal tomada desde el talón hasta el plano de una pared donde la persona sentada y erguida apoya la espalda teniendo, además, la pierna extendida hacia adelante a lo largo del asiento. [6]

1.1.4 Biomecánica

Es una rama de la bioingeniería y la ingeniería Biomédica que describe y analiza el movimiento del cuerpo humano, tiene relación con la mecánica aplicada debido a que se utilizan los principios de la estática para analizar la magnitud y naturaleza de las fuerzas de las articulaciones o músculos del cuerpo. La cinemática analiza el movimiento en partículas y la dinámica determina las fuerzas en cuerpos a partir de las velocidades y aceleraciones. La biomecánica provee información sobre los patrones de movimiento más efectivos, el equipo y los ejercicios recomendados para

mejorar el movimiento del cuerpo humano, además examina proyectos con pacientes que requieren prótesis por amputaciones o lesiones musculares o articulares.

La biomecánica del miembro inferior estudia las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo, y los segmentos corporales de muslo, pierna y pie.[3]

1.1.5 Biomecánica de la rodilla

La rodilla es la articulación más amplia y compleja del cuerpo, está compuesta por dos articulaciones: la tibiofemoral y la femorrotuliana. Esta parte del cuerpo soporta momentos y fuerzas elevadas, y se encuentra entre los brazos de palanca más grandes (fémur y tibia) haciéndola particularmente susceptible a la lesión.

La rodilla transmite fuerzas, forma parte del movimiento, ayuda en la conservación del momento, y proporciona un par de fuerzas para las actividades en las que interviene la pierna. Los análisis biomecánicos básicos pueden limitarse al movimiento en un solo plano.

En la rodilla se producen movimientos en los tres planos, pero en el plano sagital, el rango de movimiento es máximo, con un valor de 140° aproximadamente.

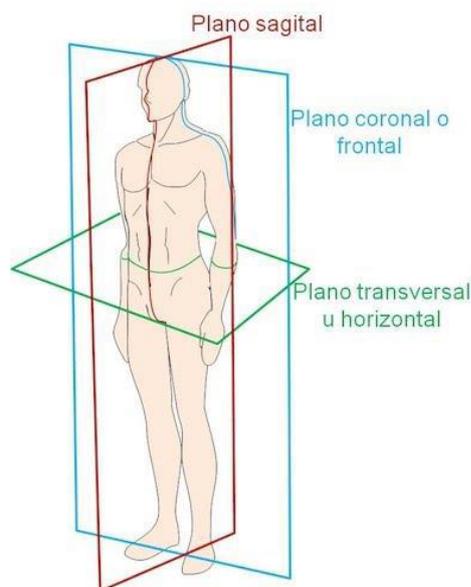


Figura 1: Planos Anatómicos principales del cuerpo humano

Fuente:[3]

En el plano transversal, el movimiento está influido por la posición de la articulación en el plano sagital. Cuando la rodilla está en extensión completa, la rotación está restringida casi completamente. El rango de rotación se incrementa conforme la rodilla es flexionada, alcanzando el máximo a los 90° de flexión; estando en esta posición, la rotación externa varía de 0° a aproximadamente 45° y la rotación interna varía de 0° a aproximadamente 30°. Si la flexión es mayor a los 90°, el rango de rotación interna y externa disminuye, porque los tejidos blandos limitan ese movimiento.

En el plano frontal, se afecta de forma semejante por la cantidad de flexión articular. La extensión completa de la rodilla impide casi todo el movimiento en el plano frontal. La separación y aproximación pasiva aumentan con la flexión de la rodilla hasta los 30°, pero cada uno alcanza un máximo de sólo unos pocos grados. Cuando la rodilla se flexiona más de 30°, el movimiento en el plano frontal disminuye por la limitante que ejercen los tejidos blandos.

La articulación de la rodilla cumple dos funciones desde el punto de vista mecánico: conservar la estabilidad en extensión completa para soportar el peso del cuerpo; y tener movilidad en la flexión para proveer al pie una buena orientación durante la marcha. El movimiento de la articulación de la rodilla está controlado por ligamentos que, entre ellos, ejercen un control muy estrecho sobre los movimientos de la rodilla.[3]

1.1.6 Biomecánica del tobillo

El tobillo es la articulación que transfiere la carga de la pierna al pie e interviene en la orientación del pie con el suelo.

El tobillo está compuesto por las articulaciones tibio-astragalina, peroneo-astragalina y tibio-peronea. El tobillo es una articulación de bisagra cuya estabilidad depende de la congruencia articular y de los ligamentos externos, internos y los de la sindesmosis.

La articulación del tobillo tiene tres superficies: superior, medial y lateral. La superficie superior es la articulación principal de la articulación; es cilíndrico y está

formado por la tibia arriba y el astrágalo por debajo. La superficie de la articulación medial se encuentra entre el astrágalo y la cara interna del maléolo medial de la tibia.

De forma correspondiente, la superficie de la articulación lateral se encuentra entre el astrágalo y la superficie interna del maléolo lateral del peroné.[3]

1.1.7 Biomecánica de la marcha

Caminar es un proceso que depende de la actuación repetida de las extremidades inferiores siguiendo una secuencia de movimientos, en donde el cuerpo avanza siguiendo una línea de progresión deseada y al mismo tiempo mantiene una postura estable soportando el peso.

La marcha humana se lleva a cabo usando la estrategia de doble péndulo. Se trata de un movimiento corporal traslacional en el que el movimiento rotatorio de palanca de los segmentos de los miembros inferiores se transfiere a un movimiento rodante en las articulaciones pélvicas. En el movimiento hacia adelante, una pierna que sale del suelo se mueve hacia adelante desde la cadera. Esta curva es un primer péndulo; posteriormente, el talón toca el suelo y se aleja hacia un dedo del pie en un movimiento descrito como el péndulo invertido.

El ciclo de la marcha comienza cuando un pie hace contacto con el suelo y termina con el siguiente contacto del mismo; a la distancia entre estos dos puntos de contacto con el suelo se le llama paso completo.

Durante el ciclo normal de la marcha, aproximadamente el 60% del tiempo se emplea en apoyo y el 40% en la oscilación. Sin embargo, esto varía con la velocidad de la caminata, la fase de oscilación se vuelve proporcionalmente más larga y la fase de apoyo se acorta, a medida que aumenta la velocidad. En la fase de oscilación, la función de la rodilla es importante, ya que es necesario garantizar el movimiento de la flexión a la extensión (momento de extensión de la rodilla) que facilita la transición del pie de la flexión plantar a la flexión dorsal, es decir, la elevación del dedo evitar tropiezos y la caída posterior del usuario.[3]

Para poder encontrar las fuerzas que interactúan sobre la articulación uno se puede remitir a un diagrama de cuerpo libre. Las líneas de aplicación de las fuerzas A y W son extendidas hasta que se intersectan. La línea de aplicación de fuerza luego es encontrada conectando el punto de intersección ya encontrado con el punto de aplicación, la unión tibiotalar.[7]

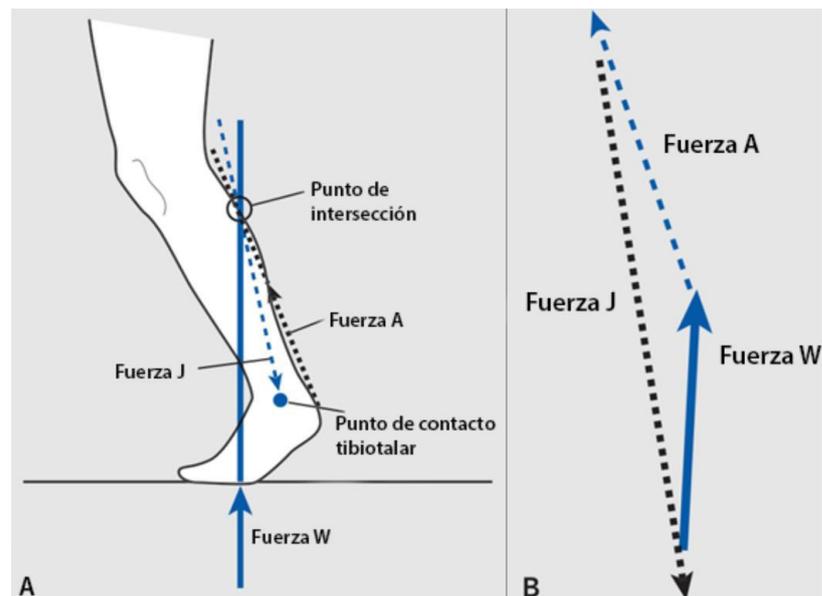


Figura 2: Diagrama de cuerpo libre de tobillo y triángulo de fuerzas.

Fuente:[7]

1.1.8 Historia de las prótesis y amputaciones

A partir de los años 50 se adentró en el tema de prótesis que logren adaptarse al cuerpo humano de manera bio-compatibles, no obstante desde comienzos de la humanidad se ha buscado una forma de sustituir las extremidades faltantes.

Se tiene registro de prótesis colocadas a personas en las grandes civilizaciones antiguas como Egipto, Grecia y Roma con materiales biológicos y no biológicos como por ejemplo los restos de miembros artificiales fabricados con fibras descubiertas en momias, o las conocidas patas de palo mencionadas en las leyendas piratas, así mismo en la Europa del siglo XVI se ocupaba elementos como el oro, plata u otros metales.

Los métodos precarios utilizados para intentar salvar las extremidades o para la amputación de las mismas, como el aplastar el miembro, cauterizarlos con hierros a

rojo vivo, sumergirlos en aceite hirviendo o el corte con la guillotina, no solo eran inhumanos, sino que las condiciones en las que se utilizaban originaban la muerte por desangrado o su posterior infección causada por las herramientas contaminadas.

En el libro “Amputation and Prosthetics History” escrito por Casey Patrick se detalla que durante la época del Renacimiento se tuvo un avance excepcional en el campo de las cirugías dirigida a amputaciones y el posterior uso de prótesis, pese a eso, seguían manteniendo el formato realizado por los antiguos herreros, con la singularidad de la rotación de las prótesis, pese a esto, los pacientes presentaban dolor por la presión que tenía el muñón al realizar el movimiento requerido.[5]

1.1.9 Origen de las prótesis de rodilla

El primer registro que se tiene sobre la amputación de un miembro inferior e implementación de prótesis data del año 484 A.C. La utilización de anestesia, antisépticos, además de la cauterización de vasos sanguíneos facilitó en el siglo XIX la realización de amputaciones de extremidades del cuerpo humano. Las prótesis de aquella época eran de materiales como metal, madera y cuero.

La primera prótesis transfemoral constaba de un tobillo y rodilla articulada, y fue llamada Pierna Anglesey, desarrollada a principios del siglo XIX por Potts.

A mediados del siglo XIX, Parmalee diseñó una prótesis transfemoral con terminal de succión, rodilla policéntrica, y pie multiarticulado. La primera rodilla hidráulica fue la llamada Pierna Hydra-Cadence en 1960.

Conjuntamente se desarrollaron otros modelos basados en el hecho de que la rodilla básicamente es una articulación tipo bisagra. Es así como se diseñó la prótesis de Waldius del Instituto Karolinska (1950), la de Shiers de la Clínica Mayo y posteriormente la Guepar, ampliamente usada en Francia, pero cuyos resultados clínicos no fueron tan satisfactorios, específicamente por que se ejercía mucha sobrecarga con los movimientos de rotación.

Quizás el mayor desarrollo en prótesis de rodilla se ha logrado con los modelos condilares, de los cuales existen los no constreñidos y los semiconstreñidos. Estos

últimos se usan cuando es necesario tener una mayor estabilidad especialmente en los planos laterales a expensas de una menor libertad de movimiento. Un modelo actualmente en uso con muy buenos resultados a largo plazo es la prótesis endorotatoria de Waldemar Link que también es una combinación de una prótesis de bisagra y condilera con vástagos largos.

La mayoría de los diseños de hace más de 10 años se han visto superados por los nuevos y supuestamente mejores diseños actuales. No existen estudios de estas nuevas prótesis con resultados a más de 10 años de la cirugía.[4]

1.1.10 Origen de las prótesis de pie

En 1696, Pieter Verduyn desarrolló la primera prótesis debajo de la rodilla sin mecanismo de bloque, lo que más tarde sentaría las bases de los actuales dispositivos de articulación y corsé.

En el año 1958 se desarrolló la primera pierna anatómica para amputación transtibial, la guerra civil generó una nueva ola de avances médicos en el campo de la protésica.. En este modelo, la prótesis se sostiene con un pie sach que reproduce el funcionamiento anatómico del pie humano. Este pie no es articulado y cumple su función por medio de un fragmento de material blando, que puede ser un polímero que se ubica en la zona del talón y permite una flexión ligera durante la marcha.

La prótesis de Barrachina tiene como designios, reemplazar la parte amputada del miembro y evitar la creación de regiones de hiperpresión, manteniendo una buena distribución anatómica de la porción conservada del pie. Además de estar indicada especialmente cuando la marcha se realiza en terrenos regulares.

La prótesis con apoyo prepatelar e indicada en pacientes que deben permanecer mucho tiempo de pie y/o caminar largas distancias en terrenos irregulares. Este tipo de prótesis disminuyen la presión sobre la zona distal del muñón y sobre la parte anterior de la tibia. El paciente empieza a ahorrar energía debido a que se consigue un excelente equilibrio y seguridad durante el camino.[4]

1.1.11 Mecanismos para prótesis de rodilla

La capacidad técnica y el rendimiento de una prótesis de rodilla son fundamentales en la facilitación de una caminata que se asemeja más a la biomecánica del individuo sano y, por lo tanto, el aumento de la eficiencia energética de los caminantes amputados.

En el caso de las prótesis de rodilla que utilizan mecanismos de cuatro barras, hay un acortamiento en el proceso de la marcha, permitiendo construir las prótesis de longitud completa, que genera un proceso natural durante la caminata, similar a la articulación de la rodilla humana real.

Los mecanismos policéntricos de cuatro barras en las rodillas fueron los que se implementaron después de la evolución de las rodillas de eje sencillo a estos sistemas. Estas rodillas se caracterizan por cuatro elementos unidos en cuatro puntos separados. Los mecanismos policéntricos de seis barras en las rodillas se han desarrollado como mejora a los mecanismos de cuatro barras. Proporcionan la posibilidad de un mayor rango de movimiento de la rodilla, mejor estética, mejor estabilidad de la fase de la postura y control de la fase de oscilación en comparación con los diseños de cuatro barras.

En los últimos años, se ha establecido en el mercado el desarrollo de prótesis de rodilla con diseños de avanzada ingeniería, como las prótesis inteligentes.[3]

1.1.12 Prótesis transfemoral

Una prótesis es un aparato externo usado para reemplazar total o parcialmente un segmento de un miembro deficiente o ausente.

Una prótesis transfemoral es la que reemplaza la parte de la pierna comprendida entre el pie hasta más arriba de la rodilla (parte del fémur).[5]

Una prótesis para amputación transfemoral debe tener rodilla, pylon, tobillo y pie. Todos los componentes deben ser lo suficientemente fuertes como para resistir a un paciente de hasta 80 Kg de masa corporal. El pylon de la prótesis es una parte que va entre la rodilla y el pie, es un componente que se puede modelar como una columna, y su adquisición depende de la altura del paciente.

El pie de la prótesis generalmente es estático y tiene cierta flexibilidad, pero desarrollos recientes se ha demostrado que los pies de prótesis con estas características no son del todo óptimos para los pacientes. El pie protésico Celsus de College Park, está catalogado como uno de los mejores en el mercado. Resiste a personas de hasta 100 Kg, tiene un peso de 526 gramos y dos años de garantía.

El socket o encaje de la prótesis es una de las partes más críticas del sistema porque une el miembro restante del paciente con la prótesis. El miembro residual del paciente es un área de bastante sensibilidad debido a la cirugía de amputación a la que se sometió; generalmente esto crea incomodidad en el paciente y rechazo a usar la prótesis. Es por esto que el diseño y la construcción del socket deben ser desarrollados por un técnico especialista en el tema. [4]



Figura 3: Socket COMFORTFLEX para amputación transfemoral

Fuente: [4]

1.1.13 Tipos de prótesis

Para la elaboración de prótesis existen 5 tipos genéricos: post-operativa, inicial, preliminar, definitiva y de propósito especial.

El uso de estos tipos de prótesis depende del deseo del paciente y de las actividades que realiza, las prótesis post-operativas y las iniciales son utilizadas por un número selecto de personas. En contraste de la gran cantidad de pacientes que optan por las preoperatorias y definitivas. E igual que las primeras mencionadas, las prótesis de propósito especial son solo adoptadas por aquellas personas que desean mantener una actividad deportiva.[5]

1.1.14 Caminado con prótesis

A continuación, se va a estudiar la diferencia entre el caminado normal y el caminado con prótesis, diferenciando el ciclo de zancada de cada uno y los tiempos de las fases de cada ciclo. Cuando una persona camina con prótesis generalmente la velocidad de la marcha disminuye porque el paciente debe tener más cuidado.

El apoyo del talón y el apoyo plantar del pie en el caminado normal se diferencia del caminado con prótesis, dado que ambas fases se confunden cuando los dos pies están apoyados en el piso. De la misma manera, el despegue se produce de una forma más simultánea, y los dedos protésicos no pueden dar el mismo impulso, lo cual disminuye la longitud del paso en cada zancada.

Los factores anteriores están influidos por la pobre flexión de rodilla que tienen las prótesis, aun cuando no tengan ninguna limitación en los grados del recorrido de la rodilla necesarios para la marcha [4].

1.1.15 Selección de material

La selección de un material para construir un elemento estructural es una de las decisiones más importantes que debe tomar el diseñador. Por lo general, la decisión se toma antes de establecer las dimensiones de la pieza. Después de seleccionar el proceso para crear la geometría deseada y el material, el diseñador proporciona el elemento de manera que se evite la pérdida de funcionalidad o que la probabilidad de dicha pérdida de funcionalidad se mantenga a un nivel de riesgo aceptable.

La resistencia es una propiedad o característica de un elemento mecánico. Esta propiedad resulta de la identidad del material, del tratamiento y procesamiento incidental para crear su geometría, y de la carga; asimismo, se encuentra en el punto de control o ubicación crítica.

Además de considerar la resistencia de una parte individual, se debe estar consciente de que las resistencias de las partes que se producen en masa diferirán en cierto grado de las otras del conjunto o ensamble debido a variaciones en las dimensiones, el maquinado, el formado y la composición. Los indicadores de la resistencia son,

necesariamente, de naturaleza estadística e involucran parámetros como la media, la desviación estándar y una identificación de la distribución.[3]

1.1.16 Análisis de esfuerzos

El diseñador debe asegurar que una parte de la máquina sea segura para trabajar bajo condiciones previsibles. Para esto se requiere hacer un análisis de esfuerzos, donde los valores calculados de esfuerzos en la pieza se comparen con el esfuerzo de diseño, o con el valor de esfuerzo permitido bajo las condiciones de operación.

El análisis de esfuerzo se puede hacer en forma analítica o experimental, dependiendo del grado de complejidad de la pieza, el conocimiento de las condiciones de carga y las propiedades del material.

La forma de calcular el esfuerzo de diseño depende de la manera de aplicar la carga y de la clase de material. Entre los tipos de carga están: estática, repetida e invertida, fluctuante, choque o impacto y aleatoria.

Una de las metas principales del análisis de esfuerzos es determinar el punto, dentro de un elemento sometido a cargas, que soporta el máximo nivel de esfuerzo.[3]

1.1.17 Causas de rechazo de prótesis

Las causas principales de rechazo de prótesis en pacientes con amputación de miembros inferiores son: dolor de miembro fantasma, dolor de miembro residual, restricción de actividades cotidianas, laceraciones en la piel del miembro residual.

Los resultados del estudio indican que solamente el 19,1% de pacientes no presentaron dolor en el miembro residual o dolor en miembro fantasma, mientras un 39,3% de los pacientes presentaron ambos dolores. El dolor de miembro fantasma combinado con dolor en miembro residual ha sido asociado con un elevado nivel de estrés postraumático, por lo tanto, se puede decir que el 39,3% de los pacientes es un grupo vulnerable que necesita atención clínica especial para disminuir la probabilidad de rechazo de la prótesis.[4]

1.2 JUSTIFICACIÓN

El presente trabajo se lo realiza para las personas con discapacidad parcial inferior, quienes presentan inconvenientes en el uso de prótesis tradicionales y el acceso es limitado, por el alto costo de venta, así como la dificultad de la adquisición de repuestos de las mismas. En este sentido se refleja la **importancia** de la realización del presente proyecto técnico como una alternativa idónea para mejorar la calidad de vida de uno de los segmentos segregados de la población ecuatoriana.

Por lo tanto, las personas que han sufrido accidentes o por diversas enfermedades y que han perdido sus miembros inferiores podrán **beneficiarse** de un sistema de prótesis innovador que les restablezca al menos parcialmente la capacidad de desempeñarse de forma independiente. De esta manera, el proyecto se configura como innovador y con visión de apoyo al desempeño de las funciones corporales de las personas.

En el medio local, el mercado se encuentra saturado de remplazos de miembros ortopédicos de alto costo y extenso tiempo de fabricación, por lo cual el **impacto** de un diseño de este tipo, se verá reflejado en un bajo costo y reducido tiempo de elaboración podría cambiar los estándares de adquisición en el medio local. Todo esto se puede desarrollar mediante las nuevas tecnologías existentes como impresión 3D o materiales sintéticos.

La **factibilidad** del proyecto se sustenta en que su ejecución se corresponde con el campo de acción de la ingeniería mecánica. En cuanto a la disponibilidad de recursos económicos y tecnológicos, estos correrán a cargo del autor del proyecto. Desde el ámbito legal no existe impedimento alguno para desarrollar un trabajo de esta naturaleza, más aún se establece que el estado debe promover que las universidades se vinculen directamente con el campo profesional a través de la creación de alternativa viables para el mejoramiento de la calidad de vida de las personas.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 General

- Diseñar una prótesis de pierna ergonómica con base en percentiles antropométricos para el uso de una persona con discapacidad en su extremidad inferior.

1.3.2 Específicos

- Determinar la teoría y aplicación de ergonomía y sistemas mecánicos para miembros ortopédicos.
- Obtener datos con base a la antropometría y ergonomía para el desarrollo de piezas mecánicas adaptadas al usuario.
- Identificar y seleccionar los materiales y el método de construcción más adecuado para la aplicación de un miembro ortopédico inferior.
- Diseñar un sistema mecánico para prótesis de pierna que se adapte a las diferentes necesidades del usuario.

CAPÍTULO II

METODOLOGÍA

Para sustentar el desarrollo del proyecto técnico se requiere la definición de los materiales y métodos, conforme se detalla a continuación:

2.1 MATERIALES

Los recursos materiales que se utilizan para llevar a cabo el diseño de la prótesis ergonómica para una pierna humana tipo transfemoral son los que se detallan como sigue:

Tabla 1. Población de personas con discapacidad en el Ecuador.

Denominación	Detalle
Computadora	Dispositivo en el cual se realiza el diseño de la prótesis, los cálculos y los análisis de cargas y esfuerzos.
Hoja de cálculo	Aplicación por computadora que se emplea para el procesamiento de los datos de medidas antropométricas de las partes de las extremidades inferiores.
Software de diseño 3D	Software en el que se diseña la prótesis de pierna humana tipo transfemoral, que cuenta con la capacidad de construir elementos y ensambles en tres dimensiones.
Software CAE para análisis de fuerzas y esfuerzos	Software de ingeniería asistida por computador que tiene la capacidad de efectuar simulación de análisis estáticos y dinámicos
Cinta métrica	Instrumento enrollable de medición de medidas de longitud, utilizado para medir las dimensiones de las partes de los miembros inferiores de las personas, generalmente en centímetros.
Flexómetro	Instrumento flexible de medición de medidas de longitud, empleado para medir las partes de los miembros de las partes del cuerpo humano, generalmente en metros.

Fuente: Autor.

2.2 MÉTODOS

2.2.1 Población

La población corresponde a los potenciales usuarios de la prótesis ergonómica para una pierna humana tipo transfemoral, quienes pueden ser las personas con discapacidad en las extremidades inferiores. De acuerdo a los registros del Consejo Nacional de Igualdad para las Discapacidades (CONADIS), la población de habitantes que poseen alguna de forma de discapacidad es la que se muestra en la Tabla 1, mostrada a continuación:

Tabla 2. Población de personas con discapacidad en el Ecuador.

Detalle	Cantidad	Proporción (%)
Total Nacional	401538	100,00
Tungurahua	11863	2,95

Fuente: [8].

De igual manera, dentro de quienes poseen alguna forma de discapacidad, es de interés la proporción de los que tienen discapacidad física. Según los registros del CONADIS la cantidad de personas que poseen discapacidad física es la siguiente:

Tabla 3. Población de personas con discapacidad física en el Ecuador.

Detalle	Cantidad	Proporción (%)
Total de personal con cualquier tipo de discapacidad	401538	100,00
Personas con discapacidad física	191384	47,66

Fuente: [8].

A partir de las proporciones de personas con discapacidad física y del número de quienes son habitantes de la provincia de Tungurahua, se puede establecer la cantidad de personas con discapacidad física residentes de la provincia, los cuales se constituyen en la población que potencialmente podría requerir de una prótesis ergonómica para una pierna humana tipo transfemoral, conforme se calcula a continuación:

$$Población = \text{Habitantes con discapacidad en Tungurahua} \times \text{Proporción de discapacidad física}$$

$$\text{Población} = 11863 \times 47,66\%$$

$$\text{Población} = 5654 \text{ personas}$$

2.2.2 Muestra

Para establecer el tamaño de la muestra de las personas que formarán parte de la obtención de datos corresponde aplicar la fórmula de muestra probabilística, conforme se detalla a continuación:

$$n = \frac{Z^2 \cdot N \cdot p \cdot q}{e^2 \cdot (N - 1) + Z^2 \cdot p \cdot q} \quad (1)$$

En donde:

n = tamaño de la muestra.

N = tamaño de la población.

p = proporción de individuos que poseen en la población la característica de estudio.

Este dato es desconocido, se supone que representa el 50%, o sea $p = 0,5$.

q = proporción de individuos que no poseen esa característica $q = 1-p$.

Entonces $q = 0,5$ que representa el 50%.

Z = Valor obtenido mediante niveles de confianza deseados, indica la probabilidad de que los resultados de la investigación sean ciertos. Se toma un nivel de confianza del 95%, que equivale a $Z = 1,96$.

e = Límite aceptable de error muestral o precisión, en este caso escogemos el valor de 5%, es decir $e = 0,05$.

Datos:

$N = 5654$ personas con discapacidad física en Tungurahua

Cálculo:

$$n = \frac{1.96^2 \cdot 5654 \cdot 0,50 \cdot 0,50}{0.05^2 \cdot (5654 - 1) + (1.96^2 \cdot 0,50 \cdot 0,50)}$$

$$n = 360 \text{ personas}$$

2.2.3 Mediciones

Para el desarrollo del prototipo de prótesis ergonómica se requieren efectuar mediciones de las partes de las extremidades inferiores, específicamente se efectúan mediciones de los siguientes miembros:

Tabla 4. Medidas a ser consideradas para el diseño de la prótesis.

No. orden	Miembro corporal
1	Cadera-Amputación
2	Circunferencia de amputación
3	Amputación-Rodilla
4	Rodilla- Tobillo
5	Tobillo-Planta de pie
6	Cadera-Rodilla
7	Longitud planta de pie
8	Circunferencia rodilla
9	Circunferencia pantorrilla
10	Ancho tobillo
11	Ancho planta de pie
12	Longitud rodilla
13	Peso (kg)

Fuente: Autor.

A continuación se ilustran cada uno de los miembros considerados en la medición:

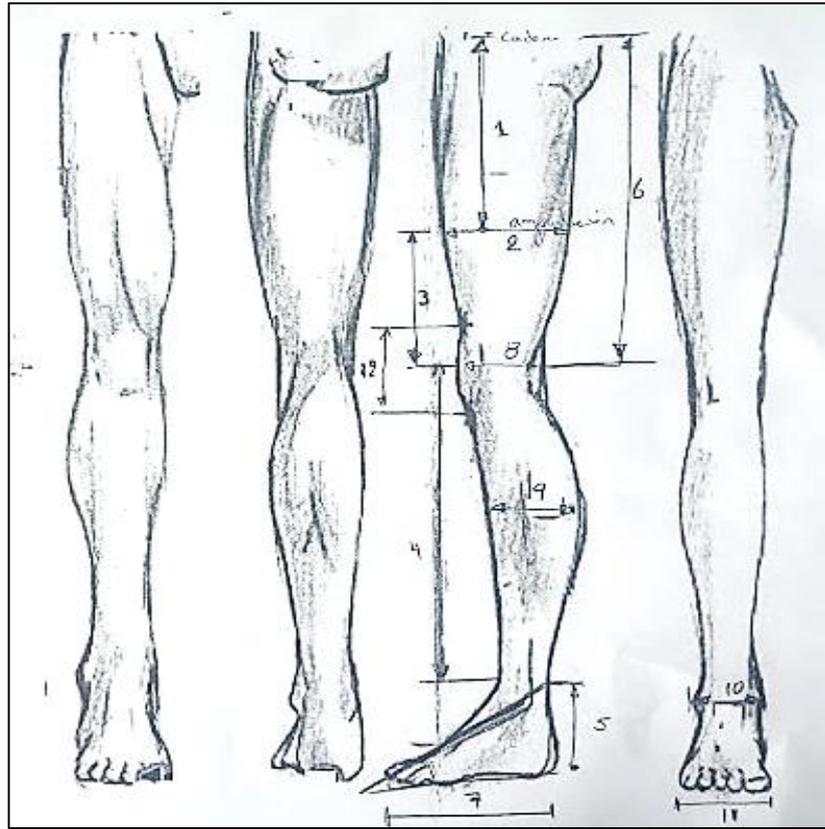


Figura 4: Planos Anatómicos principales del cuerpo humano

Fuente: Autor.

Para la recolección de los datos antropométricos de cada una de las personas, se empleó la ficha de recolección de datos que se presenta en el Anexo A del presente documento.

A partir de las mediciones obtenidas, se consideran los valores percentiles más adecuados para el diseño de la prótesis transfemoral. Para la determinación de los percentiles se empleó una hoja de cálculo, que desarrolla el procedimiento de cálculo de los valores de los cien percentiles tomando en cuenta los datos disponibles de forma no agrupada.

La fórmula de cálculo de la posición de los percentiles para datos agrupados es la siguiente:

$$m = 1 + 3,3 \log n \quad (2)$$

$$\text{Rango} = \text{Valor}_{\text{máx}} - \text{Valor}_{\text{mín}} \quad (3)$$

$$i = \frac{\text{Rango}}{m} \quad (4)$$

$$c_n = \frac{k \cdot n}{100} \quad (5)$$

$$k_n = c_n - F_{i-1} \quad (6)$$

$$P_k = L_i + \frac{i \cdot k_n}{f_i} \quad (7)$$

Donde:

m número de intervalos.

n número de datos.

i amplitud de los intervalos.

f_i frecuencia absoluta.

F_i frecuencia acumulada.

c_n número de datos que corresponde a cada percentil.

k número de percentil que se desea encontrar.

L_i Límite inferior del intervalo.

P_k valor del percentil k a partir de los datos ordenados de manera ascendente.

2.3 MÉTODOS DE SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS

Para hacer efectivo el diseño de una prótesis de pierna ergonómica es necesario establecer alternativas, con la finalidad de seleccionar la opción más idónea en términos de algunos aspectos de interés. A continuación, se enuncian los aspectos considerados:

- Bajo costo

- Funcionalidad y fiabilidad
- Facilidad de manufactura y ensamblaje
- Innovación Tecnológica
- Ergonomía

El costo es fundamental, ya que la alternativa escogida debe ser la más económica, de manera que sea accesible para la ejecución del proyecto. El costo contempla no solamente la adquisición de los materiales sino también la construcción del prototipo, lo que implica cubrir la mano de obra.

La funcionalidad y fiabilidad son aspectos relevantes, debido a que la prótesis de pierna ergonómica para amputación transfemoral debe tener la capacidad de sustituir a la operatividad de la rodilla, pantorrilla, tobillo y pie de una persona. La fiabilidad es la probabilidad de que la pierna ergonómica cumpla la función de permitir que el usuario se apoye y camine de manera independiente durante un determinado tiempo.

La facilidad de manufactura y de ensamblaje, es de interés porque determina la viabilidad constructiva de la prótesis de la pierna ergonómica.

La innovación tecnológica es un aspecto de interés porque conforme avanza la tecnología se aprovechan de mejor manera los materiales y la funcionalidad de los dispositivos y elementos utilizados.

La ergonomía determina que la prótesis seleccionada sea la más cómoda y confortable para el usuario, de manera que su uso le permita asemejarse a la situación de contar con una pierna real.

2.3.1 Métodos de evaluación de soluciones

En el desarrollo del proceso de diseño, conjuntamente con la selección de las alternativas, corresponde efectuar la evaluación para la toma de decisiones. Estas evaluaciones tienen que ser ponderados con base en los distintos aspectos de interés del sistema, tomando en cuenta criterios que conllevan juicios de valor.

Las alternativas consideradas son tres y a partir de ellas se establecen los criterios de evaluación y la ponderación relativa.

2.3.1.1 Métodos Ordinales

El diseñador separa en forma ordenada las soluciones o alternativas de cada criterio. El inconveniente de estos métodos radica en la dificultad de fusionar los resultados parciales de los diferentes criterios en una evaluación general o global, debido a que no es sensible a las ponderaciones de los criterios.

2.3.1.2 Métodos Cardinales

Se realiza una cuantificación de los juicios respecto a la efectividad de las alternativas y la importancia de los criterios. Estos métodos contribuyen a la integración de las evaluaciones parciales en un resultado global, aunque generalmente la cuantificación es arbitraria, principalmente al comienzo de las etapas del diseño.

2.3.1.3 Método ordinal corregido de criterios ponderados

Se constituye en el método más recomendado, en razón de que facilita alcanzar resultados globales significativos. Este método se basa en tablas en las que se comparan directamente entre pares de criterios y se designan valores según se cumpla lo siguiente:

- 1 si el criterio o solución de las filas es superior o es mejor que el de las columnas.
- 0.5 si el criterio o solución de las filas es equivalente o igual al de las columnas.
- 0 si el criterio o solución de las filas es inferior o peor que el de las columnas.

Para cada criterio se adicionan los valores designados en relación a los restantes criterios, al cual se añade una unidad para evitar una valoración nula; luego se adiciona otra columna para calcular los valores ponderados para cada criterio. Al

final, la evaluación total para cada una de las soluciones resulta de la suma de los productos de cada solución por el respectivo criterio.

2.4 Metodología de trabajo para toma de datos y diseño

Mediante la revisión del estado del arte se abordan los aspectos inherentes a ergonomía, datos antropométricos de los miembros corporales de las extremidades inferiores, sistemas mecánicos, biomecánica y criterios de diseño de prótesis ergonómicas.

Toma de datos de los miembros corporales de las extremidades inferiores de una muestra de personas, a partir de los cuales se seleccionan los percentiles más adecuados para una persona con discapacidad en su extremidad inferior, de modo que las medidas sirvan de referente para el dimensionamiento de las piezas mecánicas que se adaptarán al usuario.

Selección de los materiales apropiados para el diseño de la prótesis ergonómica transfemoral de pierna, con base en los criterios de máxima resistencia a través del análisis FEM y la disponibilidad en el mercado, así como del método de construcción que se adapte a los materiales escogidos.

Formulación de alternativas de diseño y determinación de la opción más viable con base en la ponderación de los aspectos como costo, funcionalidad, manufactura y montaje, ergonomía y fiabilidad. Se plantean los métodos de evaluación de las soluciones, para la selección de la alternativa más idónea, a partir de la cual se diseñan en un software CAD 3D los elementos que formarán parte de la prótesis de pierna y se simula el funcionamiento en un software CAE.

CAPÍTULO III

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

3.1.1 Selección de alternativas

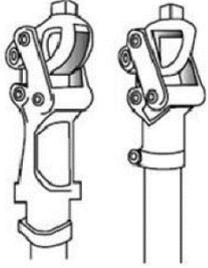
Inicialmente se establecieron tres alternativas de diseño para la prótesis ergonómica transfemoral. Para la selección de la alternativa más idónea se empleó el método ordinal corregido de criterios ponderados.

3.1.1.1 Rodilla

A continuación, se presentan las principales características de las tres alternativas consideradas para la rodilla:

Tabla 5. Características de las tres alternativas de diseño de la rodilla.

Alternativa	Características	Ventajas y desventajas
<p>Alternativa 1</p> <p>Mecánicas monocéntricas</p> 	<p>Las rodillas monocéntricas tienen un movimiento semejante al de una bisagra, de modo que la rotación ocurre únicamente en el plano sagital. Se basa en un mecanismo triangular con dos lados constantes y el tercero efectúa la tarea de extensión de la pierna y varía proporcionalmente al ángulo de flexo-extensión. El ciclo de la marcha consta de las fases de apoyo y balanceo [9].</p>	<p>Entre sus ventajas, se destaca que poseen un elemento que ayuda a absorber la energía durante la fase de apoyo y extiende la prótesis durante la fase de balanceo. El eje articular está localizado atrás del eje de carga, para impedir que el eje se flexione cuando el pie toque el suelo por vez primera.</p> <p>Entre las desventajas consta la necesidad de que el usuario realice una fuerza para que se ejecute un movimiento. También, en la fase de apoyo del talón la rodilla no se debe flexionar y en la fase final, el usuario de la prótesis debe ser capaz de flexionarla.</p>

Alternativa	Características	Ventajas y desventajas
<p data-bbox="339 573 523 719">Alternativa 2 Mecánicas policéntricas</p> 	<p data-bbox="580 421 880 1211">Las rodillas policéntricas efectúan un movimiento combinado de giro y traslación por su multiaxialidad, poseen un punto de giro que cambia de posición. Generalmente se basan en un mecanismo de cuatro barras (ejes de rotación conectados por 4 eslabones rígidos y 4 puntos de pivote), que tienen por objeto brindar buena estabilidad al paciente [9] [10].</p>	<p data-bbox="903 293 1401 1335">La ventaja principal de este tipo de rodilla es la estabilidad que permite alcanzar en la fase de postura y naturalidad en el movimiento de flexión. También posee la capacidad de proporcionar una separación del pie mientras se camina, permitiendo alcanzar una óptima flexión, lo que le permite al usuario caminar con mayor seguridad en la fase de oscilación. Al igual que en el caso de las prótesis monocéntricas, las policéntricas demandan de que el usuario realice una fuerza para que se ejecute un movimiento. También, en la fase de apoyo del talón la rodilla no se debe flexionar y en la fase final, el usuario de la prótesis debe ser capaz de flexionarla. Además se tiene la desventaja de que el diseño es complejo porque abarca múltiples centros de rotación, los materiales en su mayoría son metálicos, lo que hace que sean prótesis pesadas.</p>
<p data-bbox="339 1406 523 1507">Alternativa 3 Mioeléctrica</p> 	<p data-bbox="580 1384 880 1906">Están basados en la señal eléctrica de entre 5 a 20 V que producen los músculos del cuerpo al flexionarse o contraerse, fenómeno producido por la interacción física en el cuerpo. Las partes principales son: articulación y encaje superior o socket [9].</p>	<p data-bbox="903 1350 1401 1935">Como principal ventaja se destaca que su funcionamiento se basa en la captación de los pulsos eléctricos generados en los músculos corporales, haciendo posible que el usuario únicamente flexione los músculos para que se realice el movimiento. Entre las desventajas de este tipo de rodillas, está el hecho de que son costosas, la dificultad de su diseño y construcción (componentes mecánicos y electrónicos) y demandan un plan de mantenimiento regular.</p>

Fuente: Autor.

Para la selección de la alternativa más idónea, se presenta el análisis de factibilidad, para lo cual se consideran, por una parte los criterios ponderados para elección y por otra las tres alternativas. En este sentido, los criterios a considerar son los siguientes:

- Bajo costo
- Funcionalidad y fiabilidad
- Facilidad de manufactura y ensamblaje
- Innovación Tecnológica
- Ergonomía

Una vez establecidos los criterios corresponde desarrollar el análisis de factibilidad, conforme se detalla a continuación:

Tabla 6. Criterios ponderados para la selección de alternativas.

Bajo costo > Funcionalidad y fiabilidad > Ergonomía > Facilidad de manufactura y ensamblaje > Innovación Tecnológica							
Criterio	Bajo costo	Funcionalidad y fiabilidad	Facilidad de manufactura y ensamblaje	Innovación Tecnológica	Ergonomía	$\Sigma+1$	Ponderado
Bajo costo		0,5	1	1	1	4,5	0,300
Funcionalidad y fiabilidad	0,5		0,5	1	1	4	0,267
Facilidad de manufactura y ensamblaje	0	0,5		1	0	2,5	0,167
Innovación Tecnológica	0	0	0		0	1	0,067
Ergonomía	0	0	1	1		3	0,200
Suma		-				15	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 7. Criterios de ponderación de alternativas: Bajo costo.

Alternativa 1 > Alternativa 2 > Alternativa 3					
Criterio	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\Sigma+1$	Ponderado
Alternativa 1		1	1	3	0,500
Alternativa 2	0		1	2	0,333
Alternativa 3	0	0		1	0,167
Suma				6	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 8. Criterios de ponderación de alternativas: Funcionalidad y fiabilidad.

Alternativa 2 = Alternativa 3 > Alternativa 1					
Criterio	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\Sigma+1$	Ponderado
Alternativa 1		0	0	1	0,167
Alternativa 2	1		0,5	2,5	0,417
Alternativa 3	1	0,5		2,5	0,417
Suma				6	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 9. Criterios de ponderación de alternativas: Facilidad de manufactura y ensamblaje.

Alternativa 1 > Alternativa 2 > Alternativa 3					
Criterio	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\Sigma+1$	Ponderado
Alternativa 1		1	1	3	0,500
Alternativa 2	0		1	2	0,333
Alternativa 3	0	0		1	0,167
Suma				6	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 10. Criterios de ponderación de alternativas: Innovación tecnológica.

Alternativa 3 > Alternativa 1 = Alternativa 2					
Criterio	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\Sigma+1$	Ponderado
Alternativa 1		0,5	0	1,5	0,250
Alternativa 2	0,5		0	1,5	0,250
Alternativa 3	1	1		3	0,500
Suma				6	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 11. Criterios de ponderación de alternativas: Ergonomía.

Alternativa 3 > Alternativa 1 = Alternativa 2					
Criterio	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\Sigma+1$	Ponderado
Alternativa 1		0,5	0	1,5	0,250
Alternativa 2	0,5		0	1,5	0,250
Alternativa 3	1	1		3	0,500
Suma				6	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 12. Ponderación final alternativas vs criterios, para la elección de la alternativa más idónea.

Criterio	Bajo costo	Funcionalidad y fiabilidad	Facilidad de manufactura y ensamblaje	Innovación Tecnológica	Ergonomía	Σ	Prioridad
Alternativa 1	0,1500	0,0444	0,0833	0,0167	0,0500	0,3444	1
Alternativa 2	0,1000	0,1111	0,0556	0,0167	0,0500	0,3333	2
Alternativa 3	0,0500	0,1111	0,0278	0,0333	0,1000	0,3222	3

Fuente: Autor.

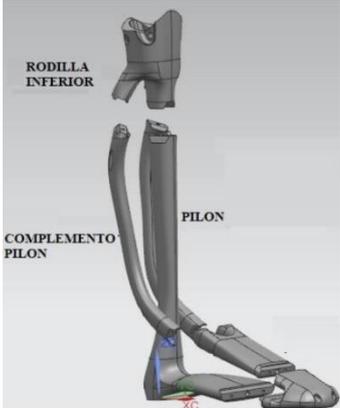
De acuerdo al resultado de la ponderación de los criterios para las tres alternativas planteadas, corresponde seleccionar la alternativa 1, que consiste en una rodilla de tipo mecánica monocéntrica.

3.1.1.2 Pilón-pierna

A continuación, se presentan las principales características de las tres alternativas consideradas para la pierna:

Tabla 13. Características de las tres alternativas de diseño del pilón.

Alternativa	Características	Ventajas y desventajas
<p>Alternativa 1</p> <p>De cilindro de extensión fija</p> 	<p>Consiste en un cilindro que reemplaza a los huesos tibia y peroné. Su función se centra en la sujeción de la parte exoesquelética, uniendo al encaje y tobillo-pie. La altura es fija del miembro es fija y se pueden complementar con un encaje o recubrimiento externo.</p>	<p>La ventaja más destacable es su gran adaptabilidad a la unión con otros elementos de la prótesis. La principal desventaja es que la altura del miembro es fija, razón por la cual el diseño estará dirigido a una persona en particular.</p>

Alternativa	Características	Ventajas y desventajas
<p data-bbox="331 293 667 434">Alternativa 2 De cilindro de extensión regulable</p> 	<p data-bbox="715 293 1032 869">Similar al caso de la alternativa 1, se trata de un cilindro que cumple la función de brindar estabilidad a la prótesis, asemejándose a una tibia y peroné de una pierna humana. En este caso la altura a la que se puede extender es regulable. También se pueden complementar con un encaje un recubrimiento exterior.</p>	<p data-bbox="1054 293 1401 831">Las ventajas más destacadas son la adaptabilidad a la unión con los mecanismos de la rodilla de cualquier tipo que ésta sea (monocéntrica, policéntrica o mioeléctrica) y la capacidad de regulación de su altura, para que pueda ser utilizada por más de un usuario.</p>
<p data-bbox="384 983 609 1124">Alternativa 3 Pilón de sección rectangular</p> 	<p data-bbox="715 1111 1032 1473">Este diseño surge como un prototipo, que tiene por objeto brindar nuevas alternativas estéticas diferentes a los tradicionales pilones cilíndricos. La construcción se puede efectuar mediante impresión 3D [11].</p>	<p data-bbox="1054 887 1401 1653">La ventaja de este tipo de pilones es que la sección transversal tiene un área más grande, que además está sujeta por un complemento, dando una sensación de mayor estabilidad al usuario (aunque en realidad no se ha comprobado que realmente sea más estable). La principal desventaja es que es rígido (limitado movimiento de rotación) y poco adaptable a la unión con los otros elementos de las prótesis transfemorales, como encajes, rodillas, tobillo y plantillas.</p>

Fuente: Autor.

Para la selección de la alternativa más apropiada, se presenta el análisis de factibilidad, para lo cual se consideran los mismos criterios ponderados del caso de la rodilla y las tres alternativas de la Tabla 13. En este sentido, los criterios de ponderación son los siguientes:

Tabla 14. Criterios ponderados para la selección de alternativas.

Bajo costo > Funcionalidad y fiabilidad > Ergonomía > Facilidad de manufactura y ensamblaje > Innovación Tecnológica							
Criterio	Bajo costo	Funcionalidad y fiabilidad	Facilidad de manufactura y ensamblaje	Innovación Tecnológica	Ergonomía	$\Sigma+1$	Ponderado
Bajo costo		0,5	1	1	1	4,5	0,300
Funcionalidad y fiabilidad	0,5		0,5	1	1	4	0,267
Facilidad de manufactura y ensamblaje	0	0,5		1	0	2,5	0,167
Innovación Tecnológica	0	0	0		0	1	0,067
Ergonomía	0	0	1	1		3	0,200
Suma						15	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 15. Criterios de ponderación de alternativas: Bajo costo.

Alternativa 1 > Alternativa 2 > Alternativa 3					
Criterio	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\Sigma+1$	Ponderado
Alternativa 1		1	1	3	0,500
Alternativa 2	0		1	2	0,333
Alternativa 3	0	0		1	0,167
Suma				6	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 16. Criterios de ponderación de alternativas: Funcionalidad y fiabilidad.

Alternativa 2 > Alternativa 1 > Alternativa 3					
Criterio	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\Sigma+1$	Ponderado
Alternativa 1		0	1	2	0,333
Alternativa 2	1		1	3	0,500
Alternativa 3	0	0		1	0,167
Suma				6	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 17. Criterios de ponderación de alternativas: Facilidad de manufactura y ensamblaje.

Alternativa 3 > Alternativa 1 > Alternativa 2					
Criterio	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\Sigma+1$	Ponderado
Alternativa 1		1	0	2	0,333

Alternativa 3 > Alternativa 1 > Alternativa 2					
Criterio	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\Sigma+1$	Ponderado
Alternativa 2	0		0	1	0,167
Alternativa 3	1	1		3	0,500
Suma				6	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 18. Criterios de ponderación de alternativas: Innovación tecnológica.

Alternativa 2 = Alternativa 3 > Alternativa 1					
Criterio	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\Sigma+1$	Ponderado
Alternativa 1		0	0	1	0,167
Alternativa 2	1		0,5	2,5	0,417
Alternativa 3	1	0,5		2,5	0,417
Suma				6	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 19. Criterios de ponderación de alternativas: Ergonomía.

Alternativa 2 > Alternativa 1 = Alternativa 3					
Criterio	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\Sigma+1$	Ponderado
Alternativa 1		0	0,5	1,5	0,250
Alternativa 2	1		1	3	0,500
Alternativa 3	0,5	0		1,5	0,250
Suma				6	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 20. Ponderación final alternativas vs criterios, para la elección de la alternativa más idónea.

Criterio	Bajo costo	Funcionalidad y fiabilidad	Facilidad de manufactura y ensamble	Innovación Tecnológica	Ergonomía	Σ	Prioridad
Alternativa 1	0,1500	0,0889	0,0556	0,0111	0,0500	0,3556	2
Alternativa 2	0,1000	0,1333	0,0278	0,0278	0,1000	0,3889	1
Alternativa 3	0,0500	0,0444	0,0833	0,0278	0,0500	0,2556	3

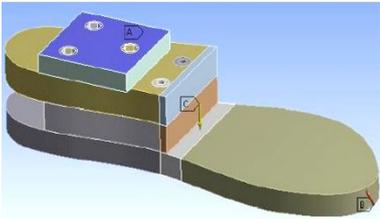
Fuente: Autor.

De acuerdo al resultado de la ponderación, la solución más conveniente (prioridad 1) es la alternativa 2, un pilón de cilindro de extensión regulable.

3.1.1.3 Pie protésico o plantilla

A continuación, se presentan las principales características de las tres alternativas consideradas para la plantilla:

Tabla 21. Características de las tres alternativas de diseño de la plantilla o pie.

Alternativa	Características	Ventajas y desventajas
<p style="text-align: center;">Alternativa 1</p> <p style="text-align: center;">Pie protésico de respuesta dinámica</p> 	<p>Consiste en una prótesis, cuyo pie posee una parte central deformable (que realiza un movimiento tipo resorte), brindando una sensación intuitiva en el caminar.</p>	<p>La ventaja de este tipo de pie protésico radica en que absorbe la energía generada por el contacto del pie con el terreno, la cual se utiliza para el impulso corporal para el movimiento de la persona.</p>
<p style="text-align: center;">Alternativa 2</p> <p style="text-align: center;">Pie protésico de múltiples plantas</p> 	<p>Este tipo de pie protésico está conformado por varias plantas de soporte en el talón y básicamente está destinado para un usuario que tenga una amputación a nivel de la tibia o transtibial [1].</p>	<p>La principal ventaja radica en que posee un buen soporte al peso del usuario, proporcionando un buen rango de movimiento y estabilidad en la articulación. Este diseño no se ha probado en prótesis transfemorales, por lo que no se desconoce la funcionalidad que podría presentar.</p>

Alternativa	Características	Ventajas y desventajas
<p>Alternativa 3 Plantilla protésica de respuesta dinámica modelo deportiva</p> 	<p>Al igual que la alternativa 1, este diseño se destina a brindar un efecto de amortiguación cuando el talón toma contacto con el piso, a la vez que facilitan el impulso amortiguan cuando los talones contactan el terreno y que utilizan la energía absorbida para impulsar el pie hacia adelante</p>	<p>La principal ventaja es que absorben la energía generada al tomar contacto el pie con el piso, la cual sirve para impulsar el movimiento corporal. Además, al tratarse de un modelo deportivo, permite el desplazamiento rápido del usuario.</p>

Fuente: Autor.

Para la selección de la alternativa más apropiada, se presenta el análisis de factibilidad, para lo cual se consideran los mismos criterios ponderados del caso de la rodilla y las tres alternativas de la Tabla 13. En este sentido, los criterios de ponderación son los siguientes:

Tabla 22. Criterios ponderados para la selección de alternativas.

Bajo costo > Funcionalidad y fiabilidad > Ergonomía > Facilidad de manufactura y ensamblaje > Innovación Tecnológica							
Criterio	Bajo costo	Funcionalidad y fiabilidad	Facilidad de manufactura y ensamblaje	Innovación Tecnológica	Ergonomía	$\Sigma+1$	Ponderado
Bajo costo		0,5	1	1	1	4,5	0,300
Funcionalidad y fiabilidad	0,5		0,5	1	1	4	0,267
Facilidad de manufactura y ensamblaje	0	0,5		1	0	2,5	0,167
Innovación Tecnológica	0	0	0		0	1	0,067
Ergonomía	0	0	1	1		3	0,200
Suma						15	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 23. Criterios de ponderación de alternativas: Bajo costo.

Alternativa 1 > Alternativa 2 > Alternativa 3					
Criterio	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\Sigma+1$	Ponderado
Alternativa 1		1	1	3	0,500
Alternativa 2	0		1	2	0,333
Alternativa 3	0	0		1	0,167
Suma				6	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 24. Criterios de ponderación de alternativas: Funcionalidad y fiabilidad.

Alternativa 2 > Alternativa 1 > Alternativa 3					
Criterio	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\Sigma+1$	Ponderado
Alternativa 1		0	1	2	0,333
Alternativa 2	1		1	3	0,500
Alternativa 3	0	0		1	0,167
Suma				6	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 25. Criterios de ponderación de alternativas: Facilidad de manufactura y ensamblaje.

Alternativa 3 > Alternativa 1 > Alternativa 2					
Criterio	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\Sigma+1$	Ponderado
Alternativa 1		1	0	2	0,333
Alternativa 2	0		0	1	0,167
Alternativa 3	1	1		3	0,500
Suma				6	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 26. Criterios de ponderación de alternativas: Innovación tecnológica.

Alternativa 2 = Alternativa 3 > Alternativa 1					
Criterio	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\Sigma+1$	Ponderado
Alternativa 1		0	0	1	0,167
Alternativa 2	1		0,5	2,5	0,417
Alternativa 3	1	0,5		2,5	0,417
Suma				6	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 27. Criterios de ponderación de alternativas: Ergonomía.

Alternativa 2 > Alternativa 1 = Alternativa 3					
Criterio	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	$\Sigma+1$	Ponderado
Alternativa 1		0	0,5	1,5	0,250
Alternativa 2	1		1	3	0,500
Alternativa 3	0,5	0		1,5	0,250
Suma				6	1,000

Fuente: Autor.

Tabla 28. Ponderación final alternativas vs criterios, para la elección de la alternativa más idónea.

Criterio	Bajo costo	Funcionalidad y fiabilidad	Facilidad de manufactura y ensamble	Innovación Tecnológica	Ergonomía	Σ	Prioridad
Alternativa 1	0,1500	0,0889	0,0556	0,0111	0,0500	0,3556	2
Alternativa 2	0,1000	0,1333	0,0278	0,0278	0,1000	0,3889	1
Alternativa 3	0,0500	0,0444	0,0833	0,0278	0,0500	0,2556	3

Fuente: Autor.

De acuerdo al resultado de la ponderación, la solución más conveniente es la 3, que consiste en el pie protésico deportivo.

3.1.1.4 Alternativa de diseño de la prótesis transfemoral

Una vez seleccionadas las alternativas de rodilla, pierna y plantilla, se enuncian las características que tendrá la prótesis a ser diseñada en el presente proyecto:

Tabla 29. Características del diseño seleccionado.

Parte de la prótesis	Características	Ventajas y desventajas
Alternativa Prótesis por accionamiento hidráulico	La prótesis transfemoral está conformada por un socket o encaje superior, un pilón con un cilindro en su interior con un recubrimiento de pp polímero y una plantilla-acople. El diseño de la rodilla de tipo monocéntrica tiene una buena capacidad de adaptabilidad a la longitud de la rodilla - tobillo de dos personas (percentiles 95% y 5%).	Brinda confort ergonómico al usuario y es modular. Es la alternativa más ligera.

Parte de la prótesis	Características	Ventajas y desventajas
	<p>Existe disponibilidad de adquisición de los elementos en el mercado nacional.</p> <p>El pilón un cilindro hidráulico, que opera en un rango de presión de 140-200 psi con una carrera del émbolo de 10 cm, para generar la fuerza de impulso para el movimiento. Además es regulable la altura del pilón para permitir que pueda ser utilizada por varios usuarios.</p> <p>El acople principal del pie protésico modelo deportivo brinda una buena capacidad de amortiguación, estabilidad y permite adquirir un buen impulso gracias a la absorción de la energía producida por el contacto de la plantilla con el piso.</p> <p>La prótesis de acople a la pierna posee la capacidad de un acople firme y estable a la pierna. Para la unión prótesis con parte intermedia se utiliza un acople unidos.</p>	<p>Es adaptable a dos longitudes de la distancia rodilla-tobillo.</p> <p>Es un diseño funcional y fiable.</p> <p>Es innovador desde el punto de vista tecnológico.</p>

Fuente: Autor.

A continuación en la Figura 5, se presenta una imagen del prototipo de prótesis transfemoral a partir de las alternativas seleccionadas para la rodilla, la pierna y la plantilla, como sigue:

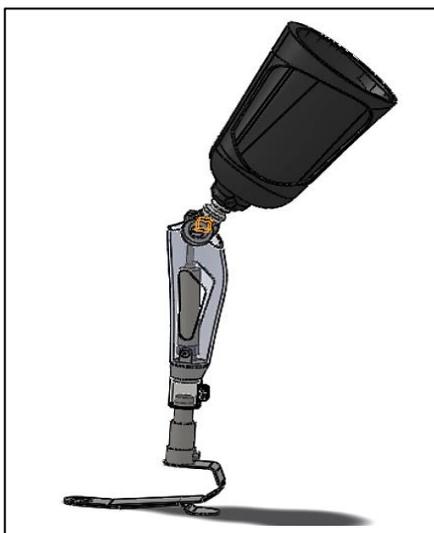


Figura 5: Diseño de la prótesis transfemoral.

Fuente: Autor.

Con base en las alternativas seleccionadas, se utilizarán los siguientes materiales para Las principales características de la prótesis transfemoral a diseñar son:

Tabla 30. Materiales de las partes principales de la prótesis.

Parte de la prótesis	Propiedades
Socket o encaje superior	Es una fibra de tipo sintética, constituida por filamentos de carbono, fabricada a partir del poliacrilonitrilo. Posee propiedades mecánicas semejantes al acero, siendo un material ligero como la madera o el plástico. En el caso de su utilización en el socket de la prótesis, permite absorber la energía del impacto del talón cuando la persona se encuentra caminando, lo que le brinda una marcha natural.
Prótesis pierna	El polímero polipropileno PP es un termoplástico, parcialmente cristalino, obtenido a partir de la polimerización del propileno. Este material presenta buena resistencia contra los solventes químicos. Es uno de los materiales polímeros que tienen el mayor porcentaje de alargamiento de rotura en tracción.
Plantilla y acople	El material es un termoplástico, que posee buena resistencia mecánica y rigidez. El polímero acetal además presenta características de deslizamiento y buena resistencia al desgaste, con una baja absorción de humedad.

Fuente: Autor.

3.1.2 Medidas antropométricas para el diseño de la prótesis

Una vez recopilados los 13 datos antropométricos de la muestra de 360 personas, cuyos datos se presentan en el Anexo B del presente documento, se procedió a determinar los percentiles correspondientes, para lo cual primeramente se determinó el número de intervalos a partir de la fórmula (2), luego se halla el rango de los datos tomando en cuenta los valores mínimos y máximos con la fórmula (3), la amplitud de los intervalos con la formula (4), el número de datos que corresponde a cada percentil (5), la diferencia entre el número de datos de cada percentil y la frecuencia acumulada menos 1 con la fórmula (6), y por último los valores de los percentiles con la fórmula (7). A partir de la aplicación de las fórmulas se obtuvieron los siguientes resultados:

3.1.2.1 Medida 1: Cadera-Amputación

Tabla 31. Rango e intervalos.

Rango (R)	10
Número de intervalos (m)	10
Amplitud del intervalo (i)	1
Valor máximo	33
Valor mínimo	23
Nº Datos (n)	360

Fuente: Autor.

Tabla 32. Tabla de frecuencias de la cadera-amputación.

Tabla de frecuencias				
Nº intervalo	Límite inferior	Límite inferior	Frecuencia simple	Frecuencia acumulada
0	22	22,9	0	0
1	23	23,9	29	29
2	24	24,9	34	63
3	25	25,9	19	82
4	26	26,9	44	126
5	27	27,9	34	160
6	28	28,9	21	181
7	29	29,9	41	222
8	30	30,9	55	277
9	31	31,9	18	295
10	32	33,0	65	360
	Total		360	

Fuente: Autor.

Tabla 33. Tabla de frecuencias de la cadera-amputación.

Número de percentil (k)	C_n	F_{a-1}	K_n	Percentiles
1	3,6	0	3,6	23,12
2	7,2	0	7,2	23,25
3	10,8	0	10,8	23,37
4	14,4	0	14,4	23,50
5	18,0	0	18,0	23,62
6	21,6	0	21,6	23,74
7	25,2	0	25,2	23,87
8	28,8	0	28,8	23,99
9	32,4	29	3,4	24,10
10	36,0	29	7,0	24,21
11	39,6	29	10,6	24,31
12	43,2	29	14,2	24,42

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
13	46,8	29	17,8	24,52
14	50,4	29	21,4	24,63
15	54,0	29	25,0	24,74
16	57,6	29	28,6	24,84
17	61,2	29	32,2	24,95
18	64,8	63	1,8	25,09
19	68,4	63	5,4	25,28
20	72,0	63	9,0	25,47
21	75,6	63	12,6	25,66
22	79,2	63	16,2	25,85
23	82,8	82	0,8	26,02
24	86,4	82	4,4	26,10
25	90,0	82	8,0	26,18
26	93,6	82	11,6	26,26
27	97,2	82	15,2	26,35
28	100,8	82	18,8	26,43
29	104,4	82	22,4	26,51
30	108,0	82	26,0	26,59
31	111,6	82	29,6	26,67
32	115,2	82	33,2	26,75
33	118,8	82	36,8	26,84
34	122,4	82	40,4	26,92
35	126,0	126	0,0	27,00
36	129,6	126	3,6	27,11
37	133,2	126	7,2	27,21
38	136,8	126	10,8	27,32
39	140,4	126	14,4	27,42
40	144,0	126	18,0	27,53
41	147,6	126	21,6	27,64
42	151,2	126	25,2	27,74
43	154,8	126	28,8	27,85
44	158,4	126	32,4	27,95
45	162,0	160	2,0	28,10
46	165,6	160	5,6	28,27
47	169,2	160	9,2	28,44
48	172,8	160	12,8	28,61
49	176,4	160	16,4	28,78
50	180,0	160	20,0	28,95
51	183,6	181	2,6	29,06
52	187,2	181	6,2	29,15
53	190,8	181	9,8	29,24
54	194,4	181	13,4	29,33
55	198,0	181	17,0	29,41

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
56	201,6	181	20,6	29,50
57	205,2	181	24,2	29,59
58	208,8	181	27,8	29,68
59	212,4	181	31,4	29,77
60	216,0	181	35,0	29,85
61	219,6	181	38,6	29,94
62	223,2	222	1,2	30,02
63	226,8	222	4,8	30,09
64	230,4	222	8,4	30,15
65	234,0	222	12,0	30,22
66	237,6	222	15,6	30,28
67	241,2	222	19,2	30,35
68	244,8	222	22,8	30,41
69	248,4	222	26,4	30,48
70	252,0	222	30,0	30,55
71	255,6	222	33,6	30,61
72	259,2	222	37,2	30,68
73	262,8	222	40,8	30,74
74	266,4	222	44,4	30,81
75	270,0	222	48,0	30,87
76	273,6	222	51,6	30,94
77	277,2	277	0,2	31,01
78	280,8	277	3,8	31,21
79	284,4	277	7,4	31,41
80	288,0	277	11,0	31,61
81	291,6	277	14,6	31,81
82	295,2	295	0,2	32,00
83	298,8	295	3,8	32,06
84	302,4	295	7,4	32,11
85	306,0	295	11,0	32,17
86	309,6	295	14,6	32,22
87	313,2	295	18,2	32,28
88	316,8	295	21,8	32,34
89	320,4	295	25,4	32,39
90	324,0	295	29,0	32,45
91	327,6	295	32,6	32,50
92	331,2	295	36,2	32,56
93	334,8	295	39,8	32,61
94	338,4	295	43,4	32,67
95	342,0	295	47,0	32,72
96	345,6	295	50,6	32,78
97	349,2	295	54,2	32,83
98	352,8	295	57,8	32,89

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
99	356,4	295	61,4	32,94
100	360,0	295	65,0	33,00

Fuente: Autor.

3.1.2.2 Medida 2: Circunferencia de amputación

Tabla 34. Rango e intervalos.

Rango (R)	17
Número de intervalos (m)	10
Amplitud del intervalo (i)	2
Valor máximo	59
Valor mínimo	42
Nº Datos (n)	360

Fuente: Autor.

Tabla 35. Tabla de frecuencias de la circunferencia de amputación.

Tabla de frecuencias				
Nº intervalo	Límite inferior	Límite inferior	Frecuencia simple	Frecuencia acumulada
0	40	41,9	0	0
1	42	43,9	10	10
2	44	45,9	37	47
3	46	47,9	82	129
4	48	49,9	85	214
5	50	51,9	77	291
6	52	53,9	49	340
7	54	55,9	14	354
8	56	57,9	5	359
9	58	59,9	1	360
10	60	62,0	0	360
	Total		360	

Fuente: Autor.

Tabla 36. Percentiles de la circunferencia de amputación.

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
1	3,6	0	3,6	42,72
2	7,2	0	7,2	43,44
3	10,8	10	0,8	44,04
4	14,4	10	4,4	44,24
5	18,0	10	8,0	44,43

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
6	21,6	10	11,6	44,63
7	25,2	10	15,2	44,82
8	28,8	10	18,8	45,02
9	32,4	10	22,4	45,21
10	36,0	10	26,0	45,41
11	39,6	10	29,6	45,60
12	43,2	10	33,2	45,79
13	46,8	10	36,8	45,99
14	50,4	47	3,4	46,08
15	54,0	47	7,0	46,17
16	57,6	47	10,6	46,26
17	61,2	47	14,2	46,35
18	64,8	47	17,8	46,43
19	68,4	47	21,4	46,52
20	72,0	47	25,0	46,61
21	75,6	47	28,6	46,70
22	79,2	47	32,2	46,79
23	82,8	47	35,8	46,87
24	86,4	47	39,4	46,96
25	90,0	47	43,0	47,05
26	93,6	47	46,6	47,14
27	97,2	47	50,2	47,22
28	100,8	47	53,8	47,31
29	104,4	47	57,4	47,40
30	108,0	47	61,0	47,49
31	111,6	47	64,6	47,58
32	115,2	47	68,2	47,66
33	118,8	47	71,8	47,75
34	122,4	47	75,4	47,84
35	126,0	47	79,0	47,93
36	129,6	129	0,6	48,01
37	133,2	129	4,2	48,10
38	136,8	129	7,8	48,18
39	140,4	129	11,4	48,27
40	144,0	129	15,0	48,35
41	147,6	129	18,6	48,44
42	151,2	129	22,2	48,52
43	154,8	129	25,8	48,61
44	158,4	129	29,4	48,69
45	162,0	129	33,0	48,78
46	165,6	129	36,6	48,86
47	169,2	129	40,2	48,95
48	172,8	129	43,8	49,03

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
49	176,4	129	47,4	49,12
50	180,0	129	51,0	49,20
51	183,6	129	54,6	49,28
52	187,2	129	58,2	49,37
53	190,8	129	61,8	49,45
54	194,4	129	65,4	49,54
55	198,0	129	69,0	49,62
56	201,6	129	72,6	49,71
57	205,2	129	76,2	49,79
58	208,8	129	79,8	49,88
59	212,4	129	83,4	49,96
60	216,0	214	2,0	50,05
61	219,6	214	5,6	50,15
62	223,2	214	9,2	50,24
63	226,8	214	12,8	50,33
64	230,4	214	16,4	50,43
65	234,0	214	20,0	50,52
66	237,6	214	23,6	50,61
67	241,2	214	27,2	50,71
68	244,8	214	30,8	50,80
69	248,4	214	34,4	50,89
70	252,0	214	38,0	50,99
71	255,6	214	41,6	51,08
72	259,2	214	45,2	51,17
73	262,8	214	48,8	51,27
74	266,4	214	52,4	51,36
75	270,0	214	56,0	51,45
76	273,6	214	59,6	51,55
77	277,2	214	63,2	51,64
78	280,8	214	66,8	51,74
79	284,4	214	70,4	51,83
80	288,0	214	74,0	51,92
81	291,6	291	0,6	52,02
82	295,2	291	4,2	52,17
83	298,8	291	7,8	52,32
84	302,4	291	11,4	52,47
85	306,0	291	15,0	52,61
86	309,6	291	18,6	52,76
87	313,2	291	22,2	52,91
88	316,8	291	25,8	53,05
89	320,4	291	29,4	53,20
90	324,0	291	33,0	53,35
91	327,6	291	36,6	53,49

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
92	331,2	291	40,2	53,64
93	334,8	291	43,8	53,79
94	338,4	291	47,4	53,93
95	342,0	340	2,0	54,29
96	345,6	340	5,6	54,80
97	349,2	340	9,2	55,31
98	352,8	340	12,8	55,83
99	356,4	354	2,4	56,96
100	360,0	360	0,0	59,00

Fuente: Autor.

3.1.2.3 Medida 3: Amputación-Rodilla

Tabla 37. Rango e intervalos.

Rango (R)	5
Número de intervalos (m)	10
Amplitud del intervalo (i)	1
Valor máximo	17
Valor mínimo	12
Nº Datos (n)	360

Fuente: Autor.

Tabla 38. Tabla de frecuencias de la amputación-rodilla.

Tabla de frecuencias				
Nº intervalo	Límite inferior	Límite inferior	Frecuencia simple	Frecuencia acumulada
0	11	11,9	0	0
1	12	12,9	41	41
2	13	13,9	63	104
3	14	14,9	65	169
4	15	15,9	72	241
5	16	17,0	119	360
	Total		360	

Fuente: Autor.

Tabla 39. Percentiles de la amputación-rodilla.

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
1	3,6	0	3,6	12,09
2	7,2	0	7,2	12,18
3	10,8	0	10,8	12,26

Número de percentil (k)	C_n	F_{a-1}	K_n	Percentiles
4	14,4	0	14,4	12,35
5	18,0	0	18,0	12,44
6	21,6	0	21,6	12,53
7	25,2	0	25,2	12,61
8	28,8	0	28,8	12,70
9	32,4	0	32,4	12,79
10	36,0	0	36,0	12,88
11	39,6	0	39,6	12,97
12	43,2	41	2,2	13,03
13	46,8	41	5,8	13,09
14	50,4	41	9,4	13,15
15	54,0	41	13,0	13,21
16	57,6	41	16,6	13,26
17	61,2	41	20,2	13,32
18	64,8	41	23,8	13,38
19	68,4	41	27,4	13,43
20	72,0	41	31,0	13,49
21	75,6	41	34,6	13,55
22	79,2	41	38,2	13,61
23	82,8	41	41,8	13,66
24	86,4	41	45,4	13,72
25	90,0	41	49,0	13,78
26	93,6	41	52,6	13,83
27	97,2	41	56,2	13,89
28	100,8	41	59,8	13,95
29	104,4	104	0,4	14,01
30	108,0	104	4,0	14,06
31	111,6	104	7,6	14,12
32	115,2	104	11,2	14,17
33	118,8	104	14,8	14,23
34	122,4	104	18,4	14,28
35	126,0	104	22,0	14,34
36	129,6	104	25,6	14,39
37	133,2	104	29,2	14,45
38	136,8	104	32,8	14,50
39	140,4	104	36,4	14,56
40	144,0	104	40,0	14,62
41	147,6	104	43,6	14,67
42	151,2	104	47,2	14,73
43	154,8	104	50,8	14,78
44	158,4	104	54,4	14,84
45	162,0	104	58,0	14,89
46	165,6	104	61,6	14,95

Número de percentil (k)	C_n	F_{a-1}	K_n	Percentiles
47	169,2	169	0,2	15,00
48	172,8	169	3,8	15,05
49	176,4	169	7,4	15,10
50	180,0	169	11,0	15,15
51	183,6	169	14,6	15,20
52	187,2	169	18,2	15,25
53	190,8	169	21,8	15,30
54	194,4	169	25,4	15,35
55	198,0	169	29,0	15,40
56	201,6	169	32,6	15,45
57	205,2	169	36,2	15,50
58	208,8	169	39,8	15,55
59	212,4	169	43,4	15,60
60	216,0	169	47,0	15,65
61	219,6	169	50,6	15,70
62	223,2	169	54,2	15,75
63	226,8	169	57,8	15,80
64	230,4	169	61,4	15,85
65	234,0	169	65,0	15,90
66	237,6	169	68,6	15,95
67	241,2	241	0,2	16,00
68	244,8	241	3,8	16,03
69	248,4	241	7,4	16,06
70	252,0	241	11,0	16,09
71	255,6	241	14,6	16,12
72	259,2	241	18,2	16,15
73	262,8	241	21,8	16,18
74	266,4	241	25,4	16,21
75	270,0	241	29,0	16,24
76	273,6	241	32,6	16,27
77	277,2	241	36,2	16,30
78	280,8	241	39,8	16,33
79	284,4	241	43,4	16,36
80	288,0	241	47,0	16,39
81	291,6	241	50,6	16,43
82	295,2	241	54,2	16,46
83	298,8	241	57,8	16,49
84	302,4	241	61,4	16,52
85	306,0	241	65,0	16,55
86	309,6	241	68,6	16,58
87	313,2	241	72,2	16,61
88	316,8	241	75,8	16,64
89	320,4	241	79,4	16,67

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
90	324,0	241	83,0	16,70
91	327,6	241	86,6	16,73
92	331,2	241	90,2	16,76
93	334,8	241	93,8	16,79
94	338,4	241	97,4	16,82
95	342,0	241	101,0	16,85
96	345,6	241	104,6	16,88
97	349,2	241	108,2	16,91
98	352,8	241	111,8	16,94
99	356,4	241	115,4	16,97
100	360,0	360	0,0	17,00

Fuente: Autor.

3.1.2.4 Medida 4: Rodilla- Tobillo

Tabla 40. Rango e intervalos.

Rango (R)	14
Número de intervalos (m)	10
Amplitud del intervalo (i)	2
Valor máximo	47
Valor mínimo	33
Nº Datos (n)	360

Fuente: Autor.

Tabla 41. Tabla de frecuencias de la rodilla-tobillo.

Tabla de frecuencias				
Nº intervalo	Límite inferior	Límite inferior	Frecuencia simple	Frecuencia acumulada
0	31	32,9	0	0
1	33	34,9	17	17
2	35	36,9	73	90
3	37	38,9	87	177
4	39	40,9	71	248
5	41	42,9	55	303
6	43	44,9	54	357
7	45	46,9	2	359
8	47	48,9	1	360
9	49	50,9	0	360
	Total		360	

Fuente: Autor.

Tabla 42. Percentiles de la rodilla-tobillo.

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
1	3,6	0	3,6	33,42
2	7,2	0	7,2	33,85
3	10,8	0	10,8	34,27
4	14,4	0	14,4	34,69
5	18,0	17	1,0	35,03
6	21,6	17	4,6	35,13
7	25,2	17	8,2	35,22
8	28,8	17	11,8	35,32
9	32,4	17	15,4	35,42
10	36,0	17	19,0	35,52
11	39,6	17	22,6	35,62
12	43,2	17	26,2	35,72
13	46,8	17	29,8	35,82
14	50,4	17	33,4	35,92
15	54,0	17	37,0	36,01
16	57,6	17	40,6	36,11
17	61,2	17	44,2	36,21
18	64,8	17	47,8	36,31
19	68,4	17	51,4	36,41
20	72,0	17	55,0	36,51
21	75,6	17	58,6	36,61
22	79,2	17	62,2	36,70
23	82,8	17	65,8	36,80
24	86,4	17	69,4	36,90
25	90,0	90	0,0	37,00
26	93,6	90	3,6	37,08
27	97,2	90	7,2	37,17
28	100,8	90	10,8	37,25
29	104,4	90	14,4	37,33
30	108,0	90	18,0	37,41
31	111,6	90	21,6	37,50
32	115,2	90	25,2	37,58
33	118,8	90	28,8	37,66
34	122,4	90	32,4	37,74
35	126,0	90	36,0	37,83
36	129,6	90	39,6	37,91
37	133,2	90	43,2	37,99
38	136,8	90	46,8	38,08
39	140,4	90	50,4	38,16
40	144,0	90	54,0	38,24
41	147,6	90	57,6	38,32
42	151,2	90	61,2	38,41

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
43	154,8	90	64,8	38,49
44	158,4	90	68,4	38,57
45	162,0	90	72,0	38,66
46	165,6	90	75,6	38,74
47	169,2	90	79,2	38,82
48	172,8	90	82,8	38,90
49	176,4	90	86,4	38,99
50	180,0	177	3,0	39,08
51	183,6	177	6,6	39,19
52	187,2	177	10,2	39,29
53	190,8	177	13,8	39,39
54	194,4	177	17,4	39,49
55	198,0	177	21,0	39,59
56	201,6	177	24,6	39,69
57	205,2	177	28,2	39,79
58	208,8	177	31,8	39,90
59	212,4	177	35,4	40,00
60	216,0	177	39,0	40,10
61	219,6	177	42,6	40,20
62	223,2	177	46,2	40,30
63	226,8	177	49,8	40,40
64	230,4	177	53,4	40,50
65	234,0	177	57,0	40,61
66	237,6	177	60,6	40,71
67	241,2	177	64,2	40,81
68	244,8	177	67,8	40,91
69	248,4	248	0,4	41,01
70	252,0	248	4,0	41,15
71	255,6	248	7,6	41,28
72	259,2	248	11,2	41,41
73	262,8	248	14,8	41,54
74	266,4	248	18,4	41,67
75	270,0	248	22,0	41,80
76	273,6	248	25,6	41,93
77	277,2	248	29,2	42,06
78	280,8	248	32,8	42,19
79	284,4	248	36,4	42,32
80	288,0	248	40,0	42,45
81	291,6	248	43,6	42,59
82	295,2	248	47,2	42,72
83	298,8	248	50,8	42,85
84	302,4	248	54,4	42,98
85	306,0	303	3,0	43,11

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
86	309,6	303	6,6	43,24
87	313,2	303	10,2	43,38
88	316,8	303	13,8	43,51
89	320,4	303	17,4	43,64
90	324,0	303	21,0	43,78
91	327,6	303	24,6	43,91
92	331,2	303	28,2	44,04
93	334,8	303	31,8	44,18
94	338,4	303	35,4	44,31
95	342,0	303	39,0	44,44
96	345,6	303	42,6	44,58
97	349,2	303	46,2	44,71
98	352,8	303	49,8	44,84
99	356,4	303	53,4	44,98
100	360,0	360	0,0	47,00

Fuente: Autor.

3.1.2.5 Medida 5: Tobillo-Planta de pie

Tabla 43. Rango e intervalos.

Rango (R)	4
Número de intervalos (m)	10
Amplitud del intervalo (i)	1
Valor máximo	10
Valor mínimo	6
Nº Datos (n)	360

Fuente: Autor.

Tabla 44. Tabla de frecuencias del tobillo-planta de pie.

Tabla de frecuencias				
Nº intervalo	Límite inferior	Límite inferior	Frecuencia simple	Frecuencia acumulada
0	5	5,9	0	0
1	6	6,9	77	77
2	7	7,9	117	194
3	8	8,9	93	287
4	9	10,0	73	360
	Total		360	

Fuente: Autor.

Tabla 45. Percentiles del tobillo-planta de pie.

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
1	3,6	0	3,6	6,05
2	7,2	0	7,2	6,09
3	10,8	0	10,8	6,14
4	14,4	0	14,4	6,19
5	18,0	0	18,0	6,23
6	21,6	0	21,6	6,28
7	25,2	0	25,2	6,33
8	28,8	0	28,8	6,37
9	32,4	0	32,4	6,42
10	36,0	0	36,0	6,47
11	39,6	0	39,6	6,51
12	43,2	0	43,2	6,56
13	46,8	0	46,8	6,61
14	50,4	0	50,4	6,65
15	54,0	0	54,0	6,70
16	57,6	0	57,6	6,75
17	61,2	0	61,2	6,79
18	64,8	0	64,8	6,84
19	68,4	0	68,4	6,89
20	72,0	0	72,0	6,94
21	75,6	0	75,6	6,98
22	79,2	77	2,2	7,02
23	82,8	77	5,8	7,05
24	86,4	77	9,4	7,08
25	90,0	77	13,0	7,11
26	93,6	77	16,6	7,14
27	97,2	77	20,2	7,17
28	100,8	77	23,8	7,20
29	104,4	77	27,4	7,23
30	108,0	77	31,0	7,26
31	111,6	77	34,6	7,30
32	115,2	77	38,2	7,33
33	118,8	77	41,8	7,36
34	122,4	77	45,4	7,39
35	126,0	77	49,0	7,42
36	129,6	77	52,6	7,45
37	133,2	77	56,2	7,48
38	136,8	77	59,8	7,51
39	140,4	77	63,4	7,54
40	144,0	77	67,0	7,57
41	147,6	77	70,6	7,60

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
42	151,2	77	74,2	7,63
43	154,8	77	77,8	7,66
44	158,4	77	81,4	7,70
45	162,0	77	85,0	7,73
46	165,6	77	88,6	7,76
47	169,2	77	92,2	7,79
48	172,8	77	95,8	7,82
49	176,4	77	99,4	7,85
50	180,0	77	103,0	7,88
51	183,6	77	106,6	7,91
52	187,2	77	110,2	7,94
53	190,8	77	113,8	7,97
54	194,4	194	0,4	8,00
55	198,0	194	4,0	8,04
56	201,6	194	7,6	8,08
57	205,2	194	11,2	8,12
58	208,8	194	14,8	8,16
59	212,4	194	18,4	8,20
60	216,0	194	22,0	8,24
61	219,6	194	25,6	8,28
62	223,2	194	29,2	8,31
63	226,8	194	32,8	8,35
64	230,4	194	36,4	8,39
65	234,0	194	40,0	8,43
66	237,6	194	43,6	8,47
67	241,2	194	47,2	8,51
68	244,8	194	50,8	8,55
69	248,4	194	54,4	8,58
70	252,0	194	58,0	8,62
71	255,6	194	61,6	8,66
72	259,2	194	65,2	8,70
73	262,8	194	68,8	8,74
74	266,4	194	72,4	8,78
75	270,0	194	76,0	8,82
76	273,6	194	79,6	8,86
77	277,2	194	83,2	8,89
78	280,8	194	86,8	8,93
79	284,4	194	90,4	8,97
80	288,0	287	1,0	9,01
81	291,6	287	4,6	9,06
82	295,2	287	8,2	9,11
83	298,8	287	11,8	9,16
84	302,4	287	15,4	9,21

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
85	306,0	287	19,0	9,26
86	309,6	287	22,6	9,31
87	313,2	287	26,2	9,36
88	316,8	287	29,8	9,41
89	320,4	287	33,4	9,46
90	324,0	287	37,0	9,51
91	327,6	287	40,6	9,56
92	331,2	287	44,2	9,61
93	334,8	287	47,8	9,65
94	338,4	287	51,4	9,70
95	342,0	287	55,0	9,75
96	345,6	287	58,6	9,80
97	349,2	287	62,2	9,85
98	352,8	287	65,8	9,90
99	356,4	287	69,4	9,95
100	360,0	360	0,0	10,00

Fuente: Autor.

3.1.2.6 Medida 6: Cadera-Rodilla

Tabla 46. Rango e intervalos.

Rango (R)	13
Número de intervalos (m)	10
Amplitud del intervalo (i)	2
Valor máximo	37
Valor mínimo	24
Nº Datos (n)	360

Fuente: Autor.

Tabla 47. Tabla de frecuencias de la cadera-rodilla.

Tabla de frecuencias				
Nº intervalo	Límite inferior	Límite inferior	Frecuencia simple	Frecuencia acumulada
0	22	23,9	0	0
1	24	25,9	47	47
2	26	27,9	49	96
3	28	29,9	47	143
4	30	31,9	56	199
5	32	33,9	59	258
6	34	35,9	65	323
7	36	37,9	37	360
	Total		360	

Fuente: Autor.

Tabla 48. Tabla de frecuencias de la cadera-rodilla.

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
1	3,6	0	3,6	24,15
2	7,2	0	7,2	24,31
3	10,8	0	10,8	24,46
4	14,4	0	14,4	24,61
5	18,0	0	18,0	24,77
6	21,6	0	21,6	24,92
7	25,2	0	25,2	25,07
8	28,8	0	28,8	25,23
9	32,4	0	32,4	25,38
10	36,0	0	36,0	25,53
11	39,6	0	39,6	25,69
12	43,2	0	43,2	25,84
13	46,8	0	46,8	25,99
14	50,4	47	3,4	26,14
15	54,0	47	7,0	26,29
16	57,6	47	10,6	26,43
17	61,2	47	14,2	26,58
18	64,8	47	17,8	26,73
19	68,4	47	21,4	26,87
20	72,0	47	25,0	27,02
21	75,6	47	28,6	27,17
22	79,2	47	32,2	27,31
23	82,8	47	35,8	27,46
24	86,4	47	39,4	27,61
25	90,0	47	43,0	27,76
26	93,6	47	46,6	27,90
27	97,2	96	1,2	28,05
28	100,8	96	4,8	28,20
29	104,4	96	8,4	28,36
30	108,0	96	12,0	28,51
31	111,6	96	15,6	28,66
32	115,2	96	19,2	28,82
33	118,8	96	22,8	28,97
34	122,4	96	26,4	29,12
35	126,0	96	30,0	29,28
36	129,6	96	33,6	29,43
37	133,2	96	37,2	29,58
38	136,8	96	40,8	29,74
39	140,4	96	44,4	29,89

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
40	144,0	143	1,0	30,04
41	147,6	143	4,6	30,16
42	151,2	143	8,2	30,29
43	154,8	143	11,8	30,42
44	158,4	143	15,4	30,55
45	162,0	143	19,0	30,68
46	165,6	143	22,6	30,81
47	169,2	143	26,2	30,94
48	172,8	143	29,8	31,06
49	176,4	143	33,4	31,19
50	180,0	143	37,0	31,32
51	183,6	143	40,6	31,45
52	187,2	143	44,2	31,58
53	190,8	143	47,8	31,71
54	194,4	143	51,4	31,84
55	198,0	143	55,0	31,96
56	201,6	199	2,6	32,09
57	205,2	199	6,2	32,21
58	208,8	199	9,8	32,33
59	212,4	199	13,4	32,45
60	216,0	199	17,0	32,58
61	219,6	199	20,6	32,70
62	223,2	199	24,2	32,82
63	226,8	199	27,8	32,94
64	230,4	199	31,4	33,06
65	234,0	199	35,0	33,19
66	237,6	199	38,6	33,31
67	241,2	199	42,2	33,43
68	244,8	199	45,8	33,55
69	248,4	199	49,4	33,67
70	252,0	199	53,0	33,80
71	255,6	199	56,6	33,92
72	259,2	258	1,2	34,04
73	262,8	258	4,8	34,15
74	266,4	258	8,4	34,26
75	270,0	258	12,0	34,37
76	273,6	258	15,6	34,48
77	277,2	258	19,2	34,59
78	280,8	258	22,8	34,70
79	284,4	258	26,4	34,81
80	288,0	258	30,0	34,92
81	291,6	258	33,6	35,03
82	295,2	258	37,2	35,14

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
83	298,8	258	40,8	35,26
84	302,4	258	44,4	35,37
85	306,0	258	48,0	35,48
86	309,6	258	51,6	35,59
87	313,2	258	55,2	35,70
88	316,8	258	58,8	35,81
89	320,4	258	62,4	35,92
90	324,0	323	1,0	36,05
91	327,6	323	4,6	36,25
92	331,2	323	8,2	36,44
93	334,8	323	11,8	36,64
94	338,4	323	15,4	36,83
95	342,0	323	19,0	37,03
96	345,6	323	22,6	37,22
97	349,2	323	26,2	37,42
98	352,8	323	29,8	37,61
99	356,4	323	33,4	37,81
100	360,0	360	0,0	37,90

Fuente: Autor.

3.1.2.7 Medida 7: Longitud planta de pie

Tabla 49. Rango e intervalos.

Rango (R)	11
Número de intervalos (m)	10
Amplitud del intervalo (i)	1
Valor máximo	33
Valor mínimo	22
Nº Datos (n)	360

Fuente: Autor.

Tabla 50. Tabla de frecuencias de la longitud de la planta de pie.

Tabla de frecuencias				
Nº intervalo	Límite inferior	Límite inferior	Frecuencia simple	Frecuencia acumulada
0	21	21,9	0	0
1	22	22,9	35	35
2	23	23,9	49	84
3	24	24,9	69	153
4	25	25,9	72	225
5	26	26,9	60	285
6	27	27,9	38	323

Tabla de frecuencias				
Nº intervalo	Límite inferior	Límite inferior	Frecuencia simple	Frecuencia acumulada
7	28	28,9	15	338
8	29	29,9	12	350
9	30	30,9	3	353
10	31	31,9	1	354
	32	33,0	6	360
	Total		360	

Fuente: Autor.

Tabla 51. Percentiles de la longitud de la planta de pie.

Número de percentil (k)	C_n	F_{a-1}	K_n	Percentiles
1	3,6	0	3,6	22,00
2	7,2	0	7,2	22,00
3	10,8	0	10,8	22,00
4	14,4	0	14,4	22,00
5	18,0	0	18,0	22,00
6	21,6	0	21,6	22,00
7	25,2	0	25,2	22,00
8	28,8	0	28,8	22,00
9	32,4	0	32,4	22,00
10	36,0	35	1,0	23,02
11	39,6	35	4,6	23,09
12	43,2	35	8,2	23,17
13	46,8	35	11,8	23,24
14	50,4	35	15,4	23,31
15	54,0	35	19,0	23,39
16	57,6	35	22,6	23,46
17	61,2	35	26,2	23,53
18	64,8	35	29,8	23,61
19	68,4	35	33,4	23,68
20	72,0	35	37,0	23,76
21	75,6	35	40,6	23,83
22	79,2	35	44,2	23,90
23	82,8	35	47,8	23,98
24	86,4	84	2,4	24,03
25	90,0	84	6,0	24,09
26	93,6	84	9,6	24,14
27	97,2	84	13,2	24,19
28	100,8	84	16,8	24,24
29	104,4	84	20,4	24,30
30	108,0	84	24,0	24,35

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
31	111,6	84	27,6	24,40
32	115,2	84	31,2	24,45
33	118,8	84	34,8	24,50
34	122,4	84	38,4	24,56
35	126,0	84	42,0	24,61
36	129,6	84	45,6	24,66
37	133,2	84	49,2	24,71
38	136,8	84	52,8	24,77
39	140,4	84	56,4	24,82
40	144,0	84	60,0	24,87
41	147,6	84	63,6	24,92
42	151,2	84	67,2	24,97
43	154,8	153	1,8	25,03
44	158,4	153	5,4	25,08
45	162,0	153	9,0	25,13
46	165,6	153	12,6	25,18
47	169,2	153	16,2	25,23
48	172,8	153	19,8	25,28
49	176,4	153	23,4	25,33
50	180,0	153	27,0	25,38
51	183,6	153	30,6	25,43
52	187,2	153	34,2	25,48
53	190,8	153	37,8	25,53
54	194,4	153	41,4	25,58
55	198,0	153	45,0	25,63
56	201,6	153	48,6	25,68
57	205,2	153	52,2	25,73
58	208,8	153	55,8	25,78
59	212,4	153	59,4	25,83
60	216,0	153	63,0	25,88
61	219,6	153	66,6	25,93
62	223,2	153	70,2	25,98
63	226,8	225	1,8	26,03
64	230,4	225	5,4	26,09
65	234,0	225	9,0	26,15
66	237,6	225	12,6	26,21
67	241,2	225	16,2	26,27
68	244,8	225	19,8	26,33
69	248,4	225	23,4	26,39
70	252,0	225	27,0	26,45
71	255,6	225	30,6	26,51
72	259,2	225	34,2	26,57
73	262,8	225	37,8	26,63

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
74	266,4	225	41,4	26,69
75	270,0	225	45,0	26,75
76	273,6	225	48,6	26,81
77	277,2	225	52,2	26,87
78	280,8	225	55,8	26,93
79	284,4	225	59,4	26,99
80	288,0	285	3,0	27,08
81	291,6	285	6,6	27,17
82	295,2	285	10,2	27,27
83	298,8	285	13,8	27,36
84	302,4	285	17,4	27,46
85	306,0	285	21,0	27,55
86	309,6	285	24,6	27,65
87	313,2	285	28,2	27,74
88	316,8	285	31,8	27,84
89	320,4	285	35,4	27,93
90	324,0	323	1,0	28,07
91	327,6	323	4,6	28,31
92	331,2	323	8,2	28,55
93	334,8	323	11,8	28,79
94	338,4	338	0,4	29,03
95	342,0	338	4,0	29,33
96	345,6	338	7,6	29,63
97	349,2	338	11,2	29,93
98	352,8	350	2,8	30,93
99	356,4	354	2,4	32,40
100	360,0	354	6,0	33,00

Fuente: Autor.

3.1.2.8 Medida 8: Circunferencia rodilla

Tabla 52. Rango e intervalos.

Rango (R)	26
Número de intervalos (m)	10
Amplitud del intervalo (i)	3
Valor máximo	40
Valor mínimo	14
Nº Datos (n)	360

Fuente: Autor.

Tabla 53. Tabla de frecuencias de la circunferencia de la rodilla.

Tabla de frecuencias				
Nº intervalo	Límite inferior	Límite inferior	Frecuencia simple	Frecuencia acumulada
0	11	13,9	0	0
1	14	16,9	27	27
2	17	19,9	83	110
3	20	22,9	34	144
4	23	25,9	37	181
5	26	28,9	21	202
6	29	31,9	32	234
7	32	34,9	47	281
8	35	37,9	39	320
9	38	40,9	40	360
	Total		360	

Fuente: Autor.

Tabla 54. Percentiles de la longitud de la circunferencia de la rodilla.

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
1	3,6	0	3,6	14,40
2	7,2	0	7,2	14,80
3	10,8	0	10,8	15,20
4	14,4	0	14,4	15,60
5	18,0	0	18,0	16,00
6	21,6	0	21,6	16,40
7	25,2	0	25,2	16,80
8	28,8	27	1,8	17,07
9	32,4	27	5,4	17,20
10	36,0	27	9,0	17,33
11	39,6	27	12,6	17,46
12	43,2	27	16,2	17,59
13	46,8	27	19,8	17,72
14	50,4	27	23,4	17,85
15	54,0	27	27,0	17,98
16	57,6	27	30,6	18,11
17	61,2	27	34,2	18,24
18	64,8	27	37,8	18,37
19	68,4	27	41,4	18,50
20	72,0	27	45,0	18,63
21	75,6	27	48,6	18,76
22	79,2	27	52,2	18,89
23	82,8	27	55,8	19,02
24	86,4	27	59,4	19,15

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
25	90,0	27	63,0	19,28
26	93,6	27	66,6	19,41
27	97,2	27	70,2	19,54
28	100,8	27	73,8	19,67
29	104,4	27	77,4	19,80
30	108,0	27	81,0	19,93
31	111,6	110	1,6	20,14
32	115,2	110	5,2	20,46
33	118,8	110	8,8	20,78
34	122,4	110	12,4	21,09
35	126,0	110	16,0	21,41
36	129,6	110	19,6	21,73
37	133,2	110	23,2	22,05
38	136,8	110	26,8	22,36
39	140,4	110	30,4	22,68
40	144,0	144	0,0	23,00
41	147,6	144	3,6	23,29
42	151,2	144	7,2	23,58
43	154,8	144	10,8	23,88
44	158,4	144	14,4	24,17
45	162,0	144	18,0	24,46
46	165,6	144	21,6	24,75
47	169,2	144	25,2	25,04
48	172,8	144	28,8	25,34
49	176,4	144	32,4	25,63
50	180,0	144	36,0	25,92
51	183,6	181	2,6	26,37
52	187,2	181	6,2	26,89
53	190,8	181	9,8	27,40
54	194,4	181	13,4	27,91
55	198,0	181	17,0	28,43
56	201,6	181	20,6	28,94
57	205,2	202	3,2	29,30
58	208,8	202	6,8	29,64
59	212,4	202	10,4	29,98
60	216,0	202	14,0	30,31
61	219,6	202	17,6	30,65
62	223,2	202	21,2	30,99
63	226,8	202	24,8	31,33
64	230,4	202	28,4	31,66
65	234,0	234	0,0	32,00
66	237,6	234	3,6	32,23
67	241,2	234	7,2	32,46

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
68	244,8	234	10,8	32,69
69	248,4	234	14,4	32,92
70	252,0	234	18,0	33,15
71	255,6	234	21,6	33,38
72	259,2	234	25,2	33,61
73	262,8	234	28,8	33,84
74	266,4	234	32,4	34,07
75	270,0	234	36,0	34,30
76	273,6	234	39,6	34,53
77	277,2	234	43,2	34,76
78	280,8	234	46,8	34,99
79	284,4	281	3,4	35,26
80	288,0	281	7,0	35,54
81	291,6	281	10,6	35,82
82	295,2	281	14,2	36,09
83	298,8	281	17,8	36,37
84	302,4	281	21,4	36,65
85	306,0	281	25,0	36,92
86	309,6	281	28,6	37,20
87	313,2	281	32,2	37,48
88	316,8	281	35,8	37,75
89	320,4	320	0,4	38,03
90	324,0	320	4,0	38,30
91	327,6	320	7,6	38,57
92	331,2	320	11,2	38,84
93	334,8	320	14,8	39,11
94	338,4	320	18,4	39,38
95	342,0	320	22,0	39,65
96	345,6	320	25,6	39,92
97	349,2	320	29,2	40,19
98	352,8	320	32,8	40,46
99	356,4	320	36,4	40,73
100	360,0	320	40,0	41,00

Fuente: Autor.

3.1.2.9 Medida 9: Circunferencia pantorrilla

Tabla 55. Rango e intervalos.

Rango (R)	10
Número de intervalos (m)	10
Amplitud del intervalo (i)	1
Valor máximo	41

Valor mínimo	31
N° Datos (n)	360

Fuente: Autor.

Tabla 56. Tabla de frecuencias de la circunferencia de la pantorrilla.

Tabla de frecuencias				
N° intervalo	Límite inferior	Límite inferior	Frecuencia simple	Frecuencia acumulada
0	30	30,9	0	0
1	31	31,9	36	36
2	32	32,9	30	66
3	33	33,9	34	100
4	34	34,9	38	138
5	35	35,9	41	179
6	36	36,9	63	242
7	37	37,9	33	275
8	38	38,9	25	300
9	39	39,9	21	321
10	40	41,0	39	360
	Total		360	

Fuente: Autor.

Tabla 57. Percentiles de la circunferencia de la pantorrilla.

Número de percentil (k)	C_n	F_{a-1}	K_n	Percentiles
1	3,6	0	3,6	31,10
2	7,2	0	7,2	31,20
3	10,8	0	10,8	31,30
4	14,4	0	14,4	31,40
5	18,0	0	18,0	31,50
6	21,6	0	21,6	31,60
7	25,2	0	25,2	31,70
8	28,8	0	28,8	31,80
9	32,4	0	32,4	31,90
10	36,0	36	0,0	32,00
11	39,6	36	3,6	32,12
12	43,2	36	7,2	32,24
13	46,8	36	10,8	32,36
14	50,4	36	14,4	32,48
15	54,0	36	18,0	32,60
16	57,6	36	21,6	32,72
17	61,2	36	25,2	32,84
18	64,8	36	28,8	32,96
19	68,4	66	2,4	33,07

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
20	72,0	66	6,0	33,18
21	75,6	66	9,6	33,28
22	79,2	66	13,2	33,39
23	82,8	66	16,8	33,49
24	86,4	66	20,4	33,60
25	90,0	66	24,0	33,71
26	93,6	66	27,6	33,81
27	97,2	66	31,2	33,92
28	100,8	100	0,8	34,02
29	104,4	100	4,4	34,12
30	108,0	100	8,0	34,21
31	111,6	100	11,6	34,31
32	115,2	100	15,2	34,40
33	118,8	100	18,8	34,49
34	122,4	100	22,4	34,59
35	126,0	100	26,0	34,68
36	129,6	100	29,6	34,78
37	133,2	100	33,2	34,87
38	136,8	100	36,8	34,97
39	140,4	138	2,4	35,06
40	144,0	138	6,0	35,15
41	147,6	138	9,6	35,23
42	151,2	138	13,2	35,32
43	154,8	138	16,8	35,41
44	158,4	138	20,4	35,50
45	162,0	138	24,0	35,59
46	165,6	138	27,6	35,67
47	169,2	138	31,2	35,76
48	172,8	138	34,8	35,85
49	176,4	138	38,4	35,94
50	180,0	179	1,0	36,02
51	183,6	179	4,6	36,07
52	187,2	179	8,2	36,13
53	190,8	179	11,8	36,19
54	194,4	179	15,4	36,24
55	198,0	179	19,0	36,30
56	201,6	179	22,6	36,36
57	205,2	179	26,2	36,42
58	208,8	179	29,8	36,47
59	212,4	179	33,4	36,53
60	216,0	179	37,0	36,59
61	219,6	179	40,6	36,64
62	223,2	179	44,2	36,70

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
63	226,8	179	47,8	36,76
64	230,4	179	51,4	36,82
65	234,0	179	55,0	36,87
66	237,6	179	58,6	36,93
67	241,2	179	62,2	36,99
68	244,8	242	2,8	37,08
69	248,4	242	6,4	37,19
70	252,0	242	10,0	37,30
71	255,6	242	13,6	37,41
72	259,2	242	17,2	37,52
73	262,8	242	20,8	37,63
74	266,4	242	24,4	37,74
75	270,0	242	28,0	37,85
76	273,6	242	31,6	37,96
77	277,2	275	2,2	38,09
78	280,8	275	5,8	38,23
79	284,4	275	9,4	38,38
80	288,0	275	13,0	38,52
81	291,6	275	16,6	38,66
82	295,2	275	20,2	38,81
83	298,8	275	23,8	38,95
84	302,4	300	2,4	39,11
85	306,0	300	6,0	39,29
86	309,6	300	9,6	39,46
87	313,2	300	13,2	39,63
88	316,8	300	16,8	39,80
89	320,4	300	20,4	39,97
90	324,0	321	3,0	40,08
91	327,6	321	6,6	40,17
92	331,2	321	10,2	40,26
93	334,8	321	13,8	40,35
94	338,4	321	17,4	40,45
95	342,0	321	21,0	40,54
96	345,6	321	24,6	40,63
97	349,2	321	28,2	40,72
98	352,8	321	31,8	40,82
99	356,4	321	35,4	40,91
100	360,0	321	39,0	41,00

Fuente: Autor.

3.1.2.10 Medida 10: Ancho de tobillo

Tabla 58. Rango e intervalos.

Rango (R)	2
Número de intervalos (m)	10
Amplitud del intervalo (i)	1
Valor máximo	9
Valor mínimo	7
Nº Datos (n)	360

Fuente: Autor.

Tabla 59. Tabla de frecuencias del ancho de tobillo.

Tabla de frecuencias				
Nº intervalo	Límite inferior	Límite inferior	Frecuencia simple	Frecuencia acumulada
0	6	6,9	0	0
1	7	7,9	128	128
2	8	9,0	232	360
	Total		360	

Fuente: Autor.

Tabla 60. Percentiles del ancho de tobillo.

Número de percentil (k)	C_n	F_{a-1}	K_n	Percentiles
1	3,6	0	3,6	7,03
2	7,2	0	7,2	7,06
3	10,8	0	10,8	7,08
4	14,4	0	14,4	7,11
5	18,0	0	18,0	7,14
6	21,6	0	21,6	7,17
7	25,2	0	25,2	7,20
8	28,8	0	28,8	7,23
9	32,4	0	32,4	7,25
10	36,0	0	36,0	7,28
11	39,6	0	39,6	7,31
12	43,2	0	43,2	7,34
13	46,8	0	46,8	7,37
14	50,4	0	50,4	7,39
15	54,0	0	54,0	7,42
16	57,6	0	57,6	7,45
17	61,2	0	61,2	7,48
18	64,8	0	64,8	7,51
19	68,4	0	68,4	7,53

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
20	72,0	0	72,0	7,56
21	75,6	0	75,6	7,59
22	79,2	0	79,2	7,62
23	82,8	0	82,8	7,65
24	86,4	0	86,4	7,68
25	90,0	0	90,0	7,70
26	93,6	0	93,6	7,73
27	97,2	0	97,2	7,76
28	100,8	0	100,8	7,79
29	104,4	0	104,4	7,82
30	108,0	0	108,0	7,84
31	111,6	0	111,6	7,87
32	115,2	0	115,2	7,90
33	118,8	0	118,8	7,93
34	122,4	0	122,4	7,96
35	126,0	0	126,0	7,98
36	129,6	128	1,6	8,56
37	133,2	128	5,2	8,57
38	136,8	128	8,8	8,59
39	140,4	128	12,4	8,61
40	144,0	128	16,0	8,62
41	147,6	128	19,6	8,64
42	151,2	128	23,2	8,65
43	154,8	128	26,8	8,67
44	158,4	128	30,4	8,68
45	162,0	128	34,0	8,70
46	165,6	128	37,6	8,71
47	169,2	128	41,2	8,73
48	172,8	128	44,8	8,74
49	176,4	128	48,4	8,76
50	180,0	128	52,0	8,78
51	183,6	128	55,6	8,79
52	187,2	128	59,2	8,81
53	190,8	128	62,8	8,82
54	194,4	128	66,4	8,84
55	198,0	128	70,0	8,85
56	201,6	128	73,6	8,87
57	205,2	128	77,2	8,88
58	208,8	128	80,8	8,90
59	212,4	128	84,4	8,92
60	216,0	128	88,0	8,93
61	219,6	128	91,6	8,95
62	223,2	128	95,2	8,96

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
63	226,8	128	98,8	8,98
64	230,4	128	102,4	8,99
65	234,0	128	106,0	9,01
66	237,6	128	109,6	9,02
67	241,2	128	113,2	9,04
68	244,8	128	116,8	9,06
69	248,4	128	120,4	9,07
70	252,0	128	124,0	9,09
71	255,6	128	127,6	9,10
72	259,2	128	131,2	9,12
73	262,8	128	134,8	9,13
74	266,4	128	138,4	9,15
75	270,0	128	142,0	9,16
76	273,6	128	145,6	9,18
77	277,2	128	149,2	9,19
78	280,8	128	152,8	9,21
79	284,4	128	156,4	9,23
80	288,0	128	160,0	9,24
81	291,6	128	163,6	9,26
82	295,2	128	167,2	9,27
83	298,8	128	170,8	9,29
84	302,4	128	174,4	9,30
85	306,0	128	178,0	9,32
86	309,6	128	181,6	9,33
87	313,2	128	185,2	9,35
88	316,8	128	188,8	9,37
89	320,4	128	192,4	9,38
90	324,0	128	196,0	9,40
91	327,6	128	199,6	9,41
92	331,2	128	203,2	9,43
93	334,8	128	206,8	9,44
94	338,4	128	210,4	9,46
95	342,0	128	214,0	9,47
96	345,6	128	217,6	9,49
97	349,2	128	221,2	9,51
98	352,8	128	224,8	9,52
99	356,4	128	228,4	9,54
100	360,0	360	0,0	9,55

Fuente: Autor.

3.1.2.11 Medida 11: Ancho planta de pie

Tabla 61. Rango e intervalos.

Rango (R)	3,6
Número de intervalos (m)	10
Amplitud del intervalo (i)	1
Valor máximo	10,6
Valor mínimo	7
Nº Datos (n)	360

Fuente: Autor.

Tabla 62. Tabla de frecuencias del ancho de la planta del pie.

Tabla de frecuencias				
Nº intervalo	Límite inferior	Límite inferior	Frecuencia simple	Frecuencia acumulada
0	6	6,9	0	0
1	7	7,9	4	4
2	8	8,9	103	107
3	9	9,9	132	239
	Total		360	

Fuente: Autor.

Tabla 63. Percentiles del ancho de la planta del pie.

Número de percentil (k)	C_n	F_{a-1}	K_n	Percentiles
1	3,6	0	3,6	7,90
2	7,2	4	3,2	8,03
3	10,8	4	6,8	8,07
4	14,4	4	10,4	8,10
5	18,0	4	14,0	8,14
6	21,6	4	17,6	8,17
7	25,2	4	21,2	8,21
8	28,8	4	24,8	8,24
9	32,4	4	28,4	8,28
10	36,0	4	32,0	8,31
11	39,6	4	35,6	8,35
12	43,2	4	39,2	8,38
13	46,8	4	42,8	8,42
14	50,4	4	46,4	8,45
15	54,0	4	50,0	8,49
16	57,6	4	53,6	8,52
17	61,2	4	57,2	8,56
18	64,8	4	60,8	8,59

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
19	68,4	4	64,4	8,63
20	72,0	4	68,0	8,66
21	75,6	4	71,6	8,70
22	79,2	4	75,2	8,73
23	82,8	4	78,8	8,77
24	86,4	4	82,4	8,80
25	90,0	4	86,0	8,83
26	93,6	4	89,6	8,87
27	97,2	4	93,2	8,90
28	100,8	4	96,8	8,94
29	104,4	4	100,4	8,97
30	108,0	107	1,0	9,01
31	111,6	107	4,6	9,03
32	115,2	107	8,2	9,06
33	118,8	107	11,8	9,09
34	122,4	107	15,4	9,12
35	126,0	107	19,0	9,14
36	129,6	107	22,6	9,17
37	133,2	107	26,2	9,20
38	136,8	107	29,8	9,23
39	140,4	107	33,4	9,25
40	144,0	107	37,0	9,28
41	147,6	107	40,6	9,31
42	151,2	107	44,2	9,33
43	154,8	107	47,8	9,36
44	158,4	107	51,4	9,39
45	162,0	107	55,0	9,42
46	165,6	107	58,6	9,44
47	169,2	107	62,2	9,47
48	172,8	107	65,8	9,50
49	176,4	107	69,4	9,53
50	180,0	107	73,0	9,55
51	183,6	107	76,6	9,58
52	187,2	107	80,2	9,61
53	190,8	107	83,8	9,63
54	194,4	107	87,4	9,66
55	198,0	107	91,0	9,69
56	201,6	107	94,6	9,72
57	205,2	107	98,2	9,74
58	208,8	107	101,8	9,77
59	212,4	107	105,4	9,80
60	216,0	107	109,0	9,83
61	219,6	107	112,6	9,85

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
62	223,2	107	116,2	9,88
63	226,8	107	119,8	9,91
64	230,4	107	123,4	9,93
65	234,0	107	127,0	9,96
66	237,6	107	130,6	9,99
67	241,2	107	134,2	10,02
68	244,8	107	137,8	10,04
69	248,4	107	141,4	10,07
70	252,0	107	145,0	10,10
71	255,6	107	148,6	10,13
72	259,2	107	152,2	10,15
73	262,8	107	155,8	10,18
74	266,4	107	159,4	10,21
75	270,0	107	163,0	10,23
76	273,6	107	166,6	10,26
77	277,2	107	170,2	10,29
78	280,8	107	173,8	10,32
79	284,4	107	177,4	10,34
80	288,0	107	181,0	10,37
81	291,6	107	184,6	10,40
82	295,2	107	188,2	10,43
83	298,8	107	191,8	10,45
84	302,4	107	195,4	10,48
85	306,0	107	199,0	10,51
86	309,6	107	202,6	10,53
87	313,2	107	206,2	10,56
88	316,8	107	209,8	10,59
89	320,4	107	213,4	10,62
90	324,0	107	217,0	10,64
91	327,6	107	220,6	10,67
92	331,2	107	224,2	10,70
93	334,8	107	227,8	10,73
94	338,4	107	231,4	10,75
95	342,0	107	235,0	10,78
96	345,6	107	238,6	10,81
97	349,2	107	242,2	10,83
98	352,8	107	245,8	10,86
99	356,4	107	249,4	10,89
100	360,0	107	253,0	10,92

Fuente: Autor.

3.1.2.12 Medida 12: Longitud de la rodilla

Tabla 64. Rango e intervalos.

Rango (R)	4
Número de intervalos (m)	10
Amplitud del intervalo (i)	1
Valor máximo	12
Valor mínimo	8
Nº Datos (n)	360

Fuente: Autor.

Tabla 65. Tabla de frecuencias de la longitud de la rodilla.

Tabla de frecuencias				
Nº intervalo	Límite inferior	Límite inferior	Frecuencia simple	Frecuencia acumulada
0	7	7,9	0	0
1	8	8,9	125	125
2	9	9,9	130	255
3	10	10,9	52	307
4	11	12,0	53	360
	Total		360	

Fuente: Autor.

Tabla 66. Percentiles de la longitud de la rodilla.

Número de percentil (k)	C_n	F_{a-1}	K_n	Percentiles
1	3,6	0	3,6	8,03
2	7,2	0	7,2	8,06
3	10,8	0	10,8	8,09
4	14,4	0	14,4	8,12
5	18,0	0	18,0	8,14
6	21,6	0	21,6	8,17
7	25,2	0	25,2	8,20
8	28,8	0	28,8	8,23
9	32,4	0	32,4	8,26
10	36,0	0	36,0	8,29
11	39,6	0	39,6	8,32
12	43,2	0	43,2	8,35
13	46,8	0	46,8	8,37
14	50,4	0	50,4	8,40
15	54,0	0	54,0	8,43
16	57,6	0	57,6	8,46
17	61,2	0	61,2	8,49

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
18	64,8	0	64,8	8,52
19	68,4	0	68,4	8,55
20	72,0	0	72,0	8,58
21	75,6	0	75,6	8,60
22	79,2	0	79,2	8,63
23	82,8	0	82,8	8,66
24	86,4	0	86,4	8,69
25	90,0	0	90,0	8,72
26	93,6	0	93,6	8,75
27	97,2	0	97,2	8,78
28	100,8	0	100,8	8,81
29	104,4	0	104,4	8,84
30	108,0	0	108,0	8,86
31	111,6	0	111,6	8,89
32	115,2	0	115,2	8,92
33	118,8	0	118,8	8,95
34	122,4	0	122,4	8,98
35	126,0	125	1,0	9,01
36	129,6	125	4,6	9,04
37	133,2	125	8,2	9,06
38	136,8	125	11,8	9,09
39	140,4	125	15,4	9,12
40	144,0	125	19,0	9,15
41	147,6	125	22,6	9,17
42	151,2	125	26,2	9,20
43	154,8	125	29,8	9,23
44	158,4	125	33,4	9,26
45	162,0	125	37,0	9,28
46	165,6	125	40,6	9,31
47	169,2	125	44,2	9,34
48	172,8	125	47,8	9,37
49	176,4	125	51,4	9,40
50	180,0	125	55,0	9,42
51	183,6	125	58,6	9,45
52	187,2	125	62,2	9,48
53	190,8	125	65,8	9,51
54	194,4	125	69,4	9,53
55	198,0	125	73,0	9,56
56	201,6	125	76,6	9,59
57	205,2	125	80,2	9,62
58	208,8	125	83,8	9,64
59	212,4	125	87,4	9,67
60	216,0	125	91,0	9,70

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
61	219,6	125	94,6	9,73
62	223,2	125	98,2	9,76
63	226,8	125	101,8	9,78
64	230,4	125	105,4	9,81
65	234,0	125	109,0	9,84
66	237,6	125	112,6	9,87
67	241,2	125	116,2	9,89
68	244,8	125	119,8	9,92
69	248,4	125	123,4	9,95
70	252,0	125	127,0	9,98
71	255,6	255	0,6	10,01
72	259,2	255	4,2	10,08
73	262,8	255	7,8	10,15
74	266,4	255	11,4	10,22
75	270,0	255	15,0	10,29
76	273,6	255	18,6	10,36
77	277,2	255	22,2	10,43
78	280,8	255	25,8	10,50
79	284,4	255	29,4	10,57
80	288,0	255	33,0	10,63
81	291,6	255	36,6	10,70
82	295,2	255	40,2	10,77
83	298,8	255	43,8	10,84
84	302,4	255	47,4	10,91
85	306,0	255	51,0	10,98
86	309,6	307	2,6	11,05
87	313,2	307	6,2	11,12
88	316,8	307	9,8	11,18
89	320,4	307	13,4	11,25
90	324,0	307	17,0	11,32
91	327,6	307	20,6	11,39
92	331,2	307	24,2	11,46
93	334,8	307	27,8	11,52
94	338,4	307	31,4	11,59
95	342,0	307	35,0	11,66
96	345,6	307	38,6	11,73
97	349,2	307	42,2	11,80
98	352,8	307	45,8	11,86
99	356,4	307	49,4	11,93
100	360,0	360	0,0	12,00

Fuente: Autor.

3.1.2.13 Medida 13: Peso

Tabla 67. Rango e intervalos.

Rango (R)	33
Número de intervalos (m)	10
Amplitud del intervalo (i)	4
Valor máximo	89
Valor mínimo	56
Nº Datos (n)	360

Fuente: Autor.

Tabla 68. Tabla de frecuencias del peso.

Tabla de frecuencias				
Nº intervalo	Límite inferior	Límite inferior	Frecuencia simple	Frecuencia acumulada
0	52	55,9	0	0
1	56	59,9	24	24
2	60	63,9	42	66
3	64	67,9	71	137
4	68	71,9	90	227
5	72	75,9	72	299
6	76	79,9	38	337
7	80	83,9	21	358
8	84	87,9	1	359
9	88	91,9	1	360
	Total		360	

Fuente: Autor.

Tabla 69. Percentiles del peso.

Número de percentil (k)	C_n	F_{a-1}	K_n	Percentiles
1	3,6	0	3,6	56,60
2	7,2	0	7,2	57,20
3	10,8	0	10,8	57,80
4	14,4	0	14,4	58,40
5	18,0	0	18,0	59,00
6	21,6	0	21,6	59,60
7	25,2	24	1,2	60,11
8	28,8	24	4,8	60,46
9	32,4	24	8,4	60,80
10	36,0	24	12,0	61,14

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
11	39,6	24	15,6	61,49
12	43,2	24	19,2	61,83
13	46,8	24	22,8	62,17
14	50,4	24	26,4	62,51
15	54,0	24	30,0	62,86
16	57,6	24	33,6	63,20
17	61,2	24	37,2	63,54
18	64,8	24	40,8	63,89
19	68,4	66	2,4	64,14
20	72,0	66	6,0	64,34
21	75,6	66	9,6	64,54
22	79,2	66	13,2	64,74
23	82,8	66	16,8	64,95
24	86,4	66	20,4	65,15
25	90,0	66	24,0	65,35
26	93,6	66	27,6	65,55
27	97,2	66	31,2	65,76
28	100,8	66	34,8	65,96
29	104,4	66	38,4	66,16
30	108,0	66	42,0	66,37
31	111,6	66	45,6	66,57
32	115,2	66	49,2	66,77
33	118,8	66	52,8	66,97
34	122,4	66	56,4	67,18
35	126,0	66	60,0	67,38
36	129,6	66	63,6	67,58
37	133,2	66	67,2	67,79
38	136,8	66	70,8	67,99
39	140,4	137	3,4	68,15
40	144,0	137	7,0	68,31
41	147,6	137	10,6	68,47
42	151,2	137	14,2	68,63
43	154,8	137	17,8	68,79
44	158,4	137	21,4	68,95
45	162,0	137	25,0	69,11
46	165,6	137	28,6	69,27
47	169,2	137	32,2	69,43
48	172,8	137	35,8	69,59
49	176,4	137	39,4	69,75
50	180,0	137	43,0	69,91
51	183,6	137	46,6	70,07
52	187,2	137	50,2	70,23
53	190,8	137	53,8	70,39

Número de percentil (k)	C _n	F _{a-1}	K _n	Percentiles
54	194,4	137	57,4	70,55
55	198,0	137	61,0	70,71
56	201,6	137	64,6	70,87
57	205,2	137	68,2	71,03
58	208,8	137	71,8	71,19
59	212,4	137	75,4	71,35
60	216,0	137	79,0	71,51
61	219,6	137	82,6	71,67
62	223,2	137	86,2	71,83
63	226,8	137	89,8	71,99
64	230,4	227	3,4	72,19
65	234,0	227	7,0	72,39
66	237,6	227	10,6	72,59
67	241,2	227	14,2	72,79
68	244,8	227	17,8	72,99
69	248,4	227	21,4	73,19
70	252,0	227	25,0	73,39
71	255,6	227	28,6	73,59
72	259,2	227	32,2	73,79
73	262,8	227	35,8	73,99
74	266,4	227	39,4	74,19
75	270,0	227	43,0	74,39
76	273,6	227	46,6	74,59
77	277,2	227	50,2	74,79
78	280,8	227	53,8	74,99
79	284,4	227	57,4	75,19
80	288,0	227	61,0	75,39
81	291,6	227	64,6	75,59
82	295,2	227	68,2	75,79
83	298,8	227	71,8	75,99
84	302,4	299	3,4	76,36
85	306,0	299	7,0	76,74
86	309,6	299	10,6	77,12
87	313,2	299	14,2	77,49
88	316,8	299	17,8	77,87
89	320,4	299	21,4	78,25
90	324,0	299	25,0	78,63
91	327,6	299	28,6	79,01
92	331,2	299	32,2	79,39
93	334,8	299	35,8	79,77
94	338,4	337	1,4	80,27
95	342,0	337	5,0	80,95
96	345,6	337	8,6	81,64

Número de percentil (k)	C_n	F_{a-1}	K_n	Percentiles
97	349,2	337	12,2	82,32
98	352,8	337	15,8	83,01
99	356,4	337	19,4	83,70
100	360,0	359	1,0	89,00

Fuente: Autor.

Finalmente, se presenta un consolidados de los valores de los percentiles obtenidos para todas las medidas:

Tabla 70. Percentiles obtenidos de las medidas antropométricas de la muestra.

PERCENTIL	Nº. MEDICIÓN												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
1	23,12	42,72	12,09	33,42	6,05	24,15	22,00	14,40	31,10	7,03	7,90	8,03	68,0
2	23,25	43,44	12,18	33,85	6,09	24,31	22,00	14,80	31,20	7,06	8,03	8,06	58,0
3	23,37	44,04	12,26	34,27	6,14	24,46	22,00	15,20	31,30	7,08	8,07	8,09	79,0
4	23,50	44,24	12,35	34,69	6,19	24,61	22,00	15,60	31,40	7,11	8,10	8,12	62,0
5	23,62	44,43	12,44	35,03	6,23	24,77	22,00	16,00	31,50	7,14	8,14	8,14	60,0
6	23,74	44,63	12,53	35,13	6,28	24,92	22,00	16,40	31,60	7,17	8,17	8,17	80,0
7	23,87	44,82	12,61	35,22	6,33	25,07	22,00	16,80	31,70	7,20	8,21	8,20	75,0
8	23,99	45,02	12,70	35,32	6,37	25,23	22,00	17,07	31,80	7,23	8,24	8,23	65,0
9	24,10	45,21	12,79	35,42	6,42	25,38	22,00	17,20	31,90	7,25	8,28	8,26	59,0
10	24,21	45,41	12,88	35,52	6,47	25,53	23,02	17,33	32,00	7,28	8,31	8,29	75,0
11	24,31	45,60	12,97	35,62	6,51	25,69	23,09	17,46	32,12	7,31	8,35	8,32	60,0
12	24,42	45,79	13,03	35,72	6,56	25,84	23,17	17,59	32,24	7,34	8,38	8,35	62,0
13	24,52	45,99	13,09	35,82	6,61	25,99	23,24	17,72	32,36	7,37	8,42	8,37	80,0
14	24,63	46,08	13,15	35,92	6,65	26,14	23,31	17,85	32,48	7,39	8,45	8,40	70,0
15	24,74	46,17	13,21	36,01	6,70	26,29	23,39	17,98	32,60	7,42	8,49	8,43	65,0
16	24,84	46,26	13,26	36,11	6,75	26,43	23,46	18,11	32,72	7,45	8,52	8,46	74,0

PERCENTIL	Nº. MEDICIÓN												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
17	24,95	46,35	13,32	36,21	6,79	26,58	23,53	18,24	32,84	7,48	8,56	8,49	65,0
18	25,09	46,43	13,38	36,31	6,84	26,73	23,61	18,37	32,96	7,51	8,59	8,52	80,0
19	25,28	46,52	13,43	36,41	6,89	26,87	23,68	18,50	33,07	7,53	8,63	8,55	75,0
20	25,47	46,61	13,49	36,51	6,94	27,02	23,76	18,63	33,18	7,56	8,66	8,58	70,0
21	25,66	46,70	13,55	36,61	6,98	27,17	23,83	18,76	33,28	7,59	8,70	8,60	65,0
22	25,85	46,79	13,61	36,70	7,02	27,31	23,90	18,89	33,39	7,62	8,73	8,63	60,0
23	26,02	46,87	13,66	36,80	7,05	27,46	23,98	19,02	33,49	7,65	8,77	8,66	75,0
24	26,10	46,96	13,72	36,90	7,08	27,61	24,03	19,15	33,60	7,68	8,80	8,69	80,0
25	26,18	47,05	13,78	37,00	7,11	27,76	24,09	19,28	33,71	7,70	8,83	8,72	68,0
26	26,26	47,14	13,83	37,08	7,14	27,90	24,14	19,41	33,81	7,73	8,87	8,75	56,0
27	26,35	47,22	13,89	37,17	7,17	28,05	24,19	19,54	33,92	7,76	8,90	8,78	79,0
28	26,43	47,31	13,95	37,25	7,20	28,20	24,24	19,67	34,02	7,79	8,94	8,81	62,0
29	26,51	47,40	14,01	37,33	7,23	28,36	24,30	19,80	34,12	7,82	8,97	8,84	60,0
30	26,59	47,49	14,06	37,41	7,26	28,51	24,35	19,93	34,21	7,84	9,01	8,86	80,0
31	26,67	47,58	14,12	37,50	7,30	28,66	24,40	20,14	34,31	7,87	9,03	8,89	75,0
32	26,75	47,66	14,17	37,58	7,33	28,82	24,45	20,46	34,40	7,90	9,06	8,92	65,0
33	26,84	47,75	14,23	37,66	7,36	28,97	24,50	20,78	34,49	7,93	9,09	8,95	57,0

PERCENTIL	Nº. MEDICIÓN												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
34	26,92	47,84	14,28	37,74	7,39	29,12	24,56	21,09	34,59	7,96	9,12	8,98	75,0
35	27,00	47,93	14,34	37,83	7,42	29,28	24,61	21,41	34,68	7,98	9,14	9,01	60,0
36	27,11	48,01	14,39	37,91	7,45	29,43	24,66	21,73	34,78	8,56	9,17	9,04	62,0
37	27,21	48,10	14,45	37,99	7,48	29,58	24,71	22,05	34,87	8,57	9,20	9,06	80,0
38	27,32	48,18	14,50	38,08	7,51	29,74	24,77	22,36	34,97	8,59	9,23	9,09	70,0
39	27,42	48,27	14,56	38,16	7,54	29,89	24,82	22,68	35,06	8,61	9,25	9,12	65,0
40	27,53	48,35	14,62	38,24	7,57	30,04	24,87	23,00	35,15	8,62	9,28	9,15	74,0
41	27,64	48,44	14,67	38,32	7,60	30,16	24,92	23,29	35,23	8,64	9,31	9,17	65,0
42	27,74	48,52	14,73	38,41	7,63	30,29	24,97	23,58	35,32	8,65	9,33	9,20	80,0
43	27,85	48,61	14,78	38,49	7,66	30,42	25,03	23,88	35,41	8,67	9,36	9,23	75,0
44	27,95	48,69	14,84	38,57	7,70	30,55	25,08	24,17	35,50	8,68	9,39	9,26	70,0
45	28,10	48,78	14,89	38,66	7,73	30,68	25,13	24,46	35,59	8,70	9,42	9,28	65,0
46	28,27	48,86	14,95	38,74	7,76	30,81	25,18	24,75	35,67	8,71	9,44	9,31	60,0
47	28,44	48,95	15,00	38,82	7,79	30,94	25,23	25,04	35,76	8,73	9,47	9,34	75,0
48	28,61	49,03	15,05	38,90	7,82	31,06	25,28	25,34	35,85	8,74	9,50	9,37	80,0
49	28,78	49,12	15,10	38,99	7,85	31,19	25,33	25,63	35,94	8,76	9,53	9,40	68,0
50	28,95	49,20	15,15	39,08	7,88	31,32	25,38	25,92	36,02	8,78	9,55	9,42	62,0

PERCENTIL	Nº. MEDICIÓN												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
51	29,06	49,28	15,20	39,19	7,91	31,45	25,43	26,37	36,07	8,79	9,58	9,45	79,0
52	29,15	49,37	15,25	39,29	7,94	31,58	25,48	26,89	36,13	8,81	9,61	9,48	62,0
53	29,24	49,45	15,30	39,39	7,97	31,71	25,53	27,40	36,19	8,82	9,63	9,51	60,0
54	29,33	49,54	15,35	39,49	8,00	31,84	25,58	27,91	36,24	8,84	9,66	9,53	80,0
55	29,41	49,62	15,40	39,59	8,04	31,96	25,63	28,43	36,30	8,85	9,69	9,56	75,0
56	29,50	49,71	15,45	39,69	8,08	32,09	25,68	28,94	36,36	8,87	9,72	9,59	65,0
57	29,59	49,79	15,50	39,79	8,12	32,21	25,73	29,30	36,42	8,88	9,74	9,62	57,0
58	29,68	49,88	15,55	39,90	8,16	32,33	25,78	29,64	36,47	8,90	9,77	9,64	75,0
59	29,77	49,96	15,60	40,00	8,20	32,45	25,83	29,98	36,53	8,92	9,80	9,67	60,0
60	29,85	50,05	15,65	40,10	8,24	32,58	25,88	30,31	36,59	8,93	9,83	9,70	62,0
61	29,94	50,15	15,70	40,20	8,28	32,70	25,93	30,65	36,64	8,95	9,85	9,73	80,0
62	30,02	50,24	15,75	40,30	8,31	32,82	25,98	30,99	36,70	8,96	9,88	9,76	70,0
63	30,09	50,33	15,80	40,40	8,35	32,94	26,03	31,33	36,76	8,98	9,91	9,78	65,0
64	30,15	50,43	15,85	40,50	8,39	33,06	26,09	31,66	36,82	8,99	9,93	9,81	74,0
65	30,22	50,52	15,90	40,61	8,43	33,19	26,15	32,00	36,87	9,01	9,96	9,84	65,0
66	30,28	50,61	15,95	40,71	8,47	33,31	26,21	32,23	36,93	9,02	9,99	9,87	80,0
67	30,35	50,71	16,00	40,81	8,51	33,43	26,27	32,46	36,99	9,04	10,02	9,89	75,0

PERCENTIL	Nº. MEDICIÓN												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
68	30,41	50,80	16,03	40,91	8,55	33,55	26,33	32,69	37,08	9,06	10,04	9,92	70,0
69	30,48	50,89	16,06	41,01	8,58	33,67	26,39	32,92	37,19	9,07	10,07	9,95	65,0
70	30,55	50,99	16,09	41,15	8,62	33,80	26,45	33,15	37,30	9,09	10,10	9,98	60,0
71	30,61	51,08	16,12	41,28	8,66	33,92	26,51	33,38	37,41	9,10	10,13	10,01	75,0
72	30,68	51,17	16,15	41,41	8,70	34,04	26,57	33,61	37,52	9,12	10,15	10,08	80,0
73	30,74	51,27	16,18	41,54	8,74	34,15	26,63	33,84	37,63	9,13	10,18	10,15	68,0
74	30,81	51,36	16,21	41,67	8,78	34,26	26,69	34,07	37,74	9,15	10,21	10,22	57,0
75	30,87	51,45	16,24	41,80	8,82	34,37	26,75	34,30	37,85	9,16	10,23	10,29	60,0
76	30,94	51,55	16,27	41,93	8,86	34,48	26,81	34,53	37,96	9,18	10,26	10,36	60,0
77	31,01	51,64	16,30	42,06	8,89	34,59	26,87	34,76	38,09	9,19	10,29	10,43	60,0
78	31,21	51,74	16,33	42,19	8,93	34,70	26,93	34,99	38,23	9,21	10,32	10,50	62,0
79	31,41	51,83	16,36	42,32	8,97	34,81	26,99	35,26	38,38	9,23	10,34	10,57	74,0
80	31,61	51,92	16,39	42,45	9,01	34,92	27,08	35,54	38,52	9,24	10,37	10,63	65,0
81	31,81	52,02	16,43	42,59	9,06	35,03	27,17	35,82	38,66	9,26	10,40	10,70	65,0
82	32,00	52,17	16,46	42,72	9,11	35,14	27,27	36,09	38,81	9,27	10,43	10,77	65,0
83	32,06	52,32	16,49	42,85	9,16	35,26	27,36	36,37	38,95	9,29	10,45	10,84	65,0
84	32,11	52,47	16,52	42,98	9,21	35,37	27,46	36,65	39,11	9,30	10,48	10,91	68,0

PERCENTIL	Nº. MEDICIÓN												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
85	32,17	52,61	16,55	43,11	9,26	35,48	27,55	36,92	39,29	9,32	10,51	10,98	70,0
86	32,22	52,76	16,58	43,24	9,31	35,59	27,65	37,20	39,46	9,33	10,53	11,05	70,0
87	32,28	52,91	16,61	43,38	9,36	35,70	27,74	37,48	39,63	9,35	10,56	11,12	74,0
88	32,34	53,05	16,64	43,51	9,41	35,81	27,84	37,75	39,80	9,37	10,59	11,18	75,0
89	32,39	53,20	16,67	43,64	9,46	35,92	27,93	38,03	39,97	9,38	10,62	11,25	75,0
90	32,45	53,35	16,70	43,78	9,51	36,05	28,07	38,30	40,08	9,40	10,64	11,32	75,0
91	32,50	53,49	16,73	43,91	9,56	36,25	28,31	38,57	40,17	9,41	10,67	11,39	75,0
92	32,56	53,64	16,76	44,04	9,61	36,44	28,55	38,84	40,26	9,43	10,70	11,46	79,0
93	32,61	53,79	16,79	44,18	9,65	36,64	28,79	39,11	40,35	9,44	10,73	11,52	80,0
94	32,67	53,93	16,82	44,31	9,70	36,83	29,03	39,38	40,45	9,46	10,75	11,59	75,0
95	32,72	54,29	16,85	44,44	9,75	37,03	29,33	39,65	40,54	9,47	10,78	11,66	80,0
96	32,78	54,80	16,88	44,58	9,80	37,22	29,63	39,92	40,63	9,49	10,81	11,73	80,0
97	32,83	55,31	16,91	44,71	9,85	37,42	29,93	40,19	40,72	9,51	10,83	11,80	71,0
98	32,89	55,83	16,94	44,84	9,90	37,61	30,93	40,46	40,82	9,52	10,86	11,86	75,0
99	32,94	56,96	16,97	44,98	9,95	37,81	32,40	40,73	40,91	9,54	10,89	11,93	68,0
100	33,00	59,00	17,00	47,00	10,00	37,90	33,00	41,00	41,00	9,55	10,92	12,00	75,0

Fuente: Autor.

3.1.3 Diseño analítico

En conformidad con los percentiles seleccionados y los materiales indicados en la Tabla 71, se procedió a dimensionar cada uno de los componentes de la prótesis transfemoral, que corresponde a una prótesis por accionamiento hidráulico. A continuación, se presenta el detalle de las medidas consideradas en el diseño:

Tabla 71. Percentiles seleccionados para el diseño.

No. orden	Miembro corporal	Percentil	Medida (cm)
1	Cadera-Amputación	95	32,72
2	Circunferencia de amputación	50	49,20
3	Amputación-Rodilla	95	16,85
4	Rodilla- Tobillo	95	44,44
5	Tobillo-Planta de pie	95	9,75
6	Cadera-Rodilla	95	37,03
7	Longitud planta de pie	95	25,38
8	Circunferencia rodilla	25	19,28
9	Circunferencia pantorrilla	50	36,02
10	Ancho de tobillo	5	7,14
11	Ancho planta de pie	5	8,14
12	Longitud rodilla	50	9,42
13	Peso (kg)	50	69,91

Fuente: Autor.

Para facilidad constructiva se redondean las medidas a entero más próximo en centímetros. Las diferentes partes constitutivas de la prótesis transfemoral se dimensionaron con base en los percentiles indicados. En este sentido, los elementos que forman parte de la prótesis son los siguientes:

Tabla 72. Partes de la prótesis transfemoral.

No. orden	Denominación	Observaciones	Detalle
1	Plantilla	Construido	Anexo C Dibujo 2
2	Acople	Construido	Anexo C Dibujo 3
3	Guía	Construido	Anexo C Dibujo 5
4	Conector	Construido	Anexo C Dibujo 6
5	Perno del conector sin	Adquirido	DIN 914. ISO: 4027 /

No. orden	Denominación	Observaciones	Detalle
	cabeza		UNI: 5927. Rosca Métrica ISO
6	Perno conector del cilindro	Adquirido	ISO 4014
7	Cilindro hidráulico	Adquirido	DNC, ISO 15552
8	Perno acople al vástago	Adquirido	DIN 529
9	Arandela	Adquirido	DIN 6914
10	Acople de prótesis	Construido	Anexo C Dibujo 9
11	Vástago	Adquirido	DNC, ISO 15552
12	Socket	Adquirido	-
13	Junta	Construido	Anexo C Dibujo 8
14	Prótesis Pierna	Construido	Anexo C Dibujo 7
15	Bocín tubo	Construido	Anexo C Dibujo 4
16	Perno	Adquirido	ISO 4014

Fuente: Autor.

Para mayor detalle acerca de los materiales y dimensiones de cada parte, se presentan los planos correspondientes a cada una de los elementos a ser construidos en el Anexo C del presente documento.

Una vez realizado el diseño corresponde efectuar la comprobación del mismo. En este sentido, se debe considerar que el elemento crítico en el cual se presentan los mayores esfuerzos es el número 14, denominado “prótesis pierna”, por ser el que sirve de soporte principal. En la siguiente figura se ilustra su ubicación en el conjunto ensamblado:

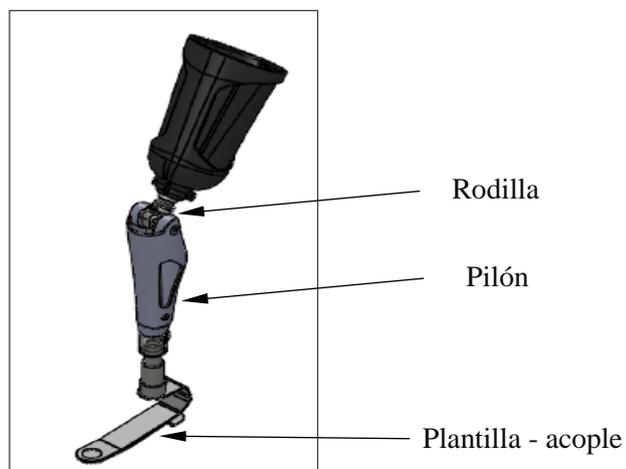


Figura 6: Ubicación de la prótesis pierna en el conjunto armado.

Fuente: Autor.

Entre los materiales más idóneos para la construcción del recubrimiento de este elemento se pueden considerar al polímero polipropileno (PP), al poliuretano o al BAS. Por facilidad de construcción y disponibilidad en el mercado, se selecciona el polímero PP. Mientras tanto que en su interior posee un cilindro y una guía de acero inoxidable, los cuales son los elementos que en realidad se encuentran sometidos a los esfuerzos. Otro de los elementos sujetos a importantes esfuerzos es el conjunto del pie protésico (plantilla-acople), en cuyo caso, para su construcción se escogió el Termoplástico reforzado con fibra de carbono (CFRTP).

Otro aspecto de importancia como parte del diseño de los miembros de la prótesis transfemoral es la cinemática del movimiento angular de las articulaciones. En este sentido, se establece que existirá un movimiento angular de la rodilla que fluctuará entre 0° y 115° , en función de la posición que ocupe el usuario de la prótesis. En la tabla que se muestra a continuación se presentan los diferentes rangos angulares para la rodilla en dependencia de la actividad que realice la persona:

Tabla 73. Rangos angulares de operación de la rodilla.

Actividad	Rango angular
Caminar	$0 - 65^\circ$
Subir escaleras	$0 - 80^\circ$
Bajar escaleras	$0 - 90^\circ$
Posición sentada	$0 - 93^\circ$
Colocación de un zapato	$0 - 105^\circ$
Ascenso de un obstáculo	$0 - 117^\circ$

Fuente: Autor.

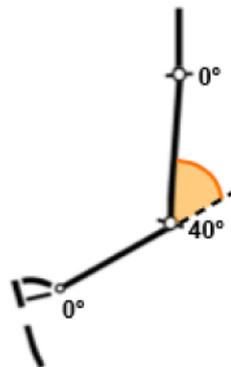


Figura 7: Esquema de las articulaciones con el ángulo de giro de la rodilla.

Fuente: [9].

Por otra parte, la posición angular del pilón con respecto a la plantilla será fija.

3.1.4 Determinación de los esfuerzos

Una vez establecidos las dimensiones y los materiales, corresponde efectuar la comprobación del diseño a pandeo y a los esfuerzos de flexión de los elementos. Para la determinación de los esfuerzos producidos, se asignan las cargas a las que se encontrará sometida la prótesis cuando esté en funcionamiento. La carga que soportará la prótesis transfemoral corresponde al peso del individuo. En este sentido, al considerar al percentil 50 de los datos obtenidos mediante las mediciones realizadas, dicho valor corresponde a 70 kg. Es decir, se diseña para el caso más extremo, que significa que la prótesis soportará todo el peso del individuo.

3.1.4.1 Rodilla

Los esfuerzos generados en la rodilla serán críticos en el pasador de unión de las articulaciones. Es por esta razón que corresponde comprobar el diseño a esfuerzos flexionantes en dicho elemento, a continuación se presenta la junta de la articulación de la rodilla en la que se colocará el pasador:

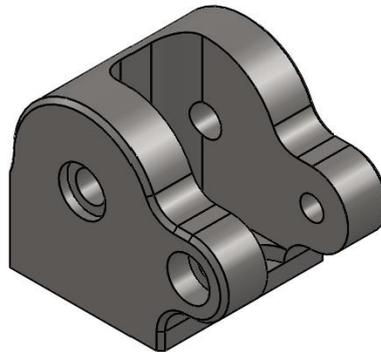


Figura 8: Junta para la articulación de la rodilla.

Fuente: Autor.

Los datos del diseño son los siguientes:

Datos:

$L = 0,039 \text{ m}$

$d = 10 \text{ mm} \rightarrow$ sujeto a comprobación.

Material: Eje de transmisión de acero AISI 1020.

Módulo elástico del material = 207 GPa.

Límite de fluencia = 210 MPa.

Carga = 70kg (686,42 N), que es equivalente a 8801 N/m.

Al aplicar la carga al pasador circular que atraviesa la junta, se tienen los siguientes diagramas de cuerpo libre, de fuerza y momento flector:

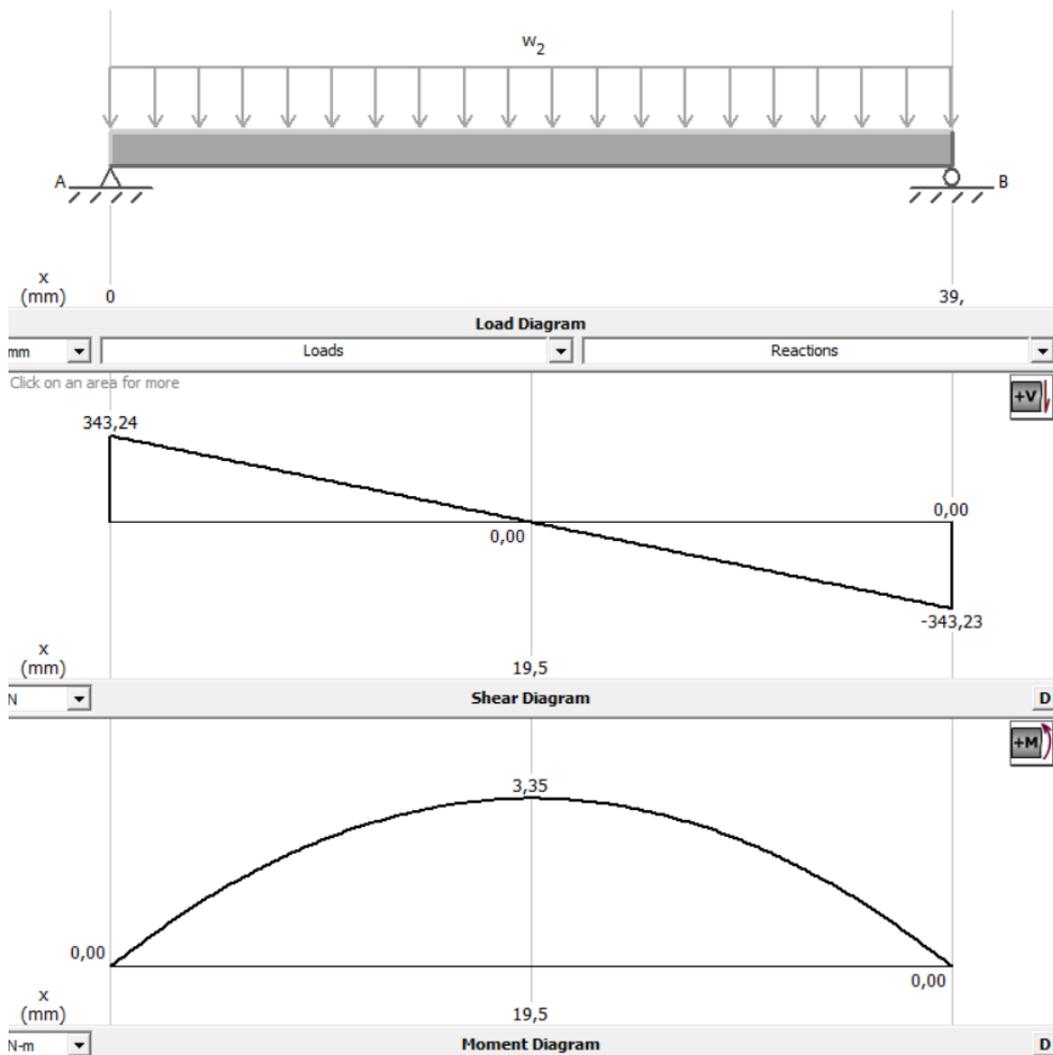


Figura 9: Diagramas de fuerza y momento flector.

Fuente: Autor.

La ecuación de equilibrio de momento flector es la siguiente:

De la fórmula (16) se tiene:

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_x^2 + 3\tau_{xy}^2}$$

De la fórmula (19) se tiene que:

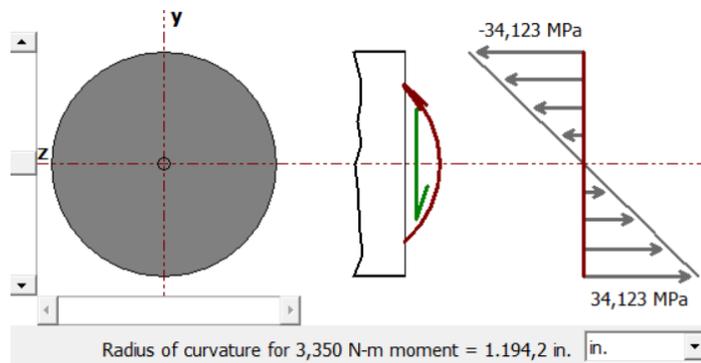
$$\sigma_x = \frac{M_{\text{máx}}}{\frac{I}{c}}$$

La sección seleccionada es circular, por consiguiente el momento de inercia es:

$$I = 4,91 \times 10^{-10} \text{ m}^4$$

$$\sigma_x = \frac{3,35 \text{ N} \cdot \text{m}}{\frac{4,91 \times 10^{-10} \text{ m}^4}{0,005 \text{ m}}}$$

$$\sigma_x = 34,12 \text{ MPa}$$



Por otra parte, para una sección rectangular el esfuerzo cortante máximo es:

$$\tau_{xy} = \frac{4 V}{3 A} \quad (22)$$

$$\tau_{xy} = \frac{4 \cdot 343,24 \text{ N}}{3 \cdot \left(\frac{0,010^2 \pi}{4}\right) \text{ m}^2}$$

$$\tau_{xy} = 5,83 \text{ MPa}$$

Por consiguiente, en la fórmula (16) se obtiene:

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_x^2 + 3\tau_{xy}^2} = \sqrt{(34,12 \text{ MPa})^2 + 3(5,83 \text{ MPa})^2}$$

$$\sigma' = 35,58 \text{ MPa}$$

$$\sigma' = \frac{S_y}{n}$$

$$n = \frac{S_y}{\sigma'}$$

Para el caso del acero AISI 1020 el S_y es de 210 MPa, por lo tanto, se tiene:

$$n = \frac{210 \text{ MPa}}{35,58 \text{ MPa}}$$

$$n = 5,9$$

El factor de seguridad satisface el requerimiento, por lo tanto es factible utilizar un pasador circular de diámetro de 10 mm, longitud de 39 mm y de acero AISI 1020.

3.1.4.2 Pílon

En primer lugar, se va efectuar el análisis de pandeo flexionante cuando la prótesis pierna se encuentra en posición vertical, para lo cual se muestran las fórmulas a ser utilizadas:

Esfuerzo de pandeo de Euler

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 \cdot E \cdot A}{\left(\frac{kL}{r}\right)^2} \quad (8)$$

En el presente caso el tipo de apoyo es articulación-articulación, en vista de que en ambos extremos no existe restricción de giro. A continuación, se muestra el esquema del fenómeno de pandeo que se podría producir por efecto del funcionamiento de la prótesis pierna:

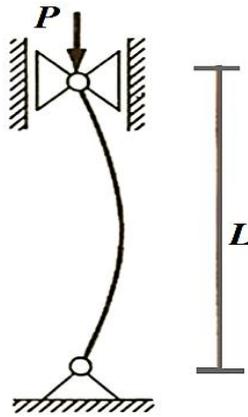


Figura 10: Esquema del pandeo para articulación - articulación.

Fuente: Autor.

Donde:

P_{cr} Carga crítica de fallo por pandeo [N].

A Área de la sección del elemento [m^2].

E Límite elástico [MPa].

L Longitud del elemento [m].

r Radio de giro del elemento [m].

k Valor de ajuste de longitud efectiva (para una articulación-articulación $k = 1$).

kL/r Relación de esbeltez.

Material del cilindro y guía: acero inoxidable.

Radio de giro:

$$r = \frac{\sqrt{D^2 + d^2}}{4} \quad (9)$$

Donde:

D Diámetro exterior de la sección de la guía y cilindro [m].

d diámetro interior de la sección de la guía y cilindro [m].

Área de la sección tubular:

$$A = \frac{\pi(D^2 + d^2)}{4} \quad (10)$$

Relación de esbeltez de transición:

$$C_c = \sqrt{\frac{2 \pi^2 \cdot E}{S_y}} \quad (11)$$

Donde:

S_y Límite de fluencia o resistencia última del material [MPa].

Para determinar si se debe utilizar la fórmula de Euler original o la alternativa se hace la siguiente comparación:

$$\frac{kL}{r} > C_c \rightarrow P_{cr} = \frac{\pi^2 \cdot E \cdot A}{\left(\frac{kL}{r}\right)^2} \quad (12)$$

$$\frac{kL}{r} < C_c \rightarrow P_{cr} = A \cdot S_y \left[1 - \frac{S_y \left(\frac{kL}{r}\right)^2}{4 \pi^2 \cdot E} \right] \quad (13)$$

Para determinar el esfuerzo crítico de fallo se debe dividir la carga crítica para el área de la sección. Con base en la disponibilidad de materiales en el mercado y específicamente para el caso del cilindro hidráulico (que será de acero inoxidable), se considerarán los datos que se muestran a continuación, a partir de los cuales se efectúan los cálculos para comprobar que las dimensiones y el material sean satisfactorios:

Límite de fluencia del acero inoxidable AISI 304	S_y	276	MPa
Módulo de elasticidad del acero inoxidable	E	193000	MPa
Diámetro exterior de la guía y cilindro	D	30	mm
diámetro interior	d	25	mm
Longitud del miembro	L	0,3106	m
Valor de ajuste de longitud efectiva	k	1	

Al reemplazar los datos en las fórmulas (9), (10), (11), (12) y (13), respectivamente se tienen los siguientes resultados:

Radio de giro	r	9,76	mm
Área de la sección	A	215,98	mm ²
Relación de esbeltez	kL/r	31,81	
Relación de esbeltez de transición	Cc	117,49	
Carga crítica de fallo por pandeo	P _{cr}	57426,09	N
Esfuerzo crítico de fallo por pandeo	P _{cr} /A	265,88	MPa

Una vez determinados la carga y esfuerzos críticos corresponde determinar el factor de seguridad (FDS) n de diseño. La fórmula que permite calcular el FDS a partir de los esfuerzos admisible (σ_{ad}) y crítico (σ_{cr}) es la siguiente:

$$n = \frac{\sigma_{cr}}{\sigma_{ad}} \quad (14)$$

$$n = \frac{\frac{P_{cr}}{A}}{\frac{P_{ad}}{A}} = \frac{P_{cr}}{P_{ad}} \quad (15)$$

Si en la fórmula (15), se reemplaza a la carga admisible por la carga real estimada que soportará la prótesis pierna, se obtiene el valor del FDS de diseño. En este sentido, como se anticipó anteriormente (Tabla 54), la carga a soportar es el peso de una persona de 70 kgf. Por lo tanto, se tiene lo siguiente:

$$n_{real} = \frac{P_{cr}}{P_{real}}$$

$$n_{real} = \frac{57426,09 \text{ N}}{70 \text{ kgf} \times \frac{9,8 \text{ N}}{1 \text{ kgf}}}$$

$$n_{real} = 83,65$$

Para la carga considerada, el FDS es de 83,65, que es mayor que el FDS recomendado para las condiciones del problema, que es de 2,5 [12].

En la Figura 11 se ilustra la carga que será aplicada en vertical sobre el elemento:

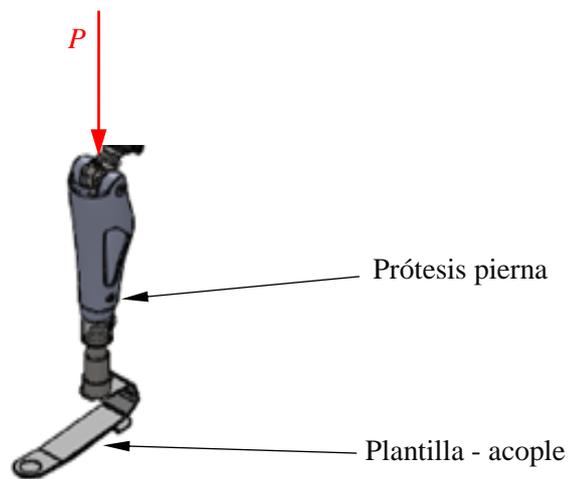


Figura 11: Ubicación de la carga vertical sobre la prótesis en el conjunto armado.

Fuente: Autor.

Conforme los resultados, al utilizar el acero inoxidable AISI 304 como el material de la estructura del miembro denominado prótesis pierna y de acuerdo a las dimensiones utilizadas el elemento no se pandeará.

Adicionalmente, se realiza la comprobación del diseño a esfuerzo flexionante, que se presenta cuando la prótesis de la pierna se encuentra en posición inclinada, conforme el esquema que se muestra a continuación:

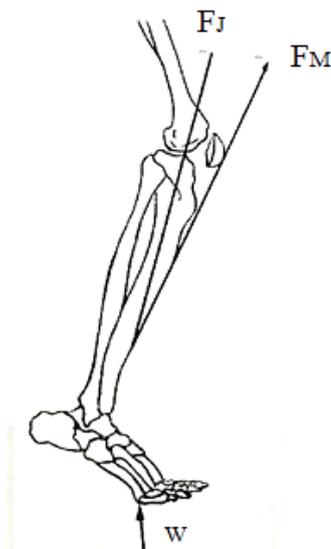


Figura 12: Fuerzas que interactúan durante el movimiento de una pierna.

Fuente: [13].

Como se observa en la Figura 13, las cargas que intervienen en el movimiento de una pierna y que también intervendrán en el funcionamiento de la prótesis pierna, son tres: la fuerza F_M ejercida por los músculos gastrocnemio y sóleo en el hueso calcáneo a través del tendón de Aquiles, la fuerza F_J es la magnitud de la fuerza de reacción de la articulación del tobillo aplicada por la tibia en el domo de talus, y la fuerza de reacción del piso W que equivale al peso de la persona. El diagrama de cuerpo libre para las tres fuerzas es el siguiente:

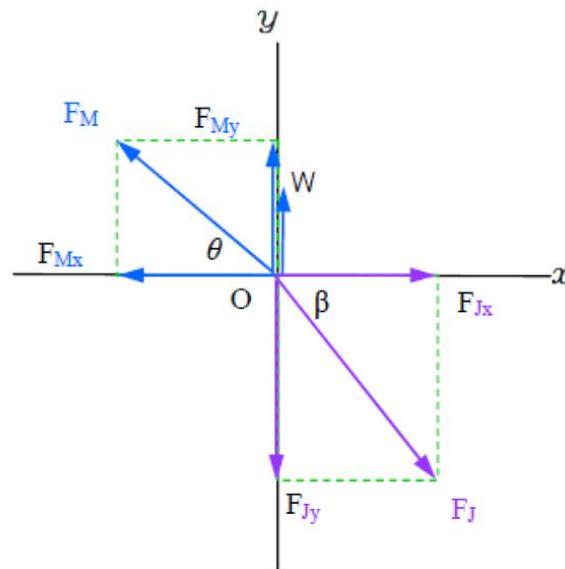


Figura 13: Diagrama de cuerpo libre de las fuerzas que interactúan en el movimiento.

Fuente: [13].

Las ecuaciones de equilibrio son las siguientes:

$$\sum F_x = 0$$

$$F_{Jx} - F_{My} = 0$$

$$F_{Jx} = F_{My}$$

$$F_J \cdot \cos \beta = F_M \cdot \cos \theta \quad \text{Ec. 1}$$

$$\sum F_y = 0$$

$$W - F_{Jy} + F_{My} = 0$$

$$F_{Jx} = W + F_{My}$$

$$F_J \cdot \text{sen } \beta = W + F_M \cdot \text{sen } \theta \quad \text{Ec. 2}$$

Se tiene un sistema de ecuaciones, que para ser resuelto se requiere asumir algunos valores. En el caso de W, que es el peso, este tiene un valor de $70 \text{ kg} = 686,47 \text{ N}$, mientras que para diseño se considera que $\theta = 45^\circ$ y $\beta = 60^\circ$ [13].

Entonces, en la ecuación 1 se tiene:

$$F_J \cdot \cos 60^\circ = F_M \cdot \cos 45^\circ$$

$$F_J = \frac{F_M \cdot \cos 45^\circ}{\cos 60^\circ}$$

Esta expresión reemplazada en la ecuación 2, da como resultado:

$$F_J \cdot \text{sen } \beta = W + F_M \cdot \text{sen } \theta$$

$$\frac{F_M \cdot \cos 45^\circ}{\cos 60^\circ} \cdot \text{sen } 60^\circ = 686,47 \text{ N} + F_M \cdot \text{sen } 45^\circ$$

$$\sqrt{2} F_M \cdot \text{sen } 60^\circ = 686,47 \text{ N} + F_M \cdot \text{sen } 45^\circ$$

$$1,2247 F_M - 0,7071 F_M = 686,47 \text{ N}$$

$$0,5176 F_M = 686,47 \text{ N}$$

$$F_M = \frac{686,47 \text{ N}}{0,5176}$$

$$F_M = 1326,26 \text{ N}$$

$$F_J = \frac{1326,26 \text{ N} \cdot \cos 45^\circ}{\cos 60^\circ}$$

$$F_j = 1875,62 \text{ N}$$

Una vez que se conoce la magnitud de las fuerzas, corresponde hallar la fuerza que ocasionará flexión en la prótesis pierna, la cual viene a ser la fuerza perpendicular al eje que forma F_M , es decir la componente $F_j \cdot \text{sen}(\beta - \theta)$.

$$F_j \text{ sen}(\beta - \theta) = 1875,62 \text{ N} \cdot \text{sen}(60^\circ - 45^\circ)$$

$$F_j \text{ sen}(\beta - \theta) = 485,45 \text{ N}$$

A partir de esta fuerza ya se puede calcular el esfuerzo flector. Corresponde entonces determinar si el prototipo puede resistir a las condiciones de operación. En este sentido, una de las teorías generalmente aceptadas para materiales dúctiles es la Teoría de la Energía de Distorsión (ED) [14]. Esta teoría predice la falla debida a la fluencia, que se presenta cuando la energía de deformación total por unidad de volumen alcanza o supera la energía de deformación por unidad de volumen de la resistencia a la fluencia en tensión o en compresión del material del elemento.

Para materiales dúctiles se considera que la ED es la que predice con mayor certeza la falla en materiales dúctiles. El esfuerzo efectivo es denominado como esfuerzo de Von Mises. La ecuación que define a dicho esfuerzo [15] es la siguiente:

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_A^2 - \sigma_A \sigma_B + \sigma_B^2} = \sqrt{\sigma_x^2 + 3\tau_{xy}^2} \quad (16)$$

Donde:

σ' Esfuerzo Von Mises.

σ_A, σ_B Esfuerzos principales máximo y mínimo respectivamente.

τ Esfuerzo cortante

El esfuerzo Von Mises puede relacionarse con la resistencia a la fluencia del material a través de la fórmula:

$$\sigma' = \frac{S_y}{n} \quad (17)$$

Donde:

S_y Límite de fluencia o resistencia última del material [MPa].

n Factor de seguridad.

Por otra parte, la resistencia a la fluencia cortante predicha por la ED se calcula con la siguiente fórmula:

$$S_{sy} = 0,61 \cdot S_y \rightarrow \text{acero inoxidable} \quad (18)$$

Adicional a la carga de 70 kg, la prótesis contará con un apoyo en la superficie del suelo, que representa una reacción que ayuda a equilibrar el mecanismo.

Además de depender de la magnitud y dirección de las cargas, los esfuerzos a los que se someten los elementos también dependen de los límites de fluencia de los materiales. Por esta razón corresponde indicar los valores de los límites de fluencia de los materiales utilizados en la prótesis transfemoral, conforme se detalla a continuación en la Tabla 74:

Tabla 74. Materiales de las partes principales de la prótesis.

Parte de la prótesis	Material	Límite de fluencia o Resistencia límite S_y (MPa)
Socket o encaje	Fibra de carbono	> 2400
Prótesis pierna	PP Polímero	31-41
Cilindro y guía de la prótesis pierna	Acero inoxidable AISI 304	276
Plantilla y acople	Termoplástico reforzado con fibra de carbono CFRTP	464,4
Junta de la prótesis	Acero inoxidable AISI 304	276

Fuente: Autor.

Para el caso del cilindro y guía, el esfuerzo máximo de Von Mises aplicando la fórmula (17) es de:

$$\sigma' = \frac{276 \text{ MPa}}{2,5}$$

$$\sigma' = 110,4 \text{ MPa}$$

Mientras que, la resistencia máxima a la fluencia cortante predicha por la ED, aplicando la fórmula (18) es:

$$S_{sy} = 0,61 \cdot 276 \text{ MPa}$$

$$S_{sy} = 168,36 \text{ MPa}$$

Para efectuar el cálculo de los valores de esfuerzo de compresión y cortante obtenidos a partir de la aplicación de la carga de 70 kgf, que corresponde al peso de una persona tipo que puede hacer uso de la prótesis. A partir de la aplicación de dicha carga corresponde calcular el factor de seguridad del diseño propuesto, empleando las fórmulas (16) y (17), cuya resolución se muestra a continuación:

Datos:

τ_{xy} Esfuerzo torsor (en este caso es igual a cero).

σ_x Esfuerzo flector.

I momento de inercia

c Distancia desde el eje neutro hasta donde se recibe el esfuerzo.

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_x^2 + 3\tau_{xy}^2}$$

$$\sigma_x = \frac{M}{\frac{I}{c}} \quad (19)$$

Para el caso de una sección tubular la fórmula (19) se convierte en:

$$\sigma_x = \frac{F \cdot L}{\frac{\pi(D^4 - d^4)}{32 \cdot D}} \quad (20)$$

$$\sigma_x = \frac{485,45 \text{ N} \cdot 0,3106 \text{ m}}{\frac{\pi (0,030^4 - 0,025^4)}{32 (0,030)}}$$

$$\sigma_x = \frac{150,78 \text{ N} \cdot \text{m}}{1,37 \times 10^{-6} \text{ m}^3}$$

$$\sigma_x = 109866371 \text{ Pa}$$

$$\tau_{xy} = 0$$

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_x^2 + 3\tau_{xy}^2}$$

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_x^2}$$

$$\sigma' = \sigma_x$$

$$\sigma' = 109,87 \text{ MPa}$$

$$\sigma' = \frac{S_y}{n}$$

$$n = \frac{S_y}{\sigma'}$$

$$n = \frac{276 \text{ MPa}}{109,87 \text{ MPa}}$$

$$n = 2,51$$

El FDS para diseño del miembro prótesis pierna es de 2,51, que es mayor que el valor mínimo recomendado de 2,5 [12].

3.1.4.3 Pie protésico o plantilla

En el caso de la plantilla, tomando en cuenta las fuerzas calculadas anteriormente se calcula el esfuerzo a flexión de la siguiente manera:

En primer lugar, se muestra el esquema de fuerzas que interactúan sobre la plantilla de la prótesis transfemoral, conforme la Figura 14:

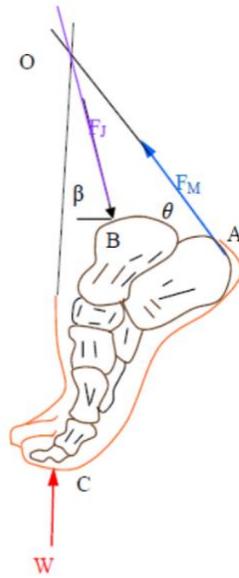


Figura 14: Fuerzas ejercidas sobre el pie.

Fuente: [13].

Las mencionadas fuerzas serán reproducidas en la prótesis transfemoral, de manera que en la plantilla las fuerzas ocasionarán esfuerzos flexionantes. A continuación se presenta un esquema de las fuerza y momento que intervienen sobre la plantilla cuando ésta se encuentra inclinada a 45°:

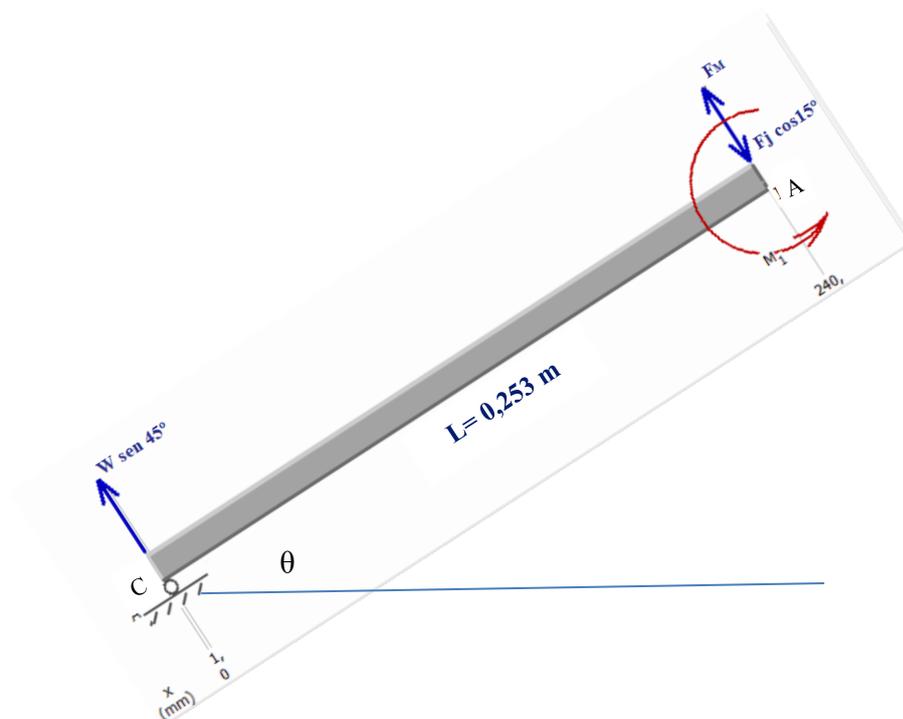


Figura 15: Fuerzas ejercidas sobre la plantilla de la prótesis.

Fuente: Autor.

Los datos disponibles son:

$$W = 686,47 \text{ N}$$

$$F_M = 1326,26 \text{ N}$$

$$F_J = 1875,62 \text{ N}$$

$$\theta = 45^\circ$$

$$\beta = 60^\circ$$

$$L = 0,253 \text{ m}$$

Ancho de la sección transversal = 65 mm

Espesor de plantilla = 7 mm (dividido en dos secciones, la plantilla de 4 mm y el acople de 3 mm).

Material: termoplástico reforzado con fibra de carbono CFRTP.

Módulo elástico del material = 62 GPa.

$$M_1 = ?$$

La ecuación de equilibrio de momento flector es la siguiente:

$$\sum M_c = 0$$

$$M_1 + F_M \cdot L - F_J \cdot \cos(\beta - \theta) \cdot L = 0$$

$$M_1 + 1326,26 \text{ N} \cdot 0,253 \text{ m} - 1875,62 \text{ N} \cdot \cos(60^\circ - 45^\circ) \cdot 0,253 \text{ m} = 0$$

$$M_1 + 335,54 \text{ N} \cdot \text{m} - 458,36 \text{ N} \cdot \text{m} = 0$$

$$M_1 = 112,82 \text{ N} \cdot \text{m}$$

Una vez encontrado el valor del momento M_1 corresponde realizar los diagramas de fuerza cortante y momento flector, los cuales se presentan en la siguiente figura:

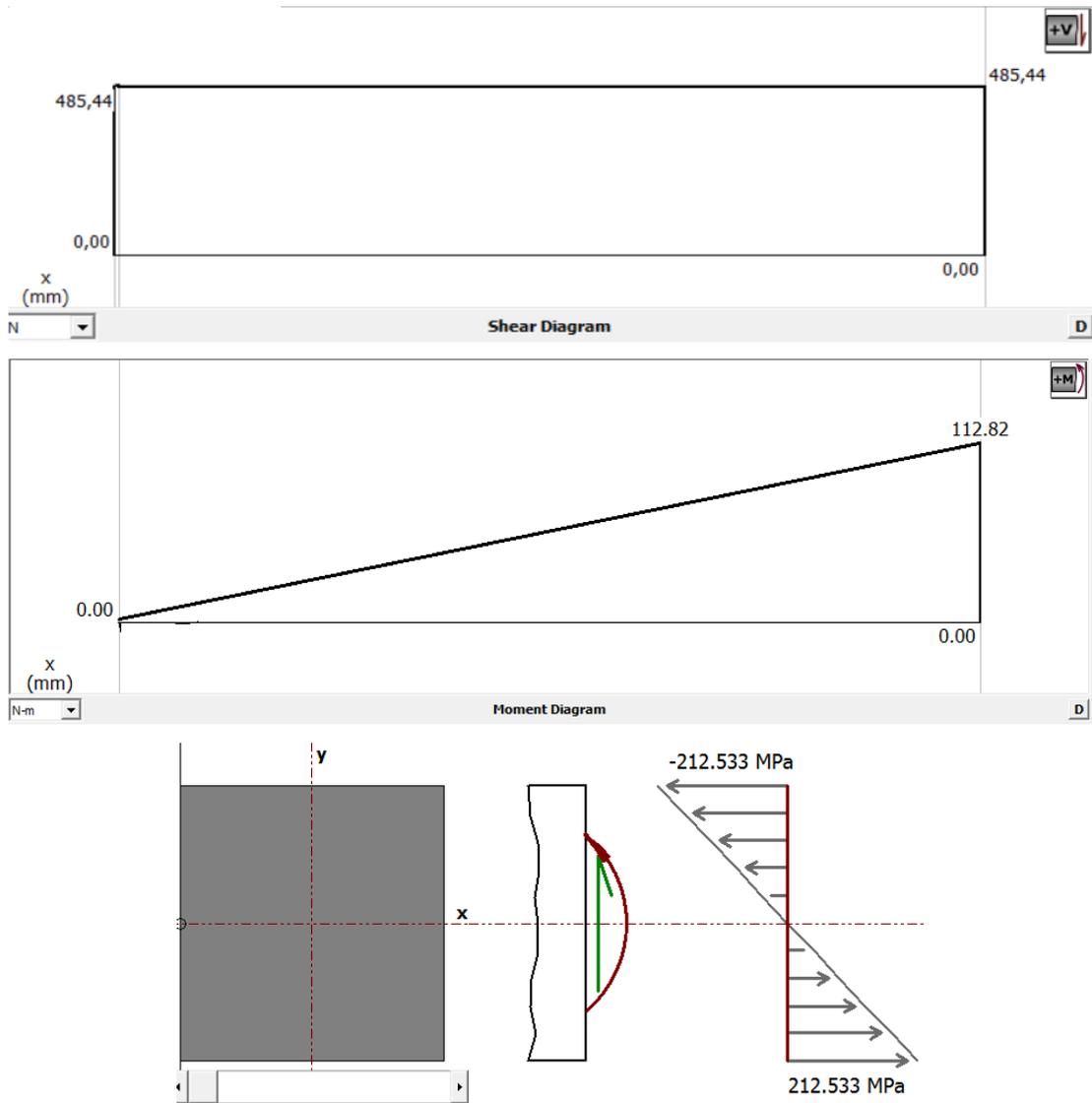


Figura 16: Diagrama de fuerza cortante y momento flector.

Fuente: Autor.

De acuerdo a los diagramas, el máximo momento se encuentra en el punto B y su valor es de 112,53 N·m.

De la fórmula (16) se tiene:

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_x^2 + 3\tau_{xy}^2}$$

De la fórmula (19) se tiene que:

$$\sigma_x = \frac{M_{\text{máx}}}{\frac{I}{c}}$$

La sección seleccionada es rectangular, por consiguiente el momento de inercia es:

$$I = \frac{b \cdot h^3}{12} \quad (21)$$

$$I = \frac{0,065 \text{ m} \cdot (0,007 \text{ m})^3}{12}$$

$$I = 1,8579 \times 10^{-9} \text{ m}^4$$

$$\sigma_x = \frac{112,82 \text{ N} \cdot \text{m}}{\frac{1,8579 \times 10^{-9} \text{ m}^4}{0,0035 \text{ m}}}$$

$$\sigma_x = 212,53 \text{ MPa}$$

Por otra parte, para una sección rectangular el esfuerzo cortante máximo es:

$$\tau_{xy} = \frac{3 V}{2 A} \quad (22)$$

$$\tau_{xy} = \frac{3 \cdot 485,44 \text{ N}}{2 \cdot (0,065 \cdot 0,007) \text{ m}^2}$$

$$\tau_{xy} = 1,6 \text{ MPa}$$

Por consiguiente, en la fórmula (16) se obtiene:

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_x^2 + 3\tau_{xy}^2} = \sqrt{(212,53 \text{ MPa})^2 + 3(1,6 \text{ MPa})^2}$$

$$\sigma' = 212,55 \text{ MPa}$$

$$\sigma' = \frac{S_y}{n}$$

$$n = \frac{S_y}{\sigma'}$$

Para el caso del termoplástico reforzado con fibra de carbono CFRTP el S_y es de 464,4 MPa, por lo tanto, se tiene:

$$n = \frac{464,4 \text{ MPa}}{212,55 \text{ MPa}}$$

$$n = 2,18$$

3.1.4.4 Comprobación del diseño en software CAE

Para comprobar los cálculos realizados se emplea un software de ingeniería asistida por computador (CAE). Bajo las consideraciones indicadas, se efectuó el análisis, conforme se muestra en la Figura 17 mostrada a continuación:

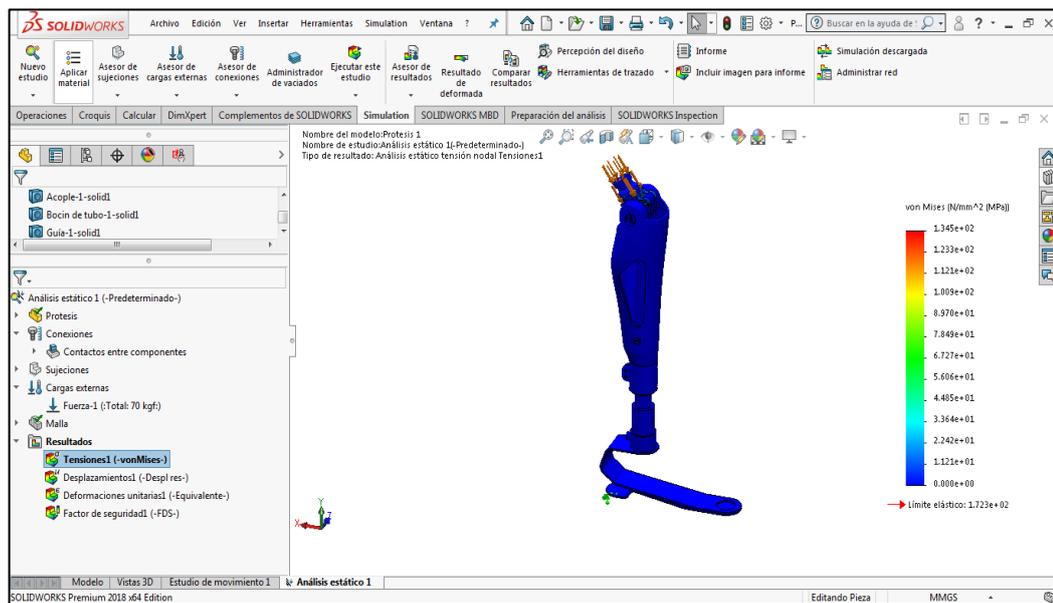


Figura 17: Aplicación de las cargas sobre la prótesis transfemoral diseñada.

Fuente: Autor.

Como se aprecia en la Figura 17, el límite elástico es de 172,3 MPa. Mientras tanto que, en el caso de la junta de acople entre el socket y la pierna, las tensiones originadas, según la escala de Von Mises, como se indica en la Figura 17, genera una tensión máxima en el elemento de 44,85 MPa, este esfuerzo es menor al máximo

admisible de 96,4 MPa (con el factor de seguridad de 2,5), conforme se visualiza en un color verdoso según el código de colores:

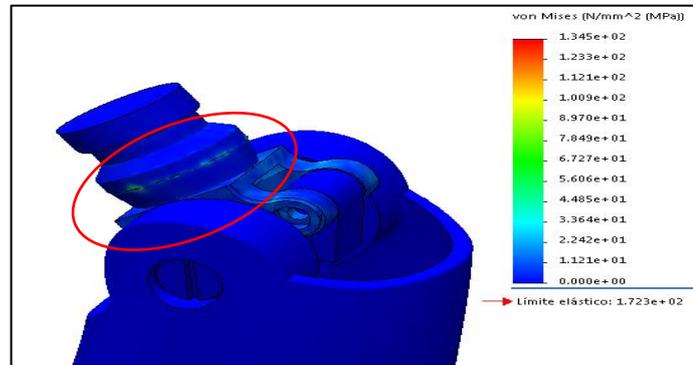


Figura 18: Aplicación de las cargas en la junta de unión del socket con la pierna.

Fuente: Autor.

Respecto al desplazamiento que tendría el sistema por efecto de la aplicación de la carga al peso de 70 kg, se obtuvo como valor máximo 0,1 mm, el cual es despreciable y por tanto se da por valido el diseño. La simulación para la obtención del máximo desplazamiento se presenta en la Figura 19, mostrada a continuación:

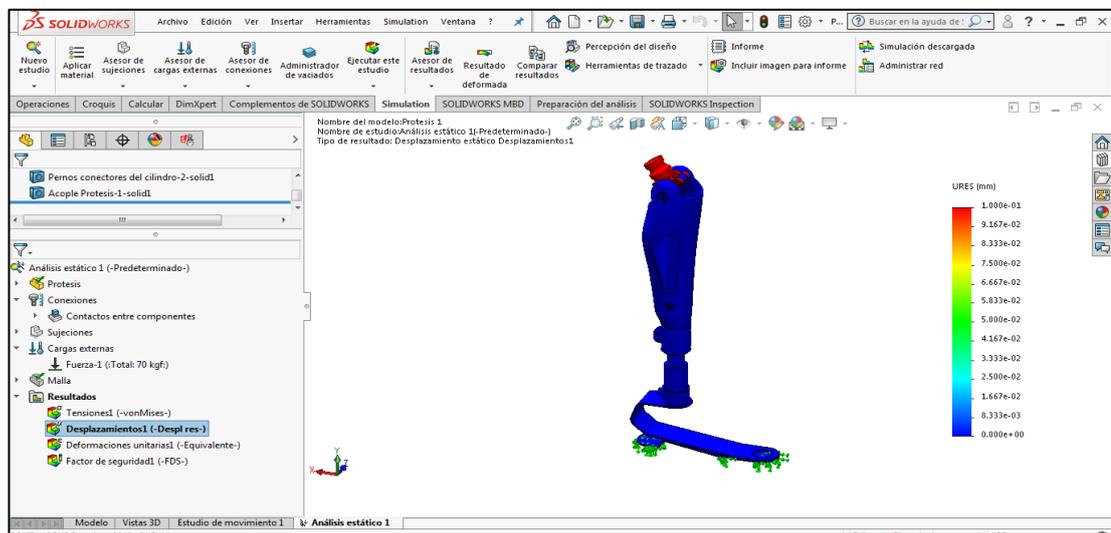


Figura 19: Desplazamiento máximo.

Fuente: Autor.

En relación a la deformación unitaria, a partir del análisis de la relación existente entre la deformación total y la longitud inicial del elemento, se obtuvo un valor máximo de 0,00003678, conforme se muestra en las Figuras 20 y 21, como sigue:

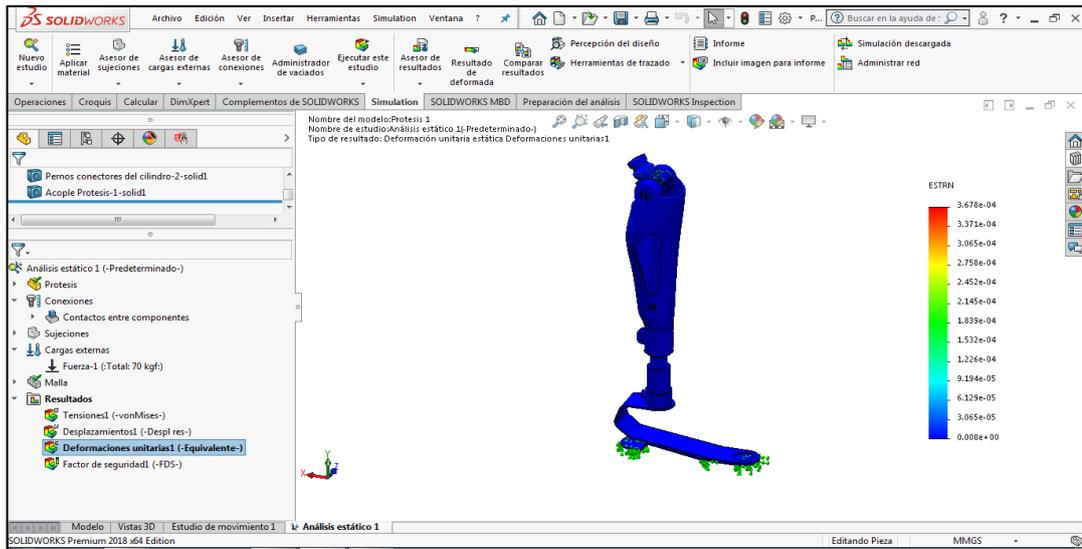


Figura 20: Deformación unitaria.

Fuente: Autor.

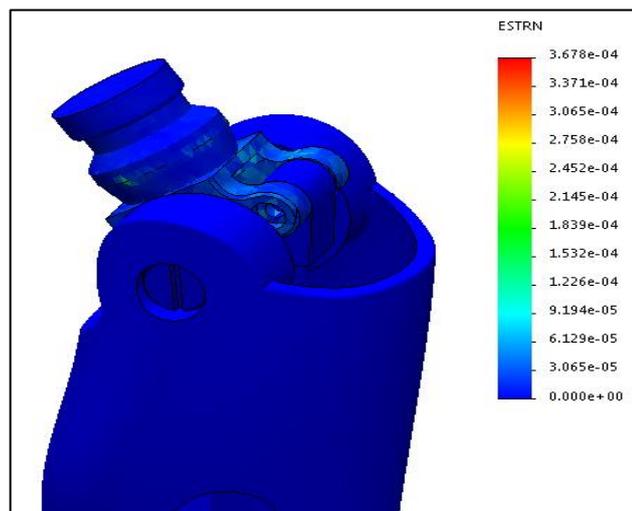


Figura 21: Deformación unitaria en la unión del socket con la pierna del usuario.

Fuente: Autor.

Finalmente, con respecto al factor de seguridad del diseño, en la Teoría ED, se considera como valor crítico de contraste el valor de 2,5, que es el recomendado para el diseño de elementos de máquina bajo cargas dinámicas con una confianza promedio en todos los datos del diseño [12].

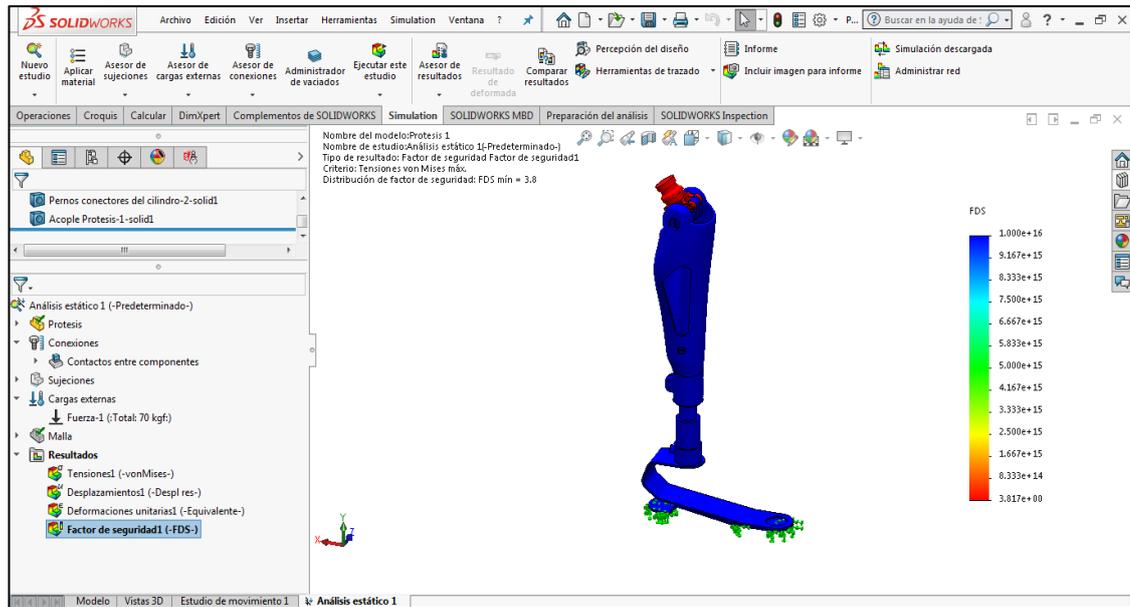


Figura 22: Factor de seguridad de la prótesis diseñada según la ED

Fuente: Autor.

Una vez llevado a cabo el análisis del esfuerzo de Von Mises, se obtuvo un factor de seguridad, con un valor mínimo de 3,8 en la parte de la unión del socket con la junta, mientras que en el resto de la prótesis se generó un valor máximo de 1×10^{16} ; por lo que por recomendación de Mott [12], indica que los valores de 2,5 a 4 son para cargas dinámicas, validándose de esta manera el diseño propuesto.

En el caso de la plantilla, como se mencionó anteriormente, este elemento está sometido a cargas flexionantes, conforme se muestra en la Figura 23:

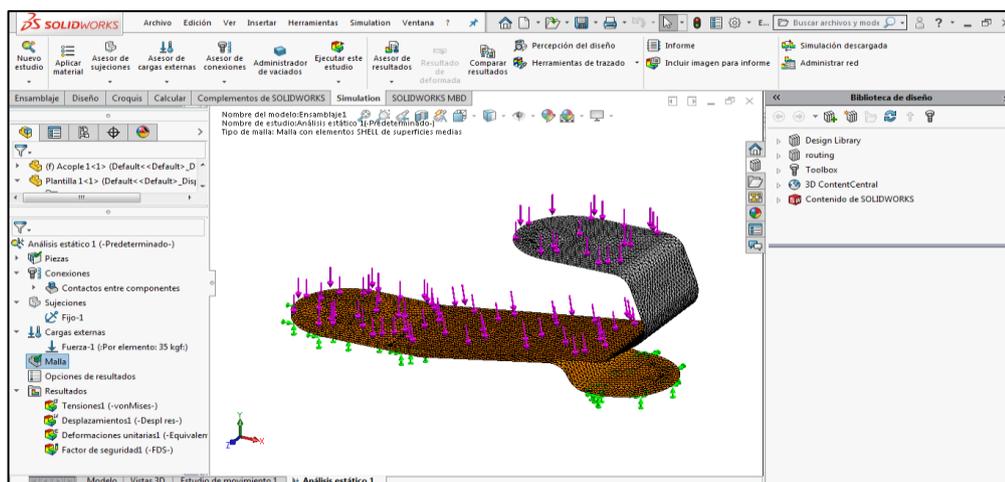


Figura 23: Cargas aplicadas al pie protésico.

Fuente: Autor.

La carga aplicada genera una **Tensión máxima** de 226,9 MPa según la escala de VON Mises, en la sección marcada con un color anaranjado de la Figura 24 según el código de colores. Este valor es similar al hallado mediante el proceso analítico, que fue de 212,55 MPa para los esfuerzos combinados.

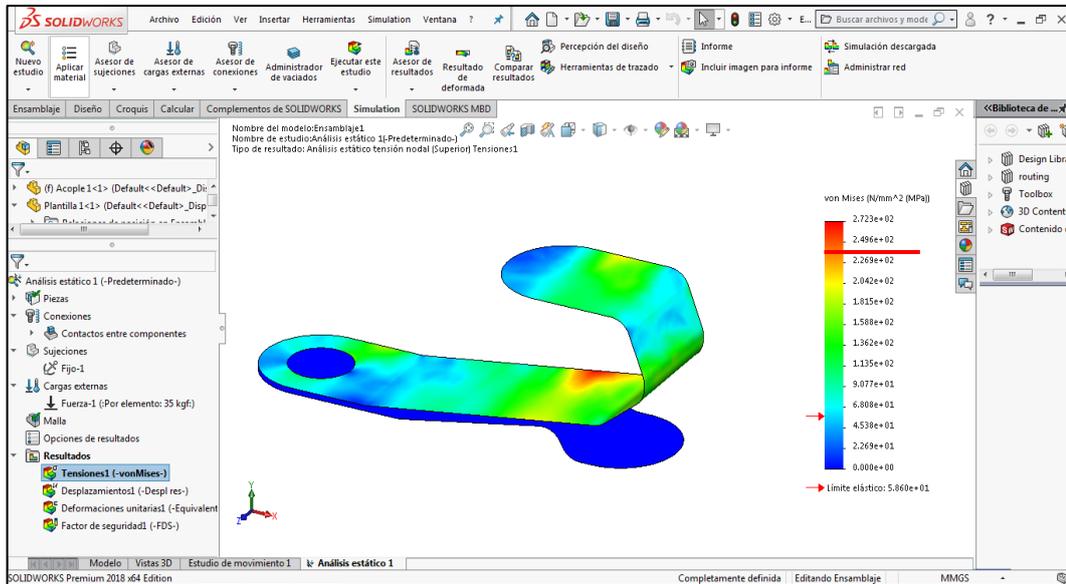


Figura 24: Tensión máxima generada en el pie protésico.

Fuente: Autor.

Este resultado indica que, para la mayor carga, el **Desplazamiento máximo** a generarse es de 5.091×10^{11} mm, como se muestra en la Figura 25:

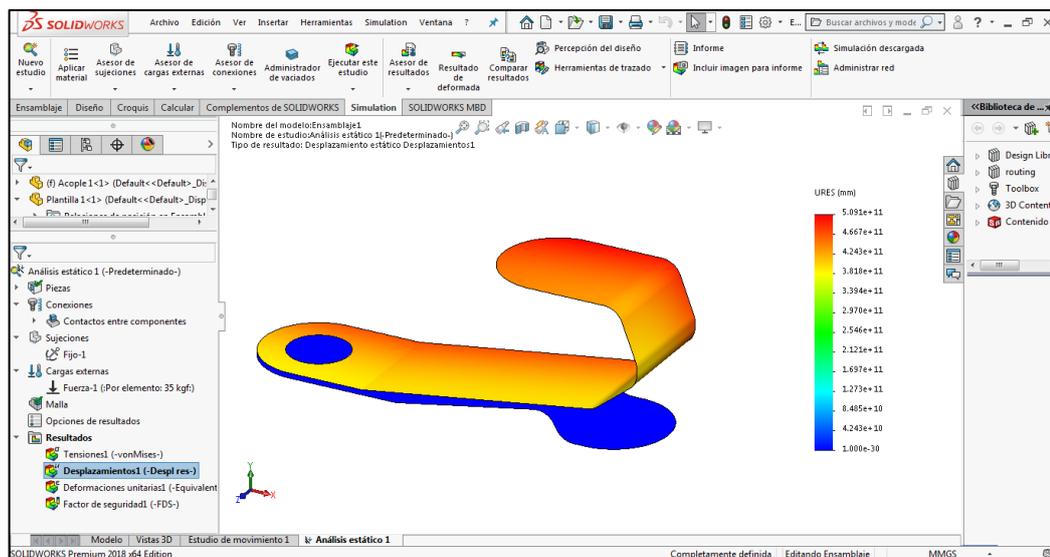


Figura 25: Desplazamiento máximo en el pie protésico.

Fuente: Autor.

La **Deformación Unitaria**, ofrece la relación existente entre la deformación total y la longitud inicial del elemento, para el análisis realizado se obtiene un valor máximo de 0,04.

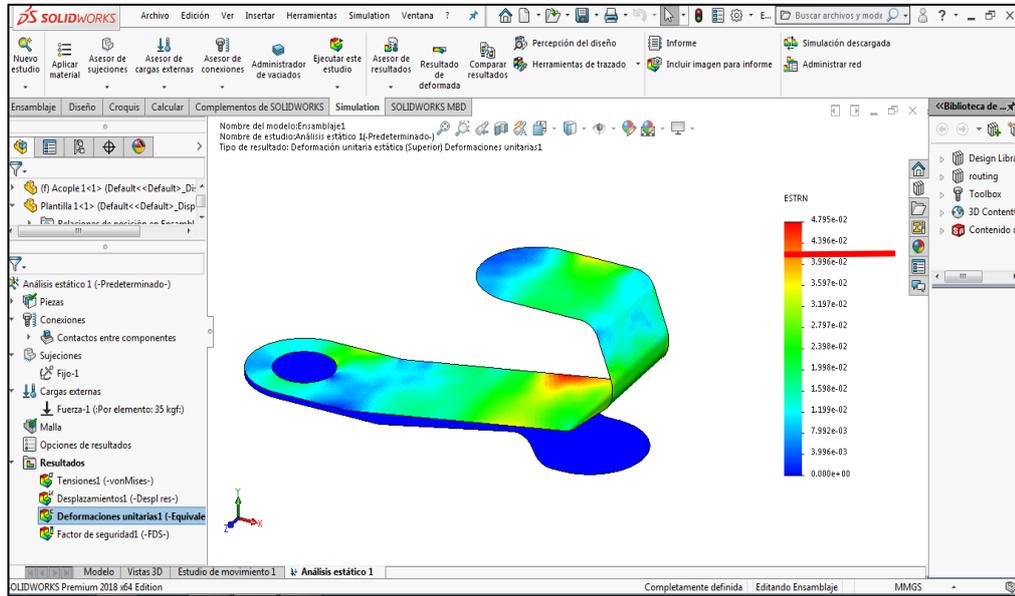


Figura 26: Deformación unitaria en el pie protésico.

Fuente: Autor.

3.1.5 Parámetros constructivos de la prótesis

Para llevar a cabo la construcción del prototipo de prótesis ergonómica transfemoral se debe tener en cuenta que existen algunos elementos que deben ser adquiridos y otros construidos.

En el caso del cilindro hidráulico y los elementos de sujeción como pernos deben ser adquiridos. Por otra parte, el socket de fibra de carbono, al igual que la prótesis pierna se deben construir mediante un proceso de moldeado y formado, pulido, masillado y pintura al horno. Los elementos de acero son troquelados para darle la forma requerida. Mientras que la plantilla se obtiene mediante impresión 3D.

3.1.6 Parámetros constructivos del prototipo

La construcción del prototipo se efectuó mediante proceso de modelado por deposición fundida (FDM), basado en tres elementos principales de impresión, que son:

- Una placa/cama en la que se imprime la pieza.
- Una bobina de filamento que sirve como material de impresión.
- Una cabeza de extrusión también llamada extrusor, donde el filamento es succionado y fundido por el extrusor de la impresora 3D, que deposita el material de forma precisa, capa por capa sobre la cama de impresión, por el cual se crean objetos físicos, colocando un material por capas en base a un modelo digital, donde se utiliza una función aditiva, depositando el material en capas, para conformar la pieza almacenándose inicialmente en una boquilla, la cual se encuentra por encima de la temperatura de fusión del material moviéndose por motores a pasos o servomotores solidificando inmediatamente después de salir de la boquilla.

3.1.7 Presupuesto

El presupuesto estimado del proyecto se detalla a continuación en la Tabla 75:

Tabla 75. Costo del proyecto.

Descripción	Costo (\$)
Fibra de carbono	65,00
Termoplástico reforzado con fibra de carbono CFRTP	250,00
Cilindro hidráulico de acero inoxidable 140-200 psi	250,00
PP Polímero	85,00
Impresión 3D	250,00
Mecanizado	300,00
Accesorios	80,00
Diseño CAD-CAE	350,00
Subtotal	1630,00
Imprevistos 10%	163,00
TOTAL	1793,00

Fuente: Autor.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 CONCLUSIONES

- Se constató que la biomecánica del caminar de una persona se puede replicar mediante sistemas mecánicos integrados por varios elementos y mecanismos, que se diseñan a partir de determinadas formas, tamaños y criterios de confort, que hacen que dichos sistemas sean adaptables a las necesidades particulares de cada persona. En este sentido, la ergonomía y la antropometría configuran las características de los sistemas mecánicos utilizados para sustituir la función natural de una pierna humana.
- Se obtuvieron los datos antropométricos de una muestra de 360 personas de género masculino, quienes no contaban con capacidades especiales, con la finalidad de determinar las medidas corporales que debían ser consideradas en el diseño de la prótesis transfemoral. De esa manera, se efectuaron mediciones de las partes relacionadas a las extremidades inferiores y el peso de las personas. Posteriormente, se calcularon los percentiles correspondientes al conjunto de datos.
- Para la selección de la alternativa de diseño más idónea para la prótesis ergonómica, se partió de establecer tres opciones y se consideraron cinco criterios, tales como: bajo costo, funcionalidad y fiabilidad, facilidad de manufactura y ensamblaje, innovación tecnológica y ergonomía. Al aplicar los criterios de ponderación, se identificó que el costo, así como la funcionalidad y fiabilidad son los criterios más importantes a tener en cuenta. Bajo dichas consideraciones se optó por la alternativa 1 Prótesis por accionamiento hidráulico, que se caracteriza por ser un diseño modular adaptable a las necesidades de confort ergonómico e inclusive permite utilizar dos medidas para la longitud de la rodilla-tobillo. En cuanto a los materiales, el socket es de fibra de carbono, la pierna de policarbonato PP y la plantilla de termoplástico reforzado con fibra de carbono. La construcción de la pierna y la plantilla se realiza mediante un proceso de moldeado en impresión 3D.

- Se realizó el diseño de la prótesis ergonómica transfemoral, tomando como referente la alternativa 1, para lo cual se consideraron los datos obtenidos de las 13 mediciones antropométrica. En este sentido, se tomaron los datos del percentil 95 para la dimensión de la cadera-amputación, percentil 50 para la circunferencia de amputación, percentil 95 para la dimensión de la amputación-rodilla, los percentiles 95 y 5 para la distancia rodilla-tobillo, percentil 95 para el tobillo-planta de pie, 95 para la cadera-rodilla, percentil 50 para la longitud de la planta de pie, percentil 30 para la circunferencia de la rodilla, percentil 50 para la circunferencia de la pantorrilla, percentil 5 para el ancho del tobillo, percentil 5 para el ancho de la planta del pie, percentil 50 para la longitud de la rodilla y el 50 para la carga el peso del individuo. Una vez efectuado el diseño se realizó la comprobación de la resistencia al esfuerzo de Von Mises o Energía de Distorsión, encontrándose una tensión máxima de 44.85 MPa, lo que da lugar a un factor de seguridad del diseño de 3.8, que es superior al mínimo requerido de 2.5. Por lo tanto, el diseño es satisfactorio.

4.2 RECOMENDACIONES

- Construir la prótesis ergonómica con base en el diseño realizado y utilizarla para el uso de una persona, de manera que se pueda comprobar su funcionamiento.
- Usar la prótesis, una vez que haya sido construida, en una persona cuyas medidas antropométricas se aproximen a las consideradas en el presente diseño y que desarrolle actividades diarias con poca actividad, con la finalidad de que sea confortable para la persona. No se recomienda que sea utilizada para una persona que realice actividad deportiva.
- Analizar el desempeño de la prótesis una vez que el diseño sea construido y acoplado a un usuario que presente amputación de su pierna. Los criterios a tener en cuenta deberán ser la funcionalidad, fiabilidad, confort ergonómico y durabilidad de sus componentes.

- Establecer mejoras al diseño realizado, en caso de ser necesario, pero solamente una vez analizado su desempeño en un usuario.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] A. J. Doberti Martínez, «Diseño de una prótesis de pierna para amputados transtibiales», Tesis de Pregrado, Universidad de Chile, Santiago de Chile, 2015.
- [2] B. M. Erazo, «Diseño de prototipos tridimensionales de prótesis externa para reemplazo de pierna y pie por amputación infragenicular en humanos», Tesis de Pregrado, Escuela Superior Politécnica del Chimborazo, Riobamba, Ecuador, 2016.
- [3] E. Ocaña Valenzuela, «Diseño y análisis de esfuerzos de prótesis transfemoral pasiva basada en mecanismo de cuatro barras», Maestría en Manufactura avanzada, Centro de Tecnología Avanzada, Villahermosa, México, 2018.
- [4] C. Barros Morán y P. López Vélez, «Diseño y construcción de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla)», Tesis de Pregrado, Universidad de Las Fuerzas Armadas-ESPE, Sangolquí, Ecuador, 2016.
- [5] B. M. Romero Erazo, «Diseño de prototipos tridimensionales de prótesis externa para reemplazo de pierna y pie por amputación infragenicular en humanos», Tesis de Pregrado, Escuela Superior Politécnica del Chimborazo, Riobamba, Ecuador, 2016.
- [6] J. Panero y M. Zelnik, *Las dimensiones humanas en los espacios interiores- Estándares antropométricos*, 7.^a ed. Barcelona, España: Gustavo Gili, SA., 1996.
- [7] A. J. Doberti Martínez, «Diseño de una prótesis de pierna para amputados transtibiales», Tesis de Pregrado, Universidad de Chile, Santiago de Chile, 2015.
- [8] CONADIS, «Registro de Personas con discapacidad». 2016.
- [9] J. A. Hernández-Aguilar, E. J. Álvarez-Sánchez, y A. López-Velázquez, «Diseño y simulación de rodilla mecánica monocéntrica», *Pistas Educativas*, vol. 39, n.º 128, pp. 652-668, 2018.
- [10] C. Álvarez-Peña, J. L. Moya-Rodríguez, Y. S. Campos-Pérez, y C. Chagoyén-Méndez, «Diseño de prótesis externa de rodilla», 2012.
- [11] J. Castro-Junco, «Diseño de prótesis transfemoral», Tesis de Pregrado, Universidad de América, Bogotá D.C., Colombia, 2018.
- [12] R. Mott, *Diseño de Elementos de Máquinas*, 4.^a ed. México D.F., México: Pearson Educación, 2006.

- [13] J. García-Merino y C. Rodríguez-Dávila, «Diseño de una prótesis transtibial amortiguada», Tesis de Pregrado, Instituto Politécnico Nacional de México, México, D.F., México, 2012.
- [14] R. Budynas y K. Nisbett, *Shigley's Mechanical Engineering Design*, 9th ed. New York, NY, USA: McGraw-Hill, 2011.
- [15] R. G. Budynas, J. K. Nisbett, y J. E. Shigley, *Shigley's mechanical engineering design*, Tenth edition. New York, NY: McGraw-Hill Education, 2015.
- [16] R. Hernández Sampieri, C. Fernández Collado, y M. del P. Baptista Lucio, *Metodología de la Investigación*, 6.^a ed. México, D.F.: McGraw-Hill Education, 2014.
- [17] R. S. Bridger, *Introduction to Human Factors and Ergonomics*. CRC Press, 2017.
- [18] J. Panero y M. Zelnik, *Las dimensiones humanas en los espacios interiores- Estándares antropométricos*, 7.^a ed. Barcelona, España: Gustavo Gili, SA., 1996.
- [19] C. Barros Morán y P. López Vélez, «Diseño y construcción de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla)», Tesis de Pregrado, Universidad de Las Fuerzas Armadas-ESPE, Sangolquí, Ecuador, 2016.
- [20] D. Bravo y C. Rengifo, «Modelo Biomecánico de una Prótesis de Pierna», *RIAI*, vol. 11, n.º 4, pp. 417-425, oct. 2014.
- [21] E. Ocaña Valenzuela, «Diseño y análisis de esfuerzos de prótesis transfemoral pasiva basada en mecaniso de cuatro barras», Maestría en Manufactura avanzada, Centro de Tecnología Avanzada, Villahermosa, México, 2018.
- [22] E. Valero Cabello, «Antropometría». INSHT, 2011.
- [23] B. E. Lawson, J. E. Mitchell, D. Truex, A. Shultz, E. Ledoux, y M. Goldfarb, «A Robotic leg prosthesis. Design, Contro, and Implementation», *Robotics & Automation Magazine*, pp. 70-81, 2014.
- [24] R. Unal, S. Behrens, R. Carloni, E. E. G. Hekman, S. Stramigioli, y B. Koopman, «Prototype Design and Realization of an Innovative Energy Efficient Transfemoral Prosthesis», presentado en International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Tokyo, Japón, 2010, pp. 191-196.
- [25] T. Lenau, A. Dentel, P. Ingvarsdóttir, y T. Guðlaugsson, «Engineering design of an adaptive leg prosthesis using biological principles», presentado en International Design Conference, Dubrovnik, Croacia, 2010, pp. 331-340.

- [26] R. D. Gregg, T. Lenzi, L. J. Hargrove, y J. W. Sensinger, «Virtual Constraint Control of a Powered Prosthetic Leg: From Simulation to Experiments with Transfemoral Amputees», *IEEE Trans Robot*, vol. 30, n.º 6, pp. 1455-1471, dic. 2014.
- [27] R. D. Gregg, T. Lenzi, N. P. Fey, L. J. Hargrove, y J. W. Sensinger, «Experimental Effective Shape Control of a Powered Transfemoral Prosthesis», *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, p. 8, 2013.
- [28] M. A. Shandiz, F. Farahmand, N. A. A. Osman, y H. Zohoor, «A Robotic Model of Transfemoral Amputee Locomotion for Design Optimization of Knee Controllers», *INTECH*, vol. 10, n.º 161, p. 11, 2013.
- [29] D. Regazzoni, C. Rizzi, y G. Colombo, «The Role of Virtual Ergonomic Simulation to Develop Innovative Human Centered Products», *The Role of Virtual Ergonomic Simulation*, pp. 74-83, 2015.

ANEXOS

ANEXO A:

		FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS ANTROPOMÉTRICOS				
DATOS INFORMATIVOS:						
Nombres y apellidos:						
Edad:		Sexo:		Ficha No.		
Lugar de residencia:						
Responsable de medición:						
Fecha de medición:						
MEDICIONES MORFOLÓGICAS:						
No.	Parámetro	Unidad de medida	Valor de la medición			
1	Cadera-Amputación	cm				
2	Circunferencia de amputación	cm				
3	Amputación-Rodilla	cm				
4	Rodilla- Tobillo	cm				
5	Tobillo-Planta de pie	cm				
6	Cadera-Rodilla	cm				
7	Longitud planta de pie	cm				
8	Circunferencia rodilla	cm				
9	Circunferencia pantorrilla	cm				
10	Ancho tobillo	cm				
11	Ancho planta de pie	cm				

	FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS ANTROPOMÉTRICOS		
12	Longitud rodilla	cm	
13	Peso	kg.	
ESTADO DE SALUD:			
Presenta condición de discapacidad	Sí	<input type="checkbox"/>	No <input type="checkbox"/>
En caso de respuesta afirmativa:	Cuál?		
OBSERVACIONES:			
<hr style="width: 20%; margin: 0 auto;"/> FIRMA RESPONSABLE			

ANEXO B:

Datos antropométricos de personas adultas

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
1	30,0	52,0	16,0	45,0	9,0	30,0	26,0	17,0	37,0	8,0	9,6	9,0	68,0
2	26,0	52,0	15,0	37,0	9,0	34,0	25,0	18,0	32,0	8,5	9,8	9,0	58,0
3	23,0	47,0	13,0	40,0	6,0	30,0	24,0	17,0	36,0	7,5	9,4	8,0	79,0
4	24,0	51,0	13,0	36,0	6,5	34,0	26,0	18,0	38,0	7,0	10,1	9,0	62,0
5	29,0	50,0	17,0	39,0	6,5	28,0	26,0	19,0	36,0	8,0	10,2	9,0	60,0
6	29,0	50,0	16,0	37,0	6,5	32,0	24,0	17,0	36,0	7,0	10,5	8,0	80,0
7	26,0	54,0	12,0	37,0	7,5	30,0	24,0	19,0	39,0	8,0	8,4	8,0	75,0
8	24,0	55,0	13,0	35,0	7,0	32,0	26,0	17,0	34,0	7,0	8,6	8,0	65,0
9	27,0	48,0	13,0	38,0	8,0	36,0	25,0	18,0	33,0	8,5	9,2	9,0	59,0
10	30,0	45,0	14,0	43,0	7,0	35,0	23,0	18,0	35,0	7,5	10,6	9,0	75,0
11	26,0	50,0	16,0	40,0	7,5	32,0	24,0	18,0	36,0	7,0	8,4	9,0	60,0
12	30,0	51,0	14,0	35,0	7,0	24,0	28,0	16,0	36,0	8,5	9,8	9,0	62,0
13	30,0	46,0	12,0	40,0	6,5	34,0	22,0	17,0	32,0	8,0	9,9	8,0	80,0
14	30,0	42,0	15,0	38,0	8,0	32,0	25,0	19,0	36,0	7,0	9,6	9,0	70,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
15	32,0	45,0	14,0	43,0	7,5	34,0	23,0	17,0	37,0	7,5	9,5	8,0	65,0
16	30,0	51,0	15,0	37,0	8,5	33,0	24,0	19,0	41,0	8,0	10,0	12,0	74,0
17	33,0	57,0	16,0	34,0	10,0	34,0	24,0	17,0	36,0	7,0	9,0	10,0	65,0
18	30,0	47,0	15,0	35,0	8,0	36,0	26,0	19,0	36,0	8,0	10,0	11,0	80,0
19	29,0	53,0	14,0	44,0	7,0	33,0	25,0	17,0	33,0	9,0	8,0	9,0	75,0
20	33,0	45,0	14,0	36,0	6,5	37,0	26,0	16,0	37,0	8,0	10,0	10,0	70,0
21	29,0	47,0	15,0	37,0	8,0	37,0	23,0	19,0	41,0	7,0	10,0	12,0	65,0
22	29,0	42,0	15,0	33,0	8,0	36,0	27,0	20,0	35,0	8,0	8,0	11,0	60,0
23	27,0	50,0	15,0	40,0	7,0	32,0	26,0	17,0	36,0	8,0	9,0	10,0	75,0
24	33,0	49,0	14,0	37,0	8,0	36,0	27,0	14,0	31,0	9,0	10,0	11,0	80,0
25	30,0	51,0	16,0	47,0	9,0	30,0	26,0	17,0	37,0	8,0	9,6	9,0	68,0
26	26,0	52,0	15,0	37,0	9,0	34,0	25,0	18,0	32,0	8,5	9,8	9,0	56,0
27	23,0	47,0	13,0	40,0	6,0	30,0	24,0	17,0	36,0	7,5	9,9	8,0	79,0
28	24,0	51,0	13,0	36,0	6,5	34,0	26,0	18,0	38,0	7,0	10,1	9,0	62,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
29	29,0	50,0	17,0	39,0	6,5	28,0	26,0	19,0	36,0	8,0	10,2	9,0	60,0
30	29,0	50,0	16,0	37,0	6,5	32,0	24,0	17,0	36,0	7,0	10,5	8,0	80,0
31	26,0	54,0	12,0	37,0	7,5	30,0	24,0	19,0	39,0	8,0	8,9	8,0	75,0
32	24,0	55,0	13,0	35,0	7,0	32,0	26,0	17,0	34,0	7,0	8,6	8,0	65,0
33	27,0	48,0	13,0	38,0	8,0	36,0	25,0	18,0	33,0	8,5	9,2	9,0	57,0
34	30,0	45,0	14,0	43,0	7,0	35,0	23,0	18,0	35,0	7,5	10,6	9,0	75,0
35	26,0	50,0	16,0	40,0	7,5	32,0	24,0	18,0	36,0	7,0	8,4	9,0	60,0
36	30,0	51,0	14,0	35,0	7,0	24,0	28,0	16,0	36,0	8,5	9,8	9,0	62,0
37	30,0	46,0	12,0	40,0	6,5	34,0	22,0	17,0	32,0	8,0	9,9	8,0	80,0
38	30,0	45,0	15,0	38,0	8,0	32,0	25,0	19,0	36,0	7,0	9,6	9,0	70,0
39	32,0	45,0	14,0	43,0	7,5	34,0	23,0	17,0	37,0	7,5	9,5	8,0	65,0
40	30,0	51,0	15,0	37,0	8,5	33,0	24,0	19,0	41,0	8,0	10,0	12,0	74,0
41	33,0	57,0	16,0	35,0	9,0	34,0	24,0	17,0	36,0	7,0	9,0	8,0	65,0
42	30,0	47,0	15,0	35,0	8,0	36,0	26,0	19,0	36,0	8,0	10,0	11,0	80,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
43	29,0	53,0	14,0	44,0	7,0	33,0	25,0	17,0	33,0	9,0	8,0	9,0	75,0
44	33,0	45,0	14,0	36,0	6,5	37,0	26,0	16,0	37,0	8,0	10,0	10,0	70,0
45	29,0	47,0	15,0	37,0	8,0	37,0	23,0	19,0	41,0	7,0	10,0	12,0	65,0
46	29,0	45,0	15,0	33,0	8,0	36,0	27,0	20,0	35,0	8,0	8,0	10,0	60,0
47	27,0	50,0	15,0	40,0	7,0	32,0	26,0	17,0	36,0	8,0	9,0	10,0	75,0
48	33,0	49,0	14,0	37,0	8,0	36,0	27,0	14,0	31,0	9,0	10,0	11,0	80,0
49	30,0	52,0	16,0	45,0	9,0	30,0	26,0	34,0	37,0	8,0	9,6	9,0	68,0
50	26,0	52,0	15,0	37,0	9,0	34,0	25,0	36,0	37,0	8,5	9,8	9,0	62,0
51	23,0	47,0	13,0	40,0	6,0	30,0	24,0	34,0	36,0	7,5	9,4	8,0	79,0
52	24,0	51,0	13,0	36,0	6,5	34,0	26,0	36,0	38,0	7,0	10,1	9,0	62,0
53	24,0	50,0	17,0	39,0	6,5	28,0	26,0	38,0	36,0	8,0	10,2	9,0	60,0
54	24,0	50,0	16,0	37,0	6,5	32,0	24,0	34,0	36,0	7,0	10,5	8,0	80,0
55	26,0	54,0	13,0	37,0	7,5	30,0	24,0	38,0	39,0	8,0	8,4	8,0	75,0
56	24,0	55,0	13,0	35,0	7,0	32,0	26,0	34,0	34,0	7,0	8,6	8,0	65,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
57	27,0	48,0	13,0	38,0	8,0	36,0	25,0	36,0	33,0	8,5	9,2	9,0	57,0
58	30,0	52,0	14,0	43,0	7,0	35,0	33,0	36,0	35,0	7,5	10,6	9,0	75,0
59	26,0	50,0	16,0	40,0	7,5	32,0	24,0	36,0	36,0	7,0	8,4	9,0	60,0
60	30,0	51,0	14,0	35,0	7,0	24,0	22,0	32,0	36,0	8,5	9,8	9,0	62,0
61	30,0	46,0	12,0	40,0	6,5	34,0	22,0	34,0	32,0	8,0	9,9	8,0	80,0
62	30,0	45,0	15,0	38,0	8,0	32,0	25,0	38,0	36,0	7,0	9,6	9,0	70,0
63	32,0	48,0	14,0	43,0	7,5	34,0	23,0	34,0	37,0	7,5	9,5	8,0	65,0
64	30,0	51,0	15,0	37,0	8,5	33,0	24,0	38,0	41,0	8,0	10,0	12,0	74,0
65	33,0	57,0	16,0	36,0	10,0	34,0	24,0	34,0	36,0	7,0	9,0	10,0	65,0
66	30,0	47,0	15,0	35,0	8,0	36,0	26,0	38,0	36,0	8,0	10,0	11,0	80,0
67	29,0	53,0	14,0	44,0	7,0	33,0	25,0	34,0	33,0	9,0	8,0	9,0	75,0
68	33,0	51,0	14,0	36,0	6,5	35,0	26,0	32,0	37,0	8,0	10,0	10,0	70,0
69	29,0	47,0	15,0	37,0	8,0	37,0	23,0	38,0	41,0	7,0	10,0	10,0	65,0
70	29,0	44,0	15,0	33,0	8,0	36,0	27,0	40,0	35,0	8,0	8,0	11,0	60,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
71	27,0	50,0	15,0	40,0	7,0	32,0	26,0	34,0	36,0	8,0	9,0	10,0	75,0
72	33,0	49,0	14,0	33,0	8,0	36,0	27,0	28,0	31,0	9,0	10,0	11,0	80,0
73	23,0	59,0	12,0	33,0	6,0	24,0	22,0	28,0	31,0	7,0	8,0	8,0	68,0
74	24,0	46,0	12,0	33,0	6,5	28,0	23,0	32,0	32,0	7,0	8,0	8,0	57,0
75	24,0	47,0	13,0	35,0	6,5	30,0	23,0	32,0	32,0	7,0	8,0	8,0	60,0
76	26,0	48,0	13,0	36,0	6,5	30,0	23,0	34,0	33,0	7,0	8,4	8,0	60,0
77	26,0	45,0	13,0	35,0	6,5	30,0	24,0	34,0	33,0	7,0	8,6	8,0	60,0
78	26,0	46,0	13,0	36,0	6,5	32,0	24,0	34,0	34,0	7,0	9,0	8,0	62,0
79	27,0	47,0	14,0	36,0	7,0	32,0	24,0	34,0	35,0	7,0	9,0	9,0	74,0
80	27,0	49,0	14,0	37,0	7,0	32,0	24,0	34,0	35,0	7,5	9,2	9,0	65,0
81	29,0	47,0	14,0	37,0	7,0	32,0	24,0	34,0	36,0	7,5	9,5	9,0	65,0
82	29,0	48,0	14,0	37,0	7,0	32,0	24,0	34,0	36,0	7,5	9,6	9,0	65,0
83	29,0	49,0	14,0	37,0	7,0	33,0	25,0	34,0	36,0	8,0	9,6	8,0	65,0
84	29,0	50,0	14,0	37,0	7,5	33,0	25,0	34,0	36,0	8,0	9,8	8,0	68,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
85	29,0	50,0	15,0	37,0	7,5	34,0	25,0	36,0	36,0	8,0	9,8	9,0	70,0
86	30,0	49,0	15,0	38,0	7,5	34,0	25,0	36,0	36,0	8,0	9,9	9,0	70,0
87	30,0	50,0	15,0	38,0	8,0	34,0	26,0	36,0	36,0	8,0	9,9	9,0	74,0
88	30,0	48,0	15,0	39,0	8,0	34,0	24,0	36,0	36,0	8,0	10,0	10,0	75,0
89	30,0	51,0	15,0	40,0	8,0	34,0	26,0	36,0	36,0	8,0	10,0	10,0	75,0
90	30,0	51,0	15,0	40,0	8,0	35,0	25,0	38,0	37,0	8,0	10,0	9,0	75,0
91	30,0	52,0	15,0	40,0	8,0	36,0	26,0	38,0	37,0	8,0	10,0	10,0	75,0
92	30,0	52,0	16,0	40,0	8,0	36,0	26,0	38,0	37,0	8,5	10,0	11,0	79,0
93	32,0	53,0	16,0	43,0	8,5	35,0	26,0	38,0	38,0	8,5	10,1	10,0	80,0
94	33,0	47,0	16,0	43,0	9,0	36,0	27,0	38,0	39,0	8,5	10,2	9,0	75,0
95	33,0	49,0	16,0	44,0	9,0	34,0	24,0	38,0	41,0	9,0	10,5	11,0	80,0
96	33,0	47,0	17,0	42,0	7,0	33,0	28,0	40,0	41,0	9,0	10,6	11,0	80,0
97	25,0	52,0	14,0	42,0	9,0	24,0	24,0	19,0	33,0	8,0	8,0	8,0	71,0
98	27,0	43,0	14,0	43,0	7,0	35,0	25,0	37,0	35,0	7,0	9,0	9,0	75,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
99	32,0	48,0	15,0	38,0	7,0	35,0	27,0	21,0	39,0	8,0	9,0	8,0	68,0
100	26,0	47,0	13,0	39,0	6,0	29,0	26,0	32,0	37,0	7,0	10,0	10,0	75,0
101	26,0	45,0	14,0	44,0	9,0	29,0	23,0	30,0	40,0	9,0	10,0	9,0	68,0
102	28,0	45,0	16,0	42,0	6,0	31,0	25,0	27,0	34,0	8,0	9,0	8,0	67,0
103	30,0	48,0	12,0	38,0	9,0	27,0	24,0	24,0	39,0	8,0	10,0	9,0	72,0
104	30,0	51,0	13,0	41,0	7,0	27,0	22,0	36,0	40,0	7,0	10,0	8,0	74,0
105	25,0	50,0	16,0	38,0	7,0	26,0	24,0	25,0	41,0	8,0	10,0	8,0	67,0
106	24,0	52,0	15,0	36,0	8,0	33,0	27,0	37,0	38,0	8,0	9,0	10,0	79,0
107	23,0	52,0	14,0	35,0	7,0	35,0	25,0	27,0	36,0	8,0	10,0	9,0	79,0
108	24,0	51,0	13,0	40,0	7,0	29,0	23,0	22,0	31,0	7,0	10,0	8,0	71,0
109	28,0	48,0	14,0	41,0	8,0	26,0	25,0	39,0	38,0	8,0	10,0	9,0	71,0
110	26,0	49,0	14,0	38,0	6,0	26,0	26,0	19,0	31,0	9,0	9,0	8,0	74,0
111	24,0	51,0	16,0	44,0	7,0	25,0	29,0	31,0	33,0	9,0	10,0	9,0	66,0
112	26,0	51,0	13,0	36,0	6,0	30,0	26,0	18,0	34,0	7,0	8,0	8,0	57,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
113	29,0	49,0	16,0	36,0	6,0	28,0	23,0	33,0	38,0	7,0	8,0	8,0	70,0
114	28,0	48,0	16,0	43,0	8,0	33,0	25,0	19,0	34,0	8,0	8,0	9,0	70,0
115	27,0	46,0	14,0	39,0	7,0	32,0	22,0	30,0	31,0	8,0	9,0	12,0	80,0
116	29,0	51,0	12,0	36,0	9,0	29,0	23,0	27,0	33,0	8,0	8,0	10,0	72,0
117	25,0	48,0	13,0	40,0	9,0	32,0	24,0	14,0	36,0	8,0	10,0	8,0	64,0
118	24,0	50,0	15,0	37,0	9,0	31,0	27,0	14,0	36,0	7,0	9,0	9,0	69,0
119	26,0	46,0	15,0	40,0	7,0	31,0	22,0	29,0	31,0	9,0	9,0	9,0	67,0
120	27,0	47,0	15,0	35,0	9,0	27,0	24,0	37,0	36,0	8,0	8,0	8,0	65,0
121	33,0	48,0	15,0	41,0	7,0	27,0	22,0	24,0	34,0	7,0	8,0	11,0	68,0
122	24,0	45,0	15,0	37,0	7,0	28,0	26,0	38,0	35,0	9,0	10,0	9,0	71,0
123	24,0	47,0	13,0	41,0	6,0	27,0	30,0	30,0	37,0	9,0	10,0	8,0	63,0
124	23,0	50,0	16,0	43,0	6,0	32,0	23,0	17,0	31,0	8,0	8,0	8,0	73,0
125	24,0	46,0	17,0	43,0	8,0	26,0	26,0	34,0	36,0	9,0	8,0	8,0	71,0
126	27,0	48,0	12,0	38,0	8,0	27,0	27,0	20,0	31,0	7,0	10,0	8,0	72,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
127	26,0	50,0	13,0	36,0	8,0	27,0	32,0	21,0	33,0	7,0	9,0	8,0	74,0
128	26,0	49,0	16,0	40,0	7,0	34,0	24,0	14,0	35,0	9,0	8,0	9,0	77,0
129	25,0	52,0	13,0	35,0	8,0	30,0	25,0	26,0	35,0	8,0	9,0	9,0	74,0
130	28,0	45,0	13,0	35,0	7,0	30,0	23,0	16,0	32,0	9,0	9,0	8,0	70,0
131	25,0	47,0	16,0	42,0	9,0	31,0	24,0	35,0	34,0	8,0	10,0	9,0	73,0
132	26,0	48,0	15,0	38,0	7,0	25,0	23,0	31,0	40,0	8,0	10,0	10,0	70,0
133	30,0	53,0	16,0	41,0	6,0	25,0	27,0	21,0	31,0	9,0	10,0	8,0	59,0
134	23,0	49,0	17,0	36,0	7,0	28,0	25,0	33,0	32,0	9,0	9,0	10,0	64,0
135	23,0	51,0	17,0	40,0	8,0	29,0	32,0	39,0	38,0	8,0	9,0	9,0	68,0
136	24,0	49,0	12,0	34,0	8,0	25,0	25,0	37,0	41,0	8,0	9,0	9,0	74,0
137	23,0	46,0	17,0	40,0	8,0	31,0	28,0	31,0	41,0	7,0	9,0	9,0	62,0
138	23,0	47,0	15,0	38,0	9,0	33,0	23,0	39,0	39,0	7,0	8,0	9,0	74,0
139	24,0	51,0	15,0	41,0	7,0	30,0	23,0	15,0	34,0	7,0	10,0	11,0	71,0
140	25,0	53,0	16,0	38,0	8,0	35,0	24,0	25,0	35,0	9,0	10,0	8,0	64,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera-Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación-Rodilla (cm)	Rodilla-Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
141	30,0	52,0	17,0	39,0	9,0	32,0	25,0	23,0	36,0	7,0	8,0	9,0	71,0
142	27,0	48,0	17,0	36,0	6,0	36,0	28,0	16,0	41,0	7,0	10,0	9,0	78,0
143	28,0	43,0	15,0	40,0	7,0	27,0	25,0	34,0	32,0	7,0	9,0	9,0	76,0
144	25,0	45,0	15,0	40,0	9,0	35,0	28,0	36,0	33,0	9,0	10,0	8,0	72,0
145	26,0	48,0	14,0	39,0	7,0	28,0	26,0	14,0	31,0	7,0	10,0	10,0	75,0
146	25,0	49,0	12,0	44,0	7,0	34,0	25,0	25,0	33,0	8,0	8,0	9,0	65,0
147	24,0	51,0	13,0	41,0	6,0	29,0	24,0	38,0	35,0	7,0	8,0	8,0	71,0
148	33,0	51,0	13,0	43,0	9,0	24,0	24,0	17,0	37,0	9,0	8,0	8,0	57,0
149	28,0	48,0	15,0	36,0	6,0	24,0	25,0	18,0	40,0	9,0	10,0	9,0	63,0
150	29,0	44,0	12,0	43,0	8,0	27,0	22,0	33,0	36,0	7,0	8,0	11,0	77,0
151	32,0	49,0	13,0	39,0	9,0	27,0	27,0	16,0	31,0	7,0	9,0	10,0	68,0
152	28,0	47,0	17,0	33,0	8,0	34,0	32,0	31,0	37,0	9,0	10,0	9,0	62,0
153	29,0	48,0	16,0	36,0	8,0	27,0	25,0	18,0	32,0	9,0	10,0	9,0	63,0
154	32,0	50,0	17,0	41,0	9,0	33,0	27,0	23,0	34,0	8,0	9,0	8,0	70,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera-Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación-Rodilla (cm)	Rodilla-Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
155	24,0	46,0	12,0	41,0	6,0	25,0	26,0	17,0	35,0	9,0	9,0	12,0	74,0
156	30,0	42,0	13,0	38,0	9,0	25,0	25,0	17,0	31,0	8,0	10,0	8,0	65,0
157	26,0	50,0	12,0	37,0	7,0	37,0	25,0	30,0	32,0	8,0	9,0	9,0	70,0
158	29,0	48,0	17,0	39,0	7,0	35,0	24,0	23,0	31,0	9,0	10,0	9,0	71,0
159	32,0	48,0	12,0	43,0	6,0	34,0	24,0	35,0	34,0	9,0	9,0	9,0	75,0
160	26,0	47,0	14,0	42,0	7,0	31,0	27,0	40,0	32,0	8,0	9,0	8,0	68,0
161	24,0	48,0	15,0	40,0	6,0	27,0	29,0	19,0	36,0	9,0	8,0	8,0	65,0
162	32,0	50,0	16,0	43,0	7,0	24,0	23,0	18,0	38,0	7,0	10,0	8,0	64,0
163	24,0	49,0	16,0	36,0	7,0	34,0	23,0	21,0	31,0	9,0	10,0	11,0	77,0
164	24,0	46,0	17,0	36,0	7,0	31,0	25,0	16,0	37,0	7,0	10,0	9,0	59,0
165	27,0	45,0	13,0	40,0	7,0	31,0	22,0	19,0	39,0	7,0	10,0	8,0	60,0
166	23,0	46,0	13,0	41,0	7,0	25,0	25,0	19,0	39,0	9,0	10,0	9,0	63,0
167	31,0	47,0	17,0	38,0	6,0	32,0	33,0	25,0	36,0	9,0	10,0	8,0	70,0
168	26,0	45,0	16,0	39,0	7,0	37,0	22,0	27,0	32,0	8,0	10,0	9,0	80,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
169	27,0	44,0	16,0	37,0	6,0	25,0	24,0	19,0	39,0	8,0	9,0	10,0	64,0
170	30,0	47,0	12,0	36,0	7,0	36,0	25,0	34,0	31,0	9,0	10,0	9,0	66,0
171	33,0	52,0	12,0	35,0	8,0	32,0	26,0	19,0	39,0	8,0	8,0	9,0	71,0
172	23,0	56,0	14,0	43,0	9,0	32,0	24,0	37,0	31,0	8,0	8,0	8,0	71,0
173	30,0	48,0	16,0	42,0	9,0	26,0	23,0	15,0	38,0	9,0	9,0	11,0	70,0
174	32,0	51,0	12,0	37,0	7,0	36,0	24,0	21,0	35,0	7,0	8,0	8,0	68,0
175	25,0	47,0	14,0	36,0	8,0	29,0	25,0	38,0	37,0	7,0	9,0	8,0	73,0
176	31,0	49,0	12,0	41,0	7,0	25,0	23,0	38,0	33,0	8,0	10,0	12,0	79,0
177	31,0	48,0	13,0	42,0	8,0	28,0	27,0	31,0	37,0	8,0	10,0	8,0	61,0
178	29,0	49,0	17,0	39,0	9,0	36,0	29,0	14,0	35,0	7,0	8,0	8,0	64,0
179	32,0	42,0	13,0	42,0	7,0	29,0	22,0	25,0	36,0	7,0	8,0	10,0	70,0
180	25,0	47,0	12,0	44,0	6,0	32,0	23,0	32,0	36,0	7,0	9,0	12,0	76,0
181	23,0	46,0	14,0	36,0	8,0	35,0	28,0	32,0	38,0	9,0	9,0	8,0	71,0
182	27,0	50,0	16,0	35,0	7,0	30,0	26,0	38,0	35,0	9,0	8,0	12,0	60,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
183	23,0	52,0	12,0	40,0	7,0	31,0	23,0	32,0	37,0	7,0	9,0	8,0	66,0
184	27,0	53,0	17,0	43,0	6,0	36,0	23,0	21,0	37,0	9,0	10,0	8,0	65,0
185	30,0	45,0	13,0	44,0	8,0	25,0	27,0	24,0	34,0	7,0	10,0	11,0	80,0
186	31,0	43,0	15,0	40,0	7,0	34,0	29,0	14,0	31,0	8,0	9,0	9,0	67,0
187	29,0	46,0	14,0	35,0	7,0	32,0	25,0	27,0	32,0	8,0	9,0	8,0	66,0
188	30,0	49,0	16,0	35,0	7,0	31,0	27,0	40,0	40,0	8,0	10,0	10,0	74,0
189	30,0	47,0	16,0	36,0	7,0	35,0	28,0	39,0	35,0	9,0	9,0	10,0	59,0
190	29,0	53,0	13,0	41,0	9,0	25,0	28,0	40,0	36,0	9,0	9,0	9,0	75,0
191	33,0	53,0	14,0	35,0	6,0	31,0	27,0	25,0	37,0	8,0	9,0	11,0	73,0
192	25,0	48,0	14,0	42,0	7,0	29,0	28,0	31,0	36,0	9,0	8,0	8,0	64,0
193	25,0	54,0	15,0	37,0	7,0	34,0	25,0	24,0	35,0	8,0	8,0	10,0	73,0
194	24,0	53,0	16,0	38,0	6,0	33,0	23,0	22,0	35,0	7,0	10,0	9,0	56,0
195	30,0	48,0	17,0	42,0	6,0	34,0	26,0	23,0	39,0	7,0	9,0	8,0	72,0
196	33,0	52,0	16,0	41,0	6,0	24,0	25,0	30,0	39,0	8,0	8,0	12,0	79,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
197	28,0	47,0	16,0	40,0	7,0	27,0	24,0	18,0	37,0	8,0	9,0	8,0	58,0
198	24,0	55,0	13,0	39,0	7,0	28,0	24,0	35,0	33,0	7,0	8,0	8,0	65,0
199	27,0	51,0	15,0	44,0	7,0	36,0	29,0	19,0	34,0	7,0	9,0	9,0	75,0
200	32,0	48,0	13,0	35,0	9,0	31,0	26,0	37,0	35,0	8,0	8,0	8,0	64,0
201	32,0	50,0	14,0	43,0	7,0	30,0	27,0	30,0	34,0	9,0	8,0	8,0	71,0
202	29,0	49,0	14,0	37,0	8,0	32,0	23,0	23,0	40,0	8,0	10,0	11,0	70,0
203	32,0	49,0	17,0	41,0	8,0	25,0	28,0	38,0	34,0	9,0	8,0	11,0	73,0
204	24,0	53,0	16,0	40,0	7,0	34,0	26,0	38,0	38,0	9,0	8,0	10,0	78,0
205	26,0	51,0	16,0	37,0	8,0	37,0	28,0	18,0	39,0	7,0	9,0	9,0	74,0
206	26,0	49,0	12,0	36,0	6,0	26,0	26,0	27,0	31,0	7,0	8,0	8,0	64,0
207	29,0	45,0	15,0	42,0	9,0	29,0	25,0	37,0	39,0	9,0	8,0	8,0	67,0
208	27,0	48,0	17,0	42,0	8,0	27,0	23,0	21,0	31,0	8,0	8,0	11,0	72,0
209	29,0	51,0	17,0	38,0	8,0	37,0	26,0	37,0	38,0	9,0	10,0	10,0	65,0
210	30,0	56,0	16,0	41,0	8,0	34,0	22,0	36,0	41,0	7,0	10,0	10,0	59,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
211	32,0	49,0	12,0	43,0	6,0	31,0	23,0	19,0	36,0	9,0	9,0	10,0	73,0
212	29,0	52,0	13,0	41,0	7,0	27,0	23,0	33,0	35,0	8,0	10,0	8,0	59,0
213	26,0	43,0	17,0	38,0	7,0	28,0	24,0	25,0	41,0	7,0	9,0	9,0	71,0
214	29,0	48,0	13,0	39,0	6,0	31,0	24,0	31,0	38,0	9,0	9,0	10,0	78,0
215	31,0	51,0	17,0	37,0	7,0	25,0	24,0	23,0	35,0	9,0	10,0	9,0	72,0
216	33,0	47,0	16,0	39,0	7,0	27,0	28,0	19,0	35,0	8,0	10,0	10,0	73,0
217	23,0	46,0	16,0	42,0	7,0	35,0	24,0	37,0	31,0	8,0	9,0	8,0	76,0
218	25,0	49,0	16,0	41,0	9,0	26,0	26,0	21,0	39,0	8,0	9,0	11,0	73,0
219	28,0	52,0	14,0	36,0	7,0	27,0	22,0	17,0	37,0	7,0	9,0	8,0	57,0
220	33,0	45,0	14,0	43,0	8,0	33,0	29,0	19,0	38,0	8,0	10,0	9,0	59,0
221	25,0	48,0	17,0	42,0	8,0	27,0	22,0	20,0	41,0	8,0	8,0	8,0	58,0
222	24,0	48,0	12,0	39,0	8,0	28,0	23,0	38,0	34,0	7,0	9,0	9,0	66,0
223	26,0	52,0	14,0	43,0	6,0	25,0	22,0	33,0	34,0	9,0	9,0	8,0	62,0
224	31,0	53,0	13,0	36,0	8,0	31,0	26,0	36,0	38,0	7,0	9,0	8,0	72,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
225	30,0	51,0	13,0	44,0	8,0	24,0	24,0	26,0	33,0	8,0	8,0	11,0	71,0
226	33,0	53,0	14,0	38,0	7,0	26,0	29,0	31,0	38,0	7,0	9,0	8,0	73,0
227	30,0	43,0	14,0	38,0	7,0	26,0	26,0	29,0	35,0	7,0	10,0	8,0	62,0
228	27,0	52,0	17,0	40,0	7,0	30,0	27,0	19,0	37,0	9,0	9,0	12,0	79,0
229	29,0	47,0	16,0	43,0	7,0	30,0	25,0	38,0	32,0	8,0	9,0	8,0	62,0
230	25,0	50,0	16,0	42,0	7,0	27,0	26,0	25,0	31,0	8,0	10,0	8,0	60,0
231	24,0	52,0	16,0	40,0	8,0	32,0	25,0	24,0	40,0	8,0	8,0	10,0	64,0
232	33,0	52,0	14,0	38,0	9,0	28,0	26,0	25,0	35,0	8,0	10,0	8,0	65,0
233	26,0	48,0	16,0	37,0	8,0	26,0	24,0	21,0	32,0	7,0	9,0	12,0	75,0
234	33,0	47,0	13,0	40,0	8,0	29,0	26,0	19,0	32,0	8,0	9,0	8,0	59,0
235	23,0	50,0	17,0	42,0	8,0	28,0	27,0	30,0	37,0	9,0	10,0	9,0	70,0
236	24,0	46,0	17,0	35,0	8,0	29,0	27,0	22,0	36,0	7,0	10,0	9,0	68,0
237	23,0	53,0	15,0	44,0	7,0	30,0	26,0	16,0	38,0	8,0	9,0	12,0	71,0
238	23,0	47,0	17,0	36,0	7,0	24,0	24,0	19,0	34,0	9,0	10,0	8,0	69,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
239	31,0	45,0	16,0	37,0	9,0	34,0	26,0	32,0	36,0	9,0	9,0	11,0	78,0
240	26,0	52,0	12,0	35,0	7,0	32,0	24,0	16,0	32,0	7,0	8,0	10,0	71,0
241	27,0	51,0	12,0	34,0	7,0	32,0	23,0	32,0	33,0	9,0	9,0	8,0	70,0
242	32,0	52,0	17,0	43,0	8,0	26,0	25,0	25,0	31,0	8,0	9,0	8,0	67,0
243	29,0	47,0	13,0	37,0	9,0	32,0	23,0	36,0	37,0	9,0	9,0	9,0	66,0
244	24,0	46,0	17,0	36,0	8,0	27,0	25,0	32,0	31,0	7,0	10,0	8,0	62,0
245	33,0	50,0	13,0	38,0	9,0	24,0	27,0	22,0	40,0	8,0	10,0	9,0	68,0
246	26,0	51,0	14,0	38,0	9,0	29,0	27,0	21,0	37,0	8,0	8,0	10,0	70,0
247	27,0	46,0	15,0	39,0	8,0	35,0	22,0	15,0	36,0	8,0	9,0	9,0	65,0
248	30,0	48,0	17,0	41,0	8,0	37,0	25,0	21,0	40,0	9,0	8,0	11,0	72,0
249	28,0	46,0	12,0	42,0	6,0	32,0	27,0	37,0	41,0	9,0	8,0	8,0	69,0
250	33,0	48,0	13,0	36,0	8,0	29,0	25,0	40,0	31,0	7,0	9,0	9,0	68,0
251	32,0	50,0	14,0	38,0	8,0	31,0	25,0	36,0	35,0	7,0	8,0	8,0	58,0
252	29,0	45,0	15,0	41,0	8,0	26,0	25,0	16,0	40,0	9,0	10,0	9,0	69,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera-Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación-Rodilla (cm)	Rodilla-Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
253	27,0	45,0	15,0	36,0	6,0	31,0	24,0	40,0	33,0	8,0	8,0	8,0	79,0
254	29,0	48,0	12,0	44,0	9,0	25,0	22,0	38,0	33,0	8,0	8,0	8,0	71,0
255	27,0	51,0	17,0	39,0	9,0	32,0	27,0	30,0	32,0	8,0	8,0	10,0	70,0
256	23,0	48,0	12,0	37,0	7,0	25,0	26,0	16,0	34,0	7,0	10,0	9,0	65,0
257	31,0	50,0	13,0	34,0	6,0	30,0	25,0	31,0	41,0	9,0	10,0	10,0	78,0
258	30,0	53,0	14,0	43,0	7,0	30,0	24,0	26,0	41,0	7,0	9,0	9,0	66,0
259	31,0	49,0	15,0	38,0	9,0	28,0	24,0	29,0	36,0	8,0	8,0	8,0	65,0
260	27,0	54,0	15,0	41,0	9,0	30,0	27,0	22,0	32,0	9,0	8,0	8,0	61,0
261	32,0	50,0	17,0	39,0	6,0	32,0	26,0	30,0	31,0	7,0	8,0	9,0	66,0
262	26,0	50,0	13,0	35,0	6,0	31,0	25,0	21,0	31,0	8,0	8,0	9,0	76,0
263	23,0	51,0	13,0	39,0	9,0	34,0	23,0	22,0	32,0	7,0	8,0	8,0	67,0
264	27,0	45,0	16,0	35,0	9,0	37,0	26,0	23,0	33,0	9,0	10,0	8,0	71,0
265	28,0	47,0	17,0	37,0	8,0	30,0	25,0	34,0	34,0	9,0	9,0	10,0	74,0
266	32,0	51,0	13,0	38,0	8,0	37,0	25,0	37,0	40,0	9,0	8,0	9,0	56,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
267	29,0	49,0	17,0	44,0	7,0	26,0	26,0	38,0	35,0	9,0	7,0	8,0	66,0
268	27,0	45,0	12,0	38,0	8,0	26,0	24,0	39,0	34,0	7,0	8,0	8,0	65,0
269	30,0	46,0	16,0	44,0	9,0	29,0	27,0	31,0	33,0	9,0	8,0	9,0	71,0
270	33,0	47,0	14,0	42,0	9,0	29,0	27,0	40,0	34,0	7,0	8,0	9,0	66,0
271	32,0	49,0	16,0	36,0	8,0	24,0	25,0	27,0	35,0	7,0	8,0	12,0	85,0
272	33,0	51,0	14,0	44,0	8,0	26,0	26,0	25,0	32,0	8,0	10,0	10,0	77,0
273	30,0	49,0	15,0	36,0	8,0	30,0	31,0	26,0	34,0	9,0	8,0	9,0	69,0
274	28,0	48,0	17,0	40,0	9,0	32,0	25,0	17,0	32,0	8,0	9,0	9,0	75,0
275	26,0	46,0	14,0	40,0	9,0	25,0	22,0	17,0	35,0	8,0	9,0	8,0	61,0
276	26,0	48,0	17,0	36,0	9,0	26,0	24,0	17,0	40,0	7,0	7,0	9,0	56,0
277	23,0	45,0	15,0	39,0	7,0	24,0	24,0	19,0	32,0	8,0	8,0	8,0	65,0
278	27,0	43,0	13,0	37,0	8,0	34,0	28,0	17,0	34,0	9,0	8,0	9,0	69,0
279	32,0	45,0	14,0	39,0	6,0	27,0	23,0	31,0	41,0	8,0	8,0	10,0	71,0
280	28,0	47,0	15,0	37,0	6,0	32,0	23,0	28,0	32,0	7,0	8,0	11,0	68,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
281	23,0	49,0	12,0	37,0	9,0	31,0	24,0	30,0	34,0	9,0	10,0	9,0	73,0
282	24,0	48,0	14,0	40,0	9,0	24,0	25,0	30,0	40,0	9,0	8,0	10,0	75,0
283	33,0	47,0	17,0	41,0	6,0	30,0	26,0	33,0	38,0	8,0	9,0	9,0	70,0
284	26,0	49,0	15,0	41,0	6,0	35,0	24,0	38,0	35,0	8,0	10,0	8,0	72,0
285	27,0	46,0	15,0	34,0	9,0	26,0	27,0	36,0	34,0	8,0	8,0	9,0	66,0
286	31,0	54,0	13,0	38,0	8,0	24,0	23,0	35,0	39,0	8,0	9,0	9,0	62,0
287	27,0	55,0	14,0	36,0	7,0	25,0	25,0	25,0	33,0	8,0	8,0	11,0	76,0
288	31,0	52,0	13,0	34,0	7,0	34,0	26,0	21,0	35,0	7,0	8,0	9,0	70,0
289	30,0	45,0	17,0	37,0	9,0	37,0	24,0	25,0	34,0	9,0	10,0	11,0	79,0
290	33,0	47,0	12,0	34,0	7,0	29,0	25,0	24,0	36,0	8,0	8,0	9,0	80,0
291	26,0	49,0	14,0	43,0	7,0	27,0	22,0	32,0	35,0	8,0	7,0	10,0	65,0
292	30,0	47,0	14,0	42,0	8,0	28,0	26,0	21,0	32,0	9,0	8,0	9,0	80,0
293	32,0	54,0	15,0	43,0	6,0	29,0	24,0	31,0	35,0	9,0	9,0	8,0	67,0
294	31,0	52,0	17,0	41,0	8,0	33,0	25,0	36,0	33,0	8,0	9,0	9,0	68,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
295	23,0	46,0	13,0	36,0	6,0	36,0	25,0	24,0	40,0	7,0	9,0	11,0	72,0
296	33,0	52,0	15,0	38,0	9,0	27,0	22,0	29,0	32,0	8,0	9,0	9,0	66,0
297	27,0	46,0	16,0	39,0	6,0	34,0	25,0	16,0	36,0	7,0	10,0	8,0	68,0
298	26,0	47,0	13,0	43,0	8,0	31,0	22,0	24,0	38,0	9,0	10,0	10,0	70,0
299	31,0	49,0	15,0	44,0	8,0	36,0	22,0	37,0	35,0	9,0	9,0	10,0	71,0
300	23,0	48,0	16,0	39,0	6,0	32,0	22,0	36,0	31,0	7,0	10,0	12,0	78,0
301	32,0	50,0	17,0	39,0	8,0	27,0	25,0	31,0	34,0	7,0	10,0	10,0	75,0
302	25,0	52,0	14,0	38,0	9,0	29,0	27,0	23,0	37,0	8,0	9,0	8,0	65,0
303	26,0	44,0	12,0	40,0	8,0	24,0	24,0	25,0	38,0	8,0	9,0	9,0	69,0
304	23,0	50,0	12,0	37,0	7,0	29,0	22,0	39,0	39,0	7,0	8,0	9,0	68,0
305	29,0	46,0	15,0	38,0	8,0	35,0	29,0	37,0	36,0	8,0	9,0	8,0	79,0
306	23,0	48,0	17,0	42,0	7,0	25,0	23,0	33,0	33,0	7,0	10,0	9,0	78,0
307	33,0	47,0	13,0	43,0	8,0	24,0	25,0	28,0	31,0	7,0	10,0	10,0	76,0
308	26,0	49,0	17,0	44,0	9,0	29,0	24,0	35,0	36,0	9,0	8,0	8,0	73,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
309	28,0	45,0	14,0	41,0	7,0	25,0	22,0	38,0	31,0	7,0	9,0	9,0	79,0
310	31,0	46,0	13,0	33,0	9,0	24,0	25,0	27,0	34,0	8,0	8,0	10,0	74,0
311	28,0	50,0	17,0	40,0	6,0	31,0	30,0	26,0	35,0	9,0	9,0	9,0	79,0
312	30,0	52,0	12,0	36,0	6,0	26,0	29,0	24,0	33,0	9,0	8,0	8,0	71,0
313	33,0	53,0	13,0	36,0	7,0	27,0	24,0	20,0	36,0	8,0	9,0	9,0	76,0
314	27,0	52,0	16,0	39,0	7,0	29,0	28,0	17,0	33,0	9,0	8,0	8,0	57,0
315	31,0	47,0	17,0	40,0	6,0	29,0	27,0	20,0	33,0	7,0	8,0	10,0	73,0
316	32,0	48,0	15,0	36,0	9,0	32,0	26,0	33,0	31,0	8,0	8,0	8,0	64,0
317	26,0	48,0	15,0	38,0	6,0	28,0	24,0	16,0	34,0	9,0	10,0	8,0	65,0
318	32,0	50,0	15,0	43,0	6,0	35,0	25,0	19,0	33,0	9,0	9,0	9,0	68,0
319	28,0	45,0	16,0	36,0	6,0	30,0	22,0	31,0	31,0	9,0	8,0	9,0	65,0
320	24,0	50,0	16,0	39,0	7,0	34,0	23,0	17,0	37,0	7,0	9,0	8,0	62,0
321	26,0	52,0	13,0	42,0	6,0	25,0	22,0	21,0	36,0	9,0	8,0	10,0	71,0
322	28,0	49,0	12,0	44,0	7,0	25,0	24,0	31,0	34,0	9,0	9,0	9,0	70,0

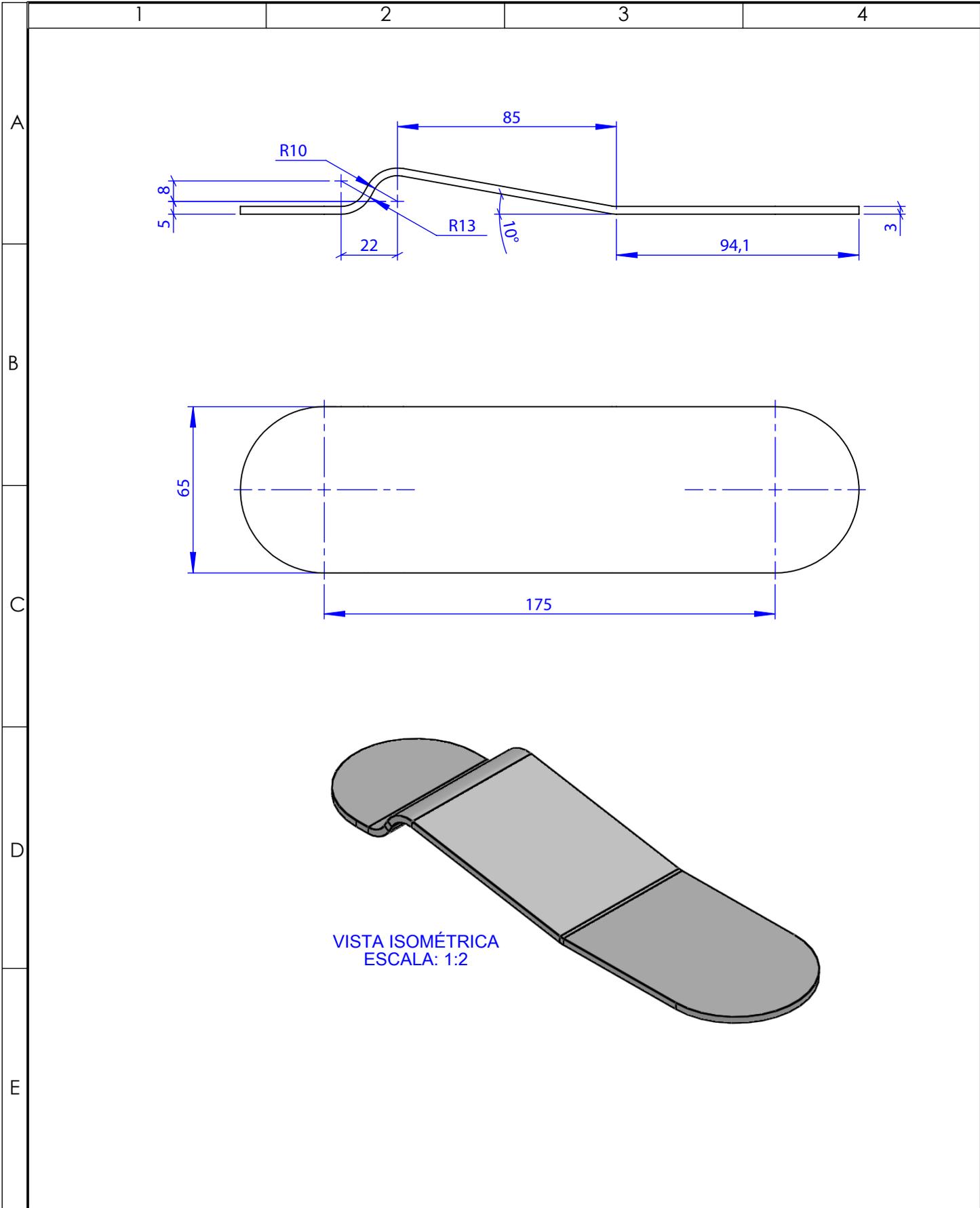
ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
323	23,0	48,0	16,0	38,0	7,0	24,0	22,0	16,0	35,0	7,0	10,0	9,0	67,0
324	26,0	47,0	15,0	41,0	7,0	25,0	24,0	18,0	40,0	8,0	9,0	9,0	73,0
325	30,0	45,0	16,0	34,0	8,0	31,0	29,0	36,0	40,0	9,0	10,0	11,0	89,0
326	29,0	46,0	13,0	37,0	8,0	29,0	22,0	30,0	36,0	7,0	9,0	9,0	76,0
327	30,0	51,0	13,0	41,0	9,0	29,0	29,0	34,0	33,0	8,0	10,0	10,0	73,0
328	29,0	46,0	12,0	34,0	9,0	35,0	23,0	27,0	32,0	9,0	9,0	9,0	67,0
329	33,0	49,0	14,0	37,0	9,0	33,0	23,0	21,0	39,0	7,0	10,0	11,0	72,0
330	27,0	49,0	16,0	44,0	6,0	31,0	29,0	23,0	37,0	7,0	10,0	9,0	69,0
331	28,0	50,0	16,0	37,0	9,0	29,0	25,0	34,0	36,0	7,0	8,0	12,0	72,0
332	29,0	52,0	17,0	42,0	7,0	28,0	23,0	17,0	39,0	8,0	10,0	11,0	70,0
333	30,0	47,0	15,0	36,0	6,0	24,0	33,0	23,0	33,0	7,0	10,0	8,0	57,0
334	31,0	54,0	17,0	43,0	8,0	25,0	30,0	28,0	32,0	7,0	9,0	9,0	71,0
335	33,0	47,0	15,0	44,0	8,0	27,0	25,0	30,0	34,0	9,0	9,0	11,0	78,0
336	27,0	49,0	17,0	42,0	9,0	35,0	22,0	19,0	41,0	9,0	9,0	10,0	77,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
337	23,0	47,0	13,0	36,0	9,0	35,0	23,0	22,0	40,0	8,0	7,0	8,0	67,0
338	25,0	50,0	17,0	36,0	8,0	37,0	22,0	32,0	33,0	7,0	10,0	9,0	71,0
339	28,0	46,0	12,0	41,0	6,0	35,0	25,0	33,0	31,0	8,0	10,0	8,0	70,0
340	25,0	52,0	16,0	41,0	9,0	31,0	27,0	16,0	38,0	7,0	9,0	9,0	79,0
341	31,0	54,0	14,0	44,0	6,0	35,0	25,0	21,0	38,0	8,0	10,0	8,0	68,0
342	33,0	47,0	12,0	42,0	9,0	24,0	23,0	17,0	34,0	7,0	10,0	8,0	66,0
343	31,0	46,0	17,0	40,0	8,0	31,0	23,0	25,0	35,0	7,0	9,0	9,0	62,0
344	26,0	49,0	14,0	35,0	9,0	34,0	22,0	21,0	34,0	7,0	9,0	12,0	71,0
345	30,0	46,0	14,0	41,0	8,0	27,0	26,0	22,0	41,0	8,0	10,0	8,0	72,0
346	32,0	50,0	17,0	37,0	6,0	34,0	23,0	20,0	34,0	7,0	9,0	10,0	78,0
347	28,0	49,0	17,0	39,0	9,0	29,0	27,0	21,0	34,0	8,0	9,0	9,0	71,0
348	28,0	46,0	13,0	42,0	7,0	31,0	26,0	23,0	37,0	7,0	8,0	8,0	62,0
349	23,0	51,0	15,0	36,0	7,0	28,0	25,0	39,0	38,0	9,0	10,0	11,0	77,0
350	30,0	47,0	17,0	37,0	7,0	34,0	25,0	27,0	34,0	8,0	9,0	9,0	60,0

ID PERSONA	Nº. MEDICIÓN ANTROPOMÉTRICA												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	Cadera- Amputación (cm)	Circunferencia de amputación (cm)	Amputación- Rodilla (cm)	Rodilla- Tobillo (cm)	Tobillo-Planta de pie (cm)	Cadera-Rodilla (cm)	Longitud planta de pie (cm)	Circunferencia rodilla (cm)	Circunferencia pantorrilla (cm)	Ancho tobillo (cm)	Ancho planta de pie (cm)	Longitud rodilla (cm)	Peso (kg)
351	32,0	45,0	15,0	37,0	9,0	33,0	27,0	32,0	36,0	7,0	9,0	8,0	63,0
352	33,0	46,0	15,0	43,0	7,0	34,0	24,0	19,0	41,0	8,0	10,0	11,0	82,0
353	29,0	49,0	15,0	40,0	6,0	30,0	27,0	17,0	38,0	7,0	10,0	9,0	70,0
354	33,0	50,0	17,0	35,0	6,0	27,0	25,0	19,0	33,0	8,0	8,0	8,0	71,0
355	25,0	45,0	12,0	38,0	7,0	24,0	26,0	18,0	31,0	9,0	8,0	8,0	66,0
356	32,0	46,0	16,0	40,0	9,0	26,0	23,0	35,0	31,0	7,0	9,0	9,0	70,0
357	30,0	50,0	16,0	38,0	7,0	31,0	27,0	28,0	35,0	7,0	8,0	8,0	65,0
358	24,0	48,0	16,0	37,0	9,0	26,0	24,0	17,0	39,0	8,0	8,0	8,0	66,0
359	32,0	47,0	14,0	41,0	9,0	29,0	25,0	23,0	33,0	8,0	8,0	9,0	71,0
360	26,0	48,0	15,0	40,0	9,0	26,0	22,0	25,0	35,0	7,0	8,0	8,0	70,0
VALOR MÍN	23,0	42,0	12,0	33,0	6,0	24,0	22,0	14,0	31,0	7,0	7,0	8,0	56,0
VALOR MÁX	33,0	59,0	17,0	47,0	10,0	37,0	33,0	40,0	41,0	9,0	10,6	12,0	89,0
SUMA	10121,0	17579,0	5259,0	14000,0	2702,0	10991,0	9023,0	9567,0	12765,0	2853,0	3281,5	3291,0	25004,0

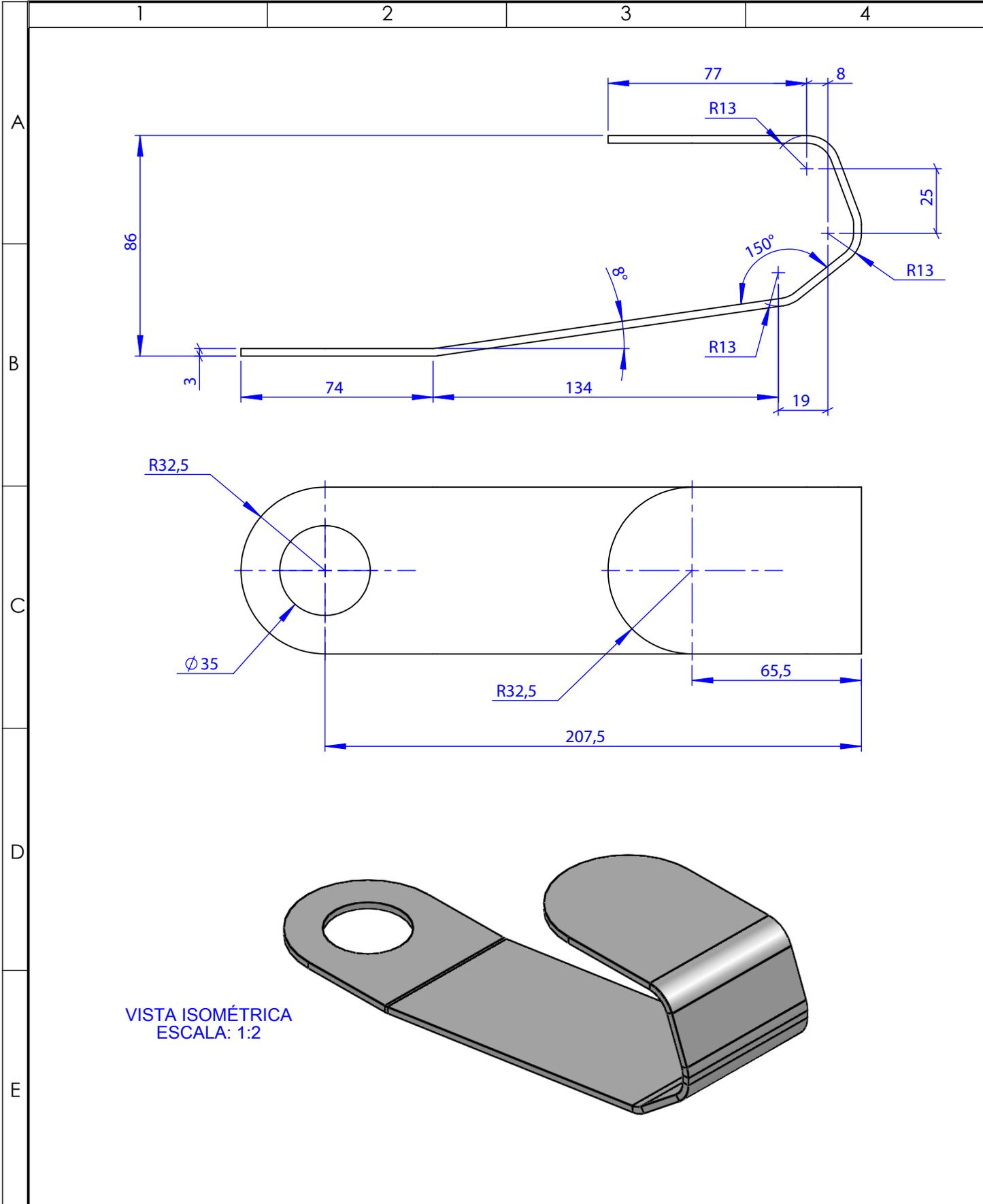
ANEXO C:

PLANOS

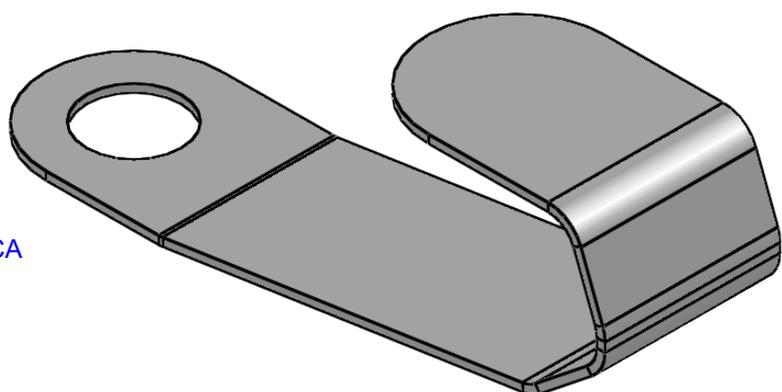


VISTA ISOMÉTRICA
ESCALA: 1:2

				TOLERANCIA: ±1	PESO: 0.073 Kg	MATERIAL: CFPT - Fibra de Carbono		
						TÍTULO: PLANTILLA	ESCALA: 1:2	
				DIBUJO:	FECHA:		NOMBRE:	
				REVISO:	18/07/2019		Ing. Lascano A.	
				APROBO:	18/07/2019	Ing. Lascano A.		
				U.T.A. INGENIERIA MECANICA		N.º DE LAMINA HOJA 2 DE 9	REGISTRO:	
EDICIÓN:	MODIFICACION:	FECHA:	NOMBRE:			SUSTITUCION:		



VISTA ISOMÉTRICA
ESCALA: 1:2



				TOLERANCIA: ±1	PESO: 0.17 Kg	MATERIAL: CFPT - Fibra de Carbono	
						TÍTULO: Acople	ESCALA: 1:2
				DIBUJO: 18/07/2019	NOMBRE: VACA ALEX		
				REVISO: 18/07/2019	Ing. Lascano A.		
				APROBO: 18/07/2019	Ing. Lascano A.		
				U.T.A. INGENIERIA MECANICA		N.º DE LAMINA HOJA 3 DE 9	REGISTRO:
EDICIÓN:	MODIFICACION:	FECHA:	NOMBRE:			SUSTITUCION:	

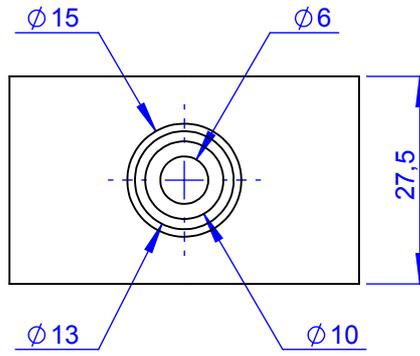
1

2

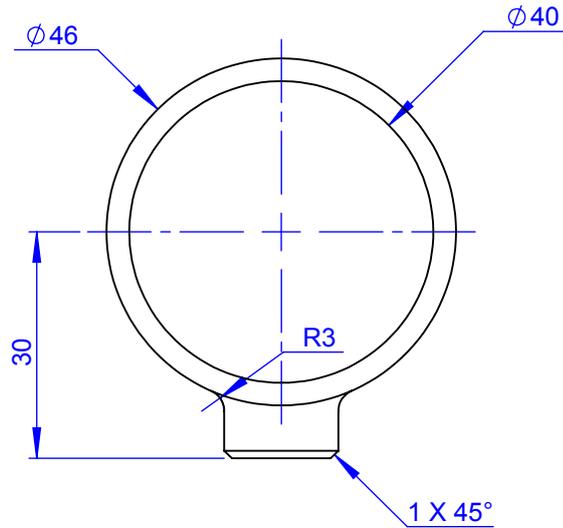
3

4

A

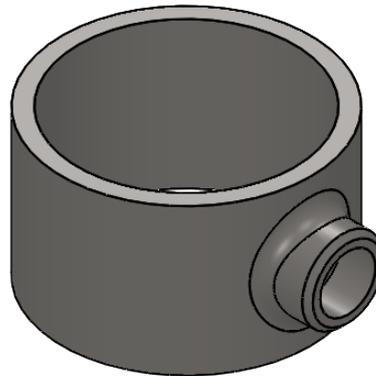


B



C

D



VISTA ISOMÉTRICA
ESCALA: 1:1

E

				TOLERANCIA: ±1	PESO: 0.092 Kg	MATERIAL: Acero Inoxidable		
						TÍTULO: Bocín de Tubo	ESCALA: 1:1	
				DIBUJO:	FECHA: 18/07/2019		NOMBRE: VACA ALEX	
				REVISO:	18/07/2019		Ing. Lascano A.	
				APROBO:	18/07/2019	Ing. Lascano A.		
				U.T.A.		N.º DE LAMINA	REGISTRO:	
				INGENIERIA MECANICA		HOJA 4 DE 9		
EDICIÓN:	MODIFICACION:	FECHA:	NOMBRE:	SUSTITUCION:				

1

2

3

4

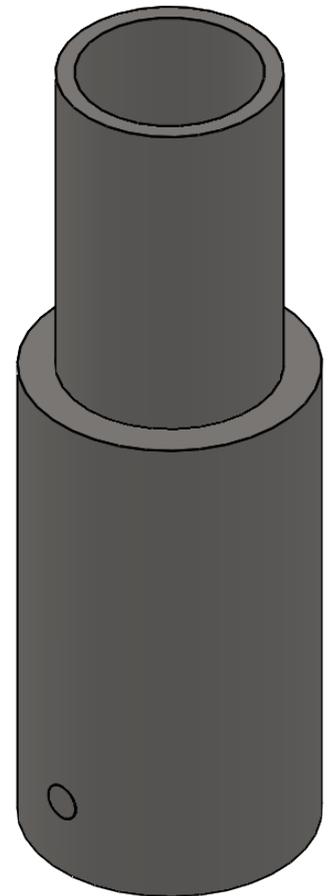
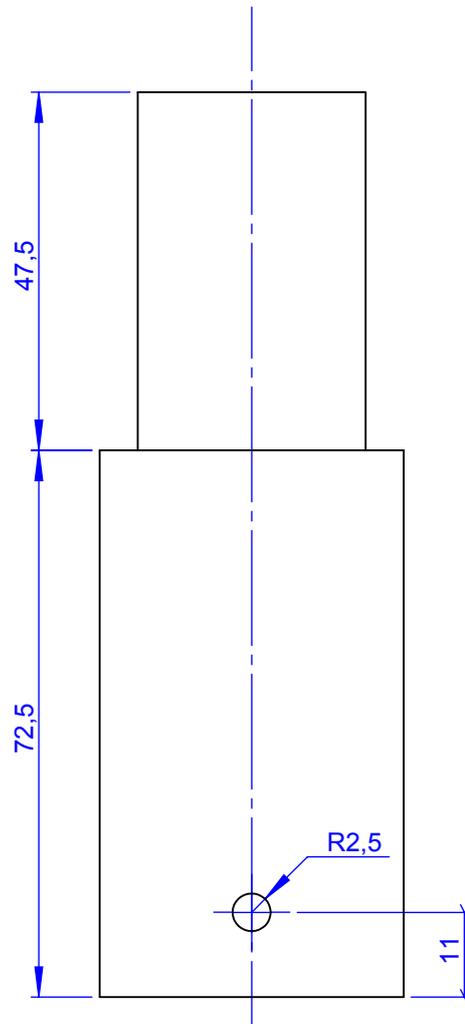
A

B

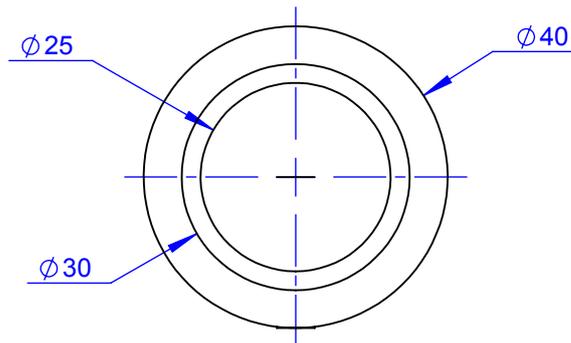
C

D

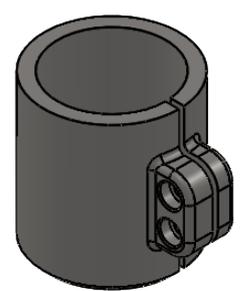
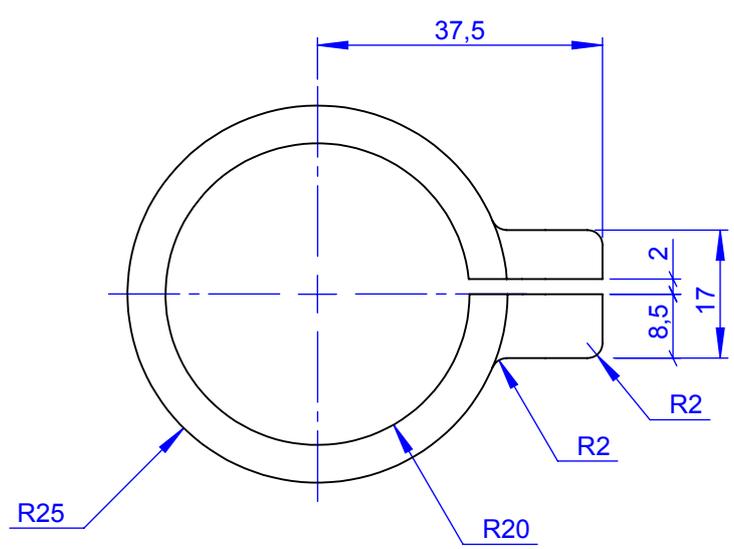
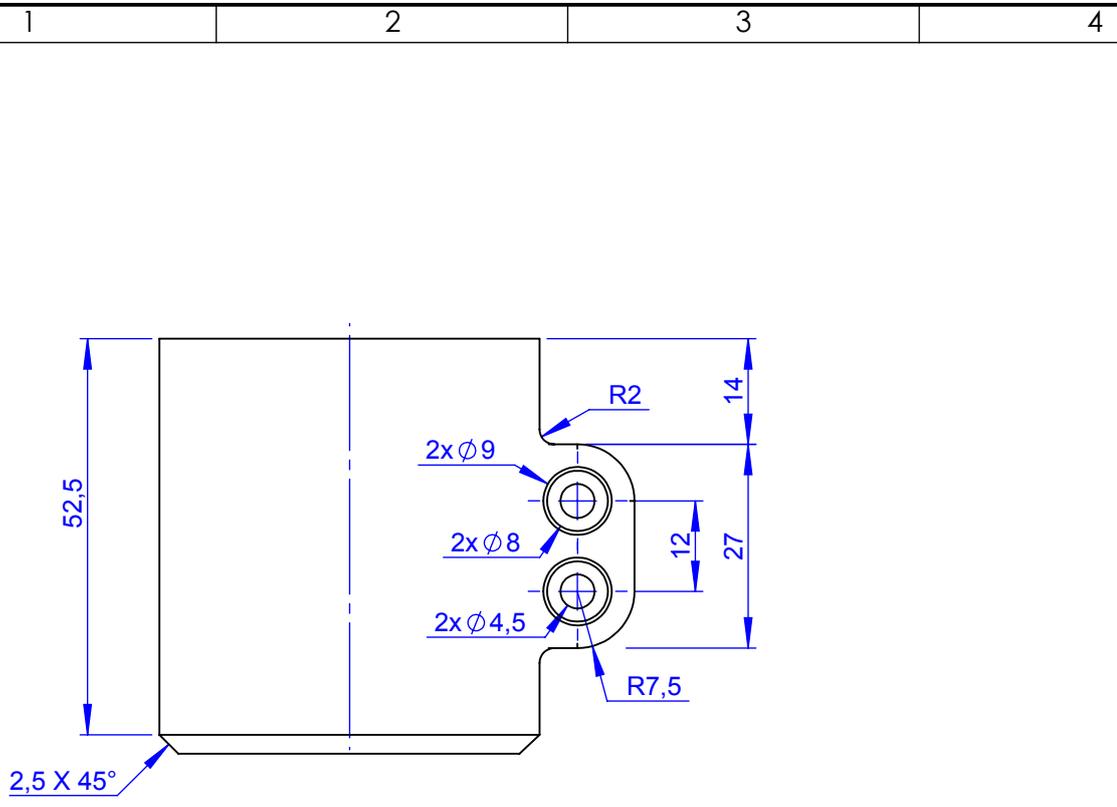
E



VISTA ISOMÉTRICA
ESCALA: 1:1

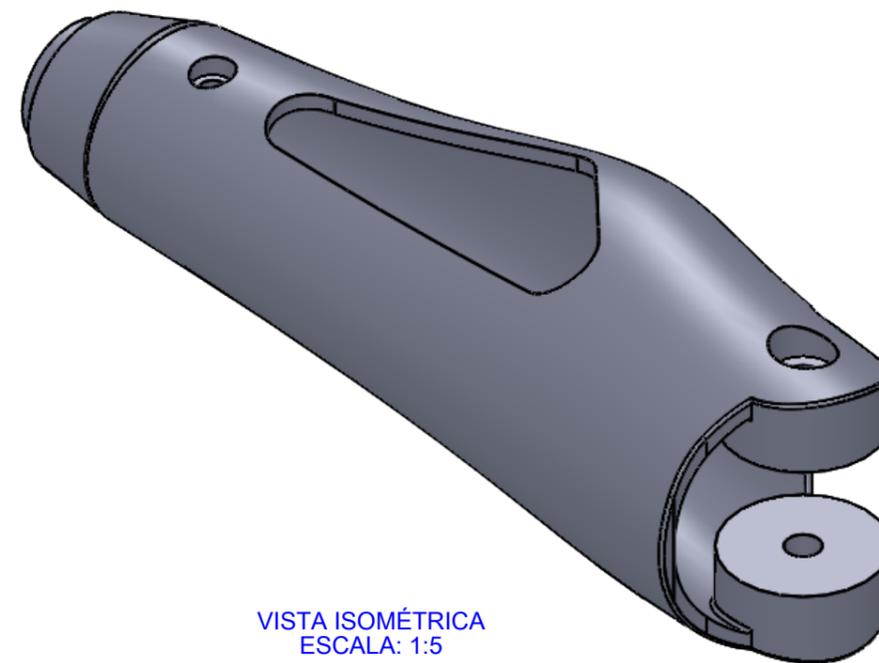
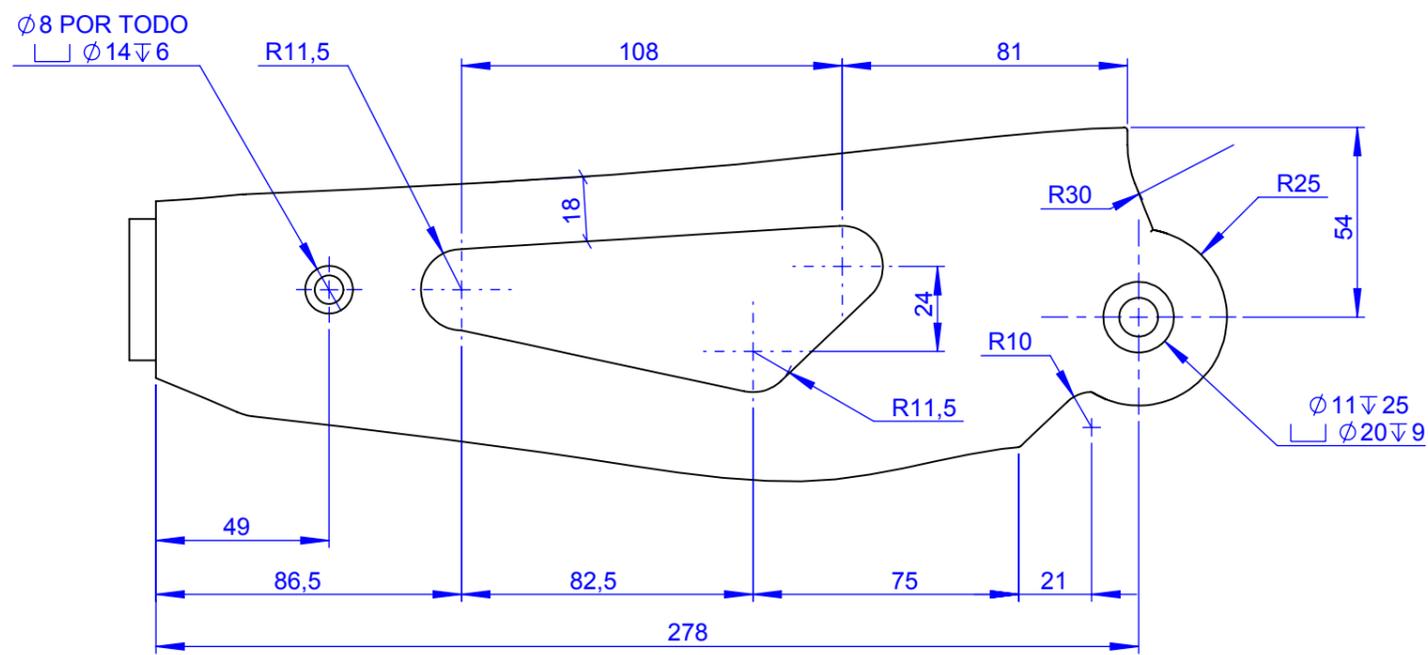
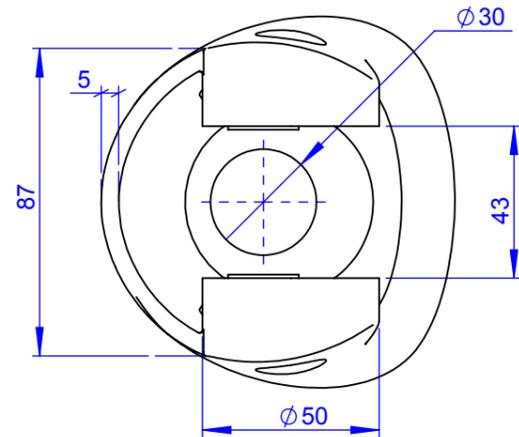
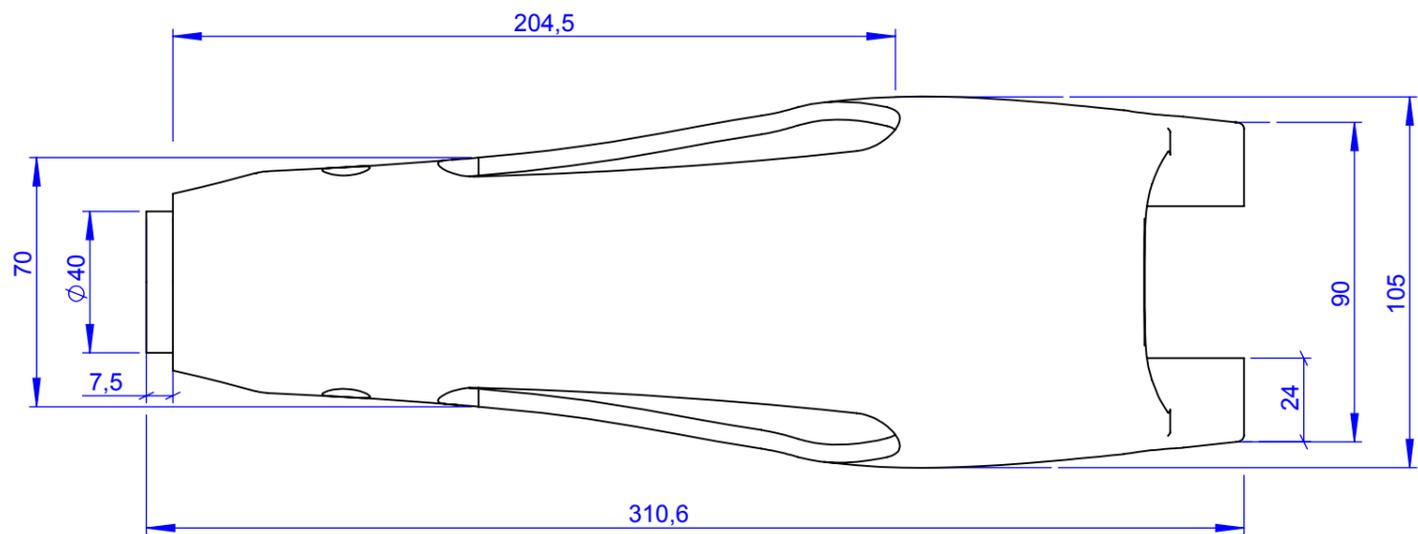


				TOLERANCIA: ± 1	PESO: 0.51 Kg	MATERIAL: Acero Inoxidable	
						TÍTULO: Guía	ESCALA: 1:1
				DIBUJO: 18/07/2019	NOMBRE: VACA ALEX		
				REVISO: 18/07/2019	Ing. Lascano A.		
				APROBO: 18/07/2019	Ing. Lascano A.		
				U.T.A. INGENIERIA MECANICA		N.º DE LAMINA HOJA 5 DE 9	REGISTRO:
EDICIÓN:	MODIFICACION:	FECHA:	NOMBRE:			SUSTITUCION:	



VISTA ISOMÉTRICA
ESCALA: 1:2

				TOLERANCIA: ±1	PESO: 0.32 Kg	MATERIAL: Acero Inoxidable	
						TÍTULO: Conector	ESCALA: 1:2
				DIBUJO: 18/07/2019	VACA ALEX		
				REVISO: 18/07/2019	Ing. Lascano A.		
				APROBO: 18/07/2019	Ing. Lascano A.		
				U.T.A. INGENIERIA MECANICA		N.º DE LAMINA HOJA 6 DE 9	REGISTRO:
EDICIÓN:	MODIFICACION:	FECHA:	NOMBRE:			SUSTITUCION:	



VISTA ISOMÉTRICA
ESCALA: 1:5

				TOLERANCIA:	PESO:	MATERIAL:		
				±0.1	0.352 Kg	PP. POLIMERO		
				FECHA:	NOMBRE:	TÍTULO:		ESCALA:
				DIBUJO: 18/07/2019	VACA ALEX	PROTESIS PIERNA		1:20
				REVISO: 18/07/2019	Ing. Lascano A.			
				APROBO: 18/07/2019	Ing. Lascano A.			
				U.T.A.		N.º DE LAMINA		REGISTRO:
				INGENIERIA MECANICA		HOJA 7 DE 9		◀ ⊕
EDICIÓN:	MODIFICACION:	FECHA:	NOMBRE:			SUSTITUCION:		

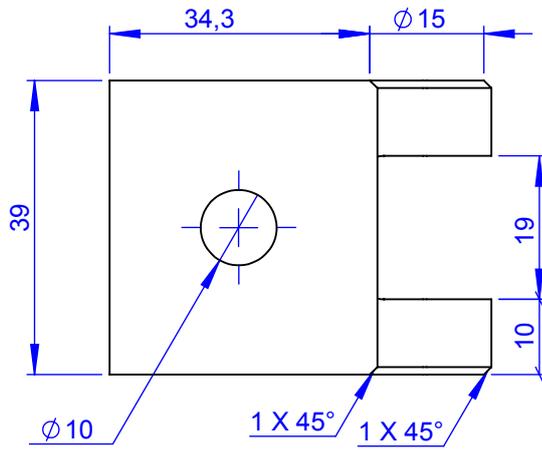
1

2

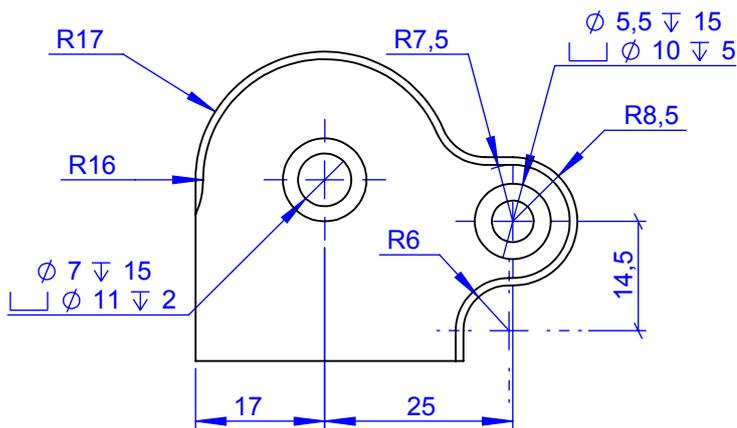
3

4

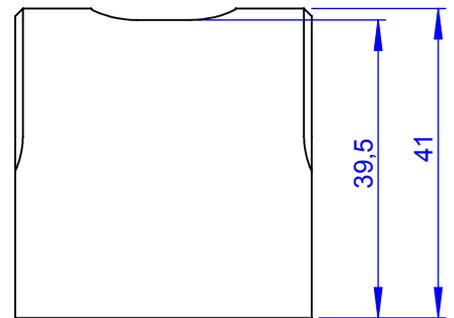
A



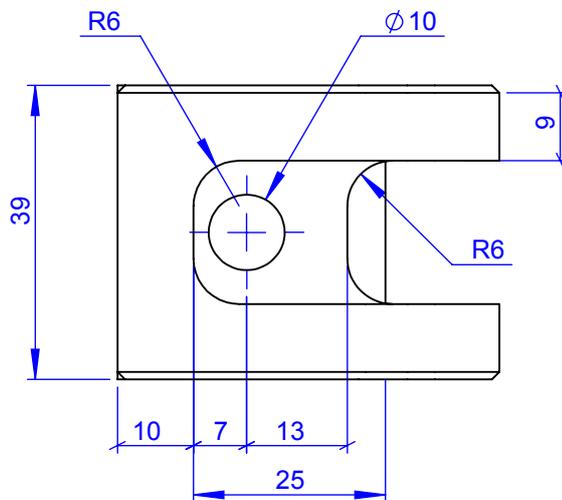
B



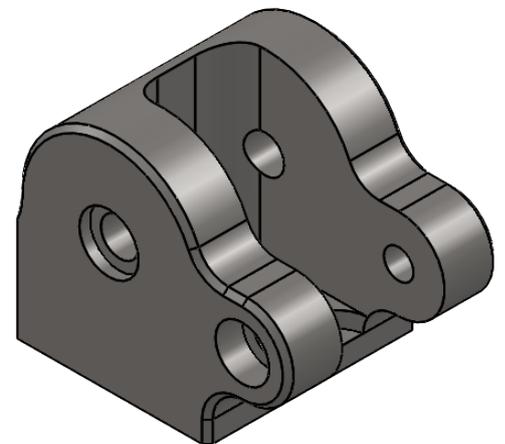
C



D

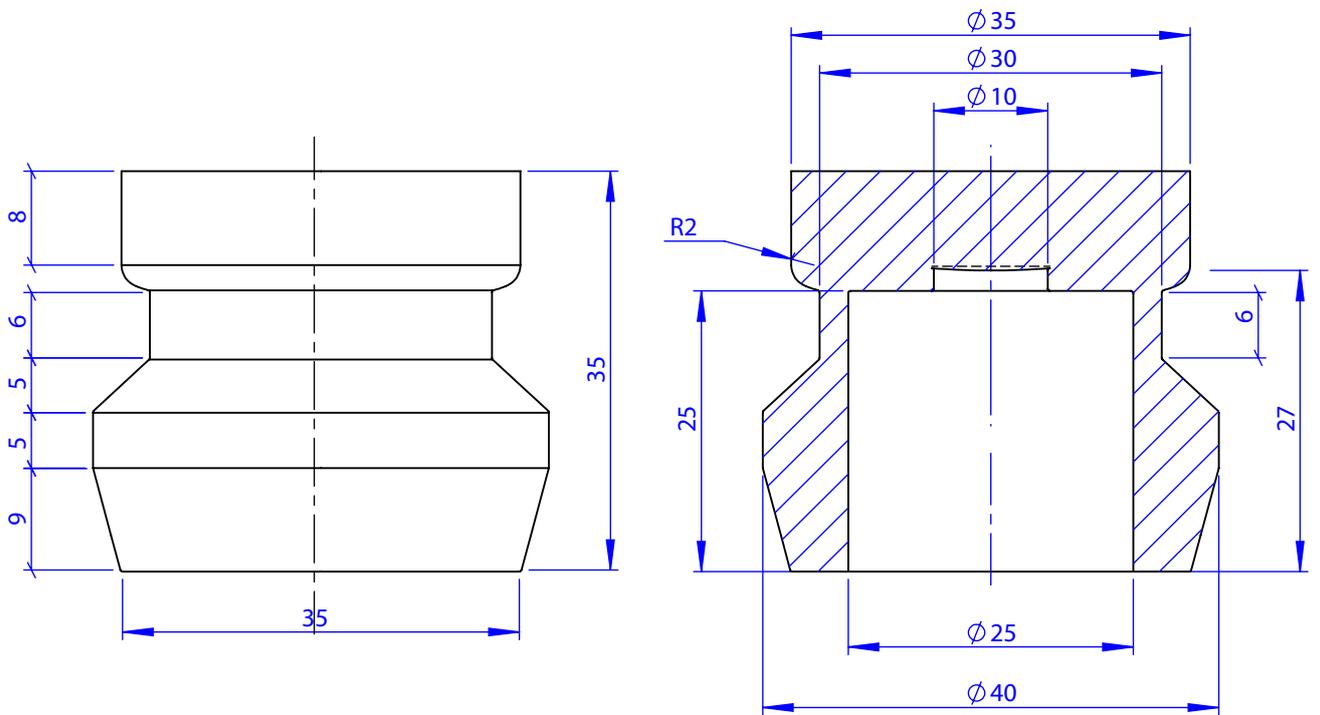


E

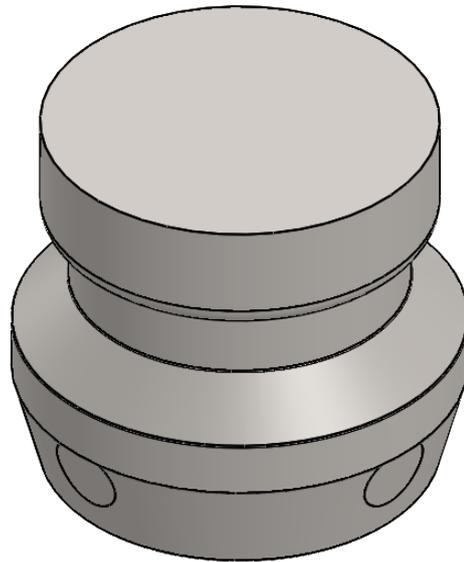


VISTA ISOMÉTRICA
ESCALA: 1:1

				TOLERANCIA: ±1	PESO: 0.29 Kg	MATERIAL: Acero Inoxidable	
						TÍTULO: Junta	ESCALA: 1:1
				DIBUJO: 18/07/2019	NOMBRE: VACA ALEX		
				REVISO: 18/07/2019	Ing. Lascano A.		
				APROBO: 18/07/2019	Ing. Lascano A.		
				U.T.A. INGENIERIA MECANICA		N.º DE LAMINA HOJA 8 DE 9	REGISTRO:
EDICIÓN:	MODIFICACION:	FECHA:	NOMBRE:			SUSTITUCION:	



CORTE A-A
ESCALA: 2:1



VISTA ISOMÉTRICA
ESCALA: 2:1

				TOLERANCIA: ±1	PESO: 0.58 Kg	MATERIAL: Acero Inoxidable		
						TÍTULO: Acople Protesis	ESCALA: 2:1	
				DIBUJO:	FECHA: 18/07/2019		NOMBRE: VACA ALEX	
				REVISO:	18/07/2019		Ing. Lascano A.	
				APROBO:	18/07/2019	Ing. Lascano A.		
				U.T.A. INGENIERIA MECANICA		N.º DE LAMINA HOJA 9 DE 9	REGISTRO:	
EDICIÓN:	MODIFICACION:	FECHA:	NOMBRE:			SUSTITUCION:		

ANEXO D:

Registro fotográfico de la recolección de datos antropométricos



**RECOLECCIÓN DE DATOS
ANTROPOMÉTRICOS**





RECOLECCIÓN DE DATOS ANTROPOMÉTRICOS



ANEXO E:

Propiedades de los polímeros y aceros

Características mecánicas a temperatura ambiente de los polímeros más comunes.

Material	Densidad	Módulo elástico [psi × 10 ⁵ (MPa × 10 ²)]	Resistencia a la tracción [psi × 10 ³ (MPa)]	Alargamiento a la rotura (%)	Resistencia al impacto ^a (ft-lb _f /in.)
Poliétileno (baja densidad)	0,917-0,932	0,25-0,41 (1,7-2,8)	1,2-4,6 (8,3-31,7)	100-650	No se rompe
Poliétileno (alta densidad)	0,952-0,965	1,55-1,58 (10,6-10,9)	3,2-4,5 (22-31)	10-1200	0,4-4,0
Cloruro de polivinilo	1,30-1,58	3,5-6,0 (24-41)	5,9-7,5 (41-52)	40-80	0,4-2,2
Politetrafluoretileno	2,14-2,20	0,58-0,80 (4,0-5,5)	2,0-5,0 (14-34)	200-400	3
Polipropileno	0,90-0,91	1,6-2,3 (11-16)	4,5-6,0 (31-41)	100-600	0,4-1,2
Poliestireno	1,04-1,05	3,3-4,8 (23-33)	5,2-7,5 (36-52)	1,2-2,5	0,35-0,45
Poli(metacrilato de metilo)	1,17-1,20	3,3-4,7 (22-32)	7,0-11,0 (48-76)	2-10	0,3-0,6
Fenol-formaldehído	1,24-1,32	4,0-7,0 (28-48)	5,0-9,0 (34-62)	1,5-2,0	0,24-4,0
Nilón 66	1,13-1,15	2,3-5,5 (16-38)	11,0-13,7 (76-94)	15-300	0,55-2,1
Poliéster (PET)	1,29-1,40	4,0-6,0 (28-41)	7,0-10,5 (48-72)	30-300	0,25-0,70
Policarbonato	1,20	3,5 (24,0)	9,5 (60)	110	16

^a Espesor de la probeta: 3,2 mm = 1/8 pulgada.

Tabla A-22

Resultados de ensayos a la tensión de algunos metales* Fuente: J. Datsko, "Solid Materials," capítulo 32, en Joseph E. Shigley, Charles R. Mischke y Thomas H. Brown, Jr. (editores en jefe). *Standard Handbook of Machine Design*, 3a. ed., McGraw-Hill, Nueva York, 2004, pp. 32.49-32.52.

Número	Material	Condición	Resistencia (a la tensión)					Resistencia a la deformación, exponente <i>m</i>	Resistencia a la fractura <i>e_f</i>
			Fluencia <i>S_y</i> MPa (kpsi)	Última <i>S_U</i> MPa (kpsi)	A la fractura, σ_f MPa (kpsi)	Coficiente σ_0 MPa (kpsi)	Resistencia a la deformación, exponente <i>m</i>		
1018	Acero	Recocido	220 (32.0)	341 (49.5)	628 (91.1) [†]	620 (90.0)	0.25	1.05	
1144	Acero	Recocido	358 (52.0)	646 (93.7)	898 (130) [†]	992 (144)	0.14	0.49	
1212	Acero	HR	193 (28.0)	424 (61.5)	729 (106) [†]	758 (110)	0.24	0.85	
1045	Acero	TyR 600°F	1520 (220)	1580 (230)	2380 (345)	1880 (273) [†]	0.041	0.81	
4142	Acero	TyR 600°F	1720 (250)	1930 (210)	2340 (340)	1760 (255) [†]	0.048	0.43	
303	Acero inoxidable	Recocido	241 (35.0)	601 (87.3)	1520 (221) [†]	1410 (205)	0.51	1.16	
304	Acero inoxidable	Recocido	276 (40.0)	568 (82.4)	1600 (233) [†]	1270 (185)	0.45	1.67	
2011	Aleación de aluminio	T6	169 (24.5)	324 (47.0)	325 (47.2) [†]	620 (90)	0.28	0.10	
2024	Aleación de aluminio	T4	296 (43.0)	446 (64.8)	533 (77.3) [†]	689 (100)	0.15	0.18	
7075	Aluminum aluminio	T6	542 (78.6)	593 (86.0)	706 (102) [†]	882 (128)	0.13	0.18	

* Los valores se tomaron de una o dos coladas y se considera que pueden obtenerse usando especificaciones de compra. La deformación por fractura puede variar hasta en 100%.

[†] Valor derivado.

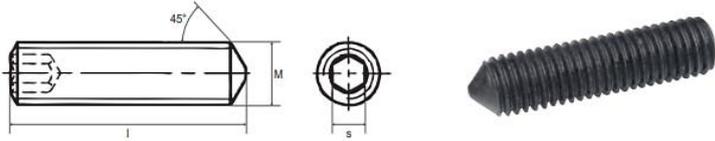
Fuente: [14].

ANEXO F:

Catálogo de pernos

DIN 914

TORNILLO SIN CABEZA CON HUECO HEXAGONAL. EXTREMO CÓNICO



ISO: 4027 / UNI: 5927.

CLASE DE RESISTENCIA: 45H. Rosca Métrica ISO.

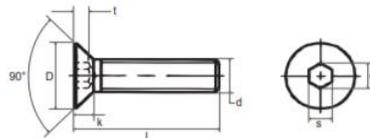
M. nom. d	M.2	M.2,5	M.3	M.4	M.5	M.6	M.8	M.10	M.12	M.14	M.16	M.20	M.24
s	0,9	1,3	1,5	2	2,5	3	4	5	6	6	8	10	12
l	(3÷10)	(3÷12)	(3÷30)	(4÷40)	(5÷50)	(6÷60)	(8÷100)	(10÷100)	(12÷100)	(16÷100)	(16÷100)	(20÷100)	(25÷100)

Ref. catálogo	M x L	Ref. catálogo	M x L	Ref. catálogo	M x L	Ref. catálogo	M x L
13040150	M 2x3	13040174	M 5x5	13040198	M 8x30	13040222	M 16x20
13040151	M 2x6	13040175	M 5x6	13040199	M 8x35	13040223	M 16x30
13040152	M 2x10	13040176	M 5x8	13040200	M 8x40	13040224	M 16x40
13040153	M 2,5x3	13040177	M 5x10	13040201	M 8x100	13040225	M 16x50
13040154	M 2,5x4	13040178	M 5x12	13040202	M 10x10	13040226	M 16x100
13040155	M 2,5x5	13040179	M 5x16	13040203	M 10x12	13040227	M 20x20
13040156	M 2,5x6	13040180	M 5x20	13040204	M 10x16	13040228	M 20x30
13040157	M 2,5x12	13040181	M 5x50	13040205	M 10x20	13040229	M 20x35
13040158	M 3x3	13040182	M 6x6	13040206	M 10x25	13040230	M 20x40
13040159	M 3x4	13040183	M 6x8	13040207	M 10x30	13040231	M 20x80
13040160	M 3x5	13040184	M 6x10	13040208	M 10x35	13040232	M 20x100
13040161	M 3x6	13040185	M 6x12	13040209	M 10x40	13040233	M 24x25
13040162	M 3x8	13040186	M 6x16	13040210	M 10x45	13040234	M 24x30
13040163	M 3x10	13040187	M 6x20	13040211	M 10x50	13040235	M 24x35
13040164	M 3x30	13040188	M 6x25	13040212	M 10x100	13040236	M 24x40
13040165	M 4x4	13040189	M 6x30	13040213	M 12x12	13040237	M 24x80
13040166	M 4x5	13040190	M 6x35	13040214	M 12x16	13040238	M 24x100
13040167	M 4x6	13040191	M 6x60	13040215	M 12x20		
13040168	M 4x8	13040192	M 8x8	13040216	M 12x100		
13040169	M 4x10	13040193	M 8x10	13040217	M 14x16		
13040170	M 4x12	13040194	M 8x12	13040218	M 14x20		
13040171	M 4x16	13040195	M 8x16	13040219	M 14x50		
13040172	M 4x20	13040196	M 8x20	13040220	M 14x100		
13040173	M 4x40	13040197	M 8x25	13040221	M 16x16		

Consultar para otras medidas

DIN 7991

TORNILLO CABEZA PLANA ALLEN



d	M3	M4	M5	M6	M8	M10	M12	M14	M16	M20
D	6	8	10	12	16	20	24	27	30	36
s	2	2,5	3	4	5	6	8	10	10	12
k	1,7	2,3	2,5	3,3	4,4	5,5	6,54	7	7,5	8,5
T	1,2	1,8	2,3	2,5	3,5	4,4	4,6	4,8	5,3	5,9
e	2,3	2,87	3,44	4,58	5,72	6,86	9,15	11,43	11,43	13,72

Calidad 12.9 Ref. Catálogo	Calidad Inox. Ref. Catálogo	Medidas d x L	Calidad 12.9 Ref. Catálogo	Calidad Inox. Ref. Catálogo	Medidas d x L	Calidad 12.9 Ref. Catálogo	Calidad Inox. Ref. Catálogo	Medidas d x L	Calidad 12.9 Ref. Catálogo	Calidad Inox. Ref. Catálogo	Medidas d x L
13011762	13011861	3x6	13011768	13011867	3x18	13011774	13011873	4x12	13011780	13011879	4x30
13011763	13011862	3x8	13011769	13011868	3x20	13011775	13011874	4x14	13011781	13011880	4x35
13011764	13011863	3x10	13011770	13011869	3x25	13011776	13011875	4x16	13011782	13011881	4x40
13011765	13011864	3x12	13011771	13011870	3x30	13011777	13011876	4x18	13011783	13011882	5x8
13011766	13011865	3x14	13011772	13011871	4x8	13011778	13011877	4x20	13011784	13011883	5x10
13011767	13011866	3x16	13011773	13011872	4x10	13011779	13011878	4x25	13011785	13011884	5x12

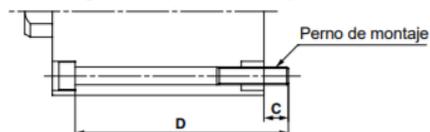
Pernos de montaje para CH□KDB

Los pernos de montaje tipo taladro pasante se encuentran disponibles.

Forma de pedido: Añada "Bolt" delante de los pernos a utilizar.

Ejemplo: M8 x 80ℓ 4 uns.

Diagrama del perno de montaje



Modelo	C	D	Perno de montaje
CH□KDB20 -5 (M)	12.4	55	M5 x 55ℓ
-10 (M)		60	x 60ℓ
-15 (M)		65	x 65ℓ
-20 (M)		70	x 70ℓ
-25 (M)		75	x 75ℓ
-30 (M)		80	x 80ℓ
-35 (M)		85	x 85ℓ
-40 (M)		90	x 90ℓ
-45 (M)		95	x 95ℓ
-50 (M)		100	x 100ℓ
CH□KDB25 -5 (M)	10.4	55	M5 x 55ℓ
-10 (M)		60	x 60ℓ
-15 (M)		65	x 65ℓ
-20 (M)		70	x 70ℓ
-25 (M)		75	x 75ℓ
-30 (M)		80	x 80ℓ
-35 (M)		85	x 85ℓ
-40 (M)		90	x 90ℓ
-45 (M)		95	x 95ℓ
-50 (M)		100	x 100ℓ
CH□KDB32 -5 (M)		60	M6 x 60ℓ
-10 (M)		65	x 65ℓ
-15 (M)		70	x 70ℓ
-20 (M)		75	x 75ℓ
-25 (M)		80	x 80ℓ

Modelo	C	D	Perno de montaje
CH□KDB50 -5 (M)	15.8	70	M10 x 70ℓ
-10 (M)		75	x 75ℓ
-15 (M)		80	x 80ℓ
-20 (M)		85	x 85ℓ
-25 (M)		90	x 90ℓ
-30 (M)		95	x 95ℓ
-35 (M)		100	x 100ℓ
-40 (M)		105	x 105ℓ
-45 (M)		110	x 110ℓ
-50 (M)		115	x 115ℓ
-75 (M)	140	x 140ℓ	
-100 (M)	165	x 165ℓ	
CH□KDB63 -5 (M)	16	75	M12 x 75ℓ
-10 (M)		80	x 80ℓ
-15 (M)		85	x 85ℓ
-20 (M)		90	x 90ℓ
-25 (M)		95	x 95ℓ
-30 (M)		100	x 100ℓ
-35 (M)		105	x 105ℓ
-40 (M)		110	x 110ℓ
-45 (M)		115	x 115ℓ
-50 (M)		120	x 120ℓ
-75 (M)	145	x 145ℓ	
-100 (M)	170	x 170ℓ	
CH□KDB80 -5 (M)		90	M14 x 90ℓ

DESCRIPCIÓN

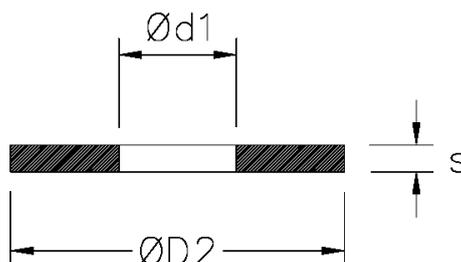
Accesorio para el montaje de anclajes y tornillos presión con tuerca

Cumple con norma DIN 125

Acero cincado electrolítico



DIMENSIONES:



Código	Artículo	Ø d1 (mm)	ØD2 (mm)	s (mm)
22100045	M4	4.3 - 4.48	8.64 - 9	0.8 ± 0.1
22100067	M6	6.4 - 6.62	11.57 - 12	1.6 ± 0.2
22100089	M8	8.4 - 8.62	15.57 - 16	1.6 ± 0.2
22100100	M10	10.5 - 10.77	19.48 - 20	2 ± 0.2
22100122	M12	13 - 13.27	23.48 - 24	2.5 ± 0.2
22100166	M16	17 - 17.27	29.48 - 30	3 ± 0.3
22100201	M20	21 - 21.33	36.38 - 37	3 ± 0.3

APLICACIONES:

Accesorio para montajes en anclajes DESA-FIX, Tornillos presión y cualquier otro montaje con varilla roscada.

Dada la diversidad de usos de nuestros productos, las indicaciones contenidas en estas hojas de información se dan únicamente a título orientativo. Aconsejamos a nuestros clientes se aseguren de que el producto cumple con la utilización deseada, asumiendo en este caso la responsabilidad de su uso.

Cilindros estándar de simple efecto [Serie 600]

Single acting standard cylinders [Series 600] / Vérins standard simple effet [Série 600]

01

REF.	Ø A	Z Carrera Stroke Course	E	C/C'	D	G	H	J	O	P	L	M BSP	Vol. (L)	Juego de juntas Seal kit Pochette de joints	Peso (kg) Weight Poids
625/10		100	190										0,08		1,5
625/20	25	200	290	14/14	14,2	40	24	40			9,5	1/4	0,16	J625	2,3
625/30		300	390										0,24		3
630/2		200	300										0,25		3,6
630/3		300	400										0,38		4,7
630/4	30	400	500	17,5/ 16	16,2	50	26	42			15	3/8	0,5	J630	6
630/5		550	650										0,69		7,6
630/7		700	800										0,88		9,4
635/2		200	330										0,32		4,7
635/3		300	430										0,48		6,1
635/4	35	400	530	22/20	20,25	55	32	47			15	3/8	0,64	J635	7,5
635/5		550	680										0,87		9,6
635/7		700	830										1,11		11,7
640/2		200	330										0,39		6
640/3		300	430										0,59		7,6
640/4	40	400	530	22/22	23	60	32	47			15	3/8	0,79	J640	9,3
640/5		550	680										1,08		11,7
640/7		700	830										1,37		14,2

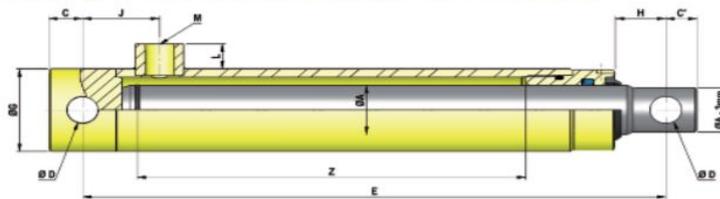
Cilindros estándar de simple efecto [Serie 600]

Single acting standard cylinders [Series 600] / Vérins standard simple effet [Série 600]

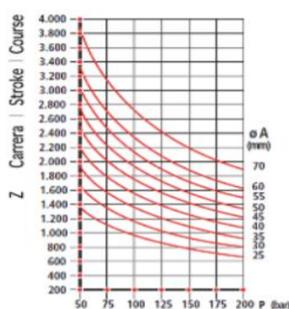
01

Diseño para cilindros ØA de 25 a 40

Design for cylinders ØA from 25 to 40 / Conception vérins ØA de 25 à 40



Pandeo / Buckling / Flambage



Fuerza de empuje / Upward thrust / Force de poussée

