

UNIVERSIDAD CATÓLICA SANTO TORIBIO DE MOGROVEJO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA



Diseño de una órtesis de tobillo y pie para mejorar la estabilidad de articulaciones inferiores en pacientes con obesidad

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO**

AUTOR

Edgar Andre Andonaire Fernandez

ASESOR

Alejandro Segundo Vera Lázaro

<https://orcid.org/0000-0003-0198-338X>

Chiclayo, 2025

Diseño de una órtesis de tobillo y pie para mejorar la estabilidad de articulaciones inferiores en pacientes con obesidad

PRESENTADA POR

Edgar Andre Andonaire Fernandez

A la Facultad de Ingeniería de la
Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo
para optar el título de

INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO

APROBADA POR

Dante Omar Panta Carranza

PRESIDENTE

Luis Alberto Gonzáles Bazán

SECRETARIO

Alejandro Segundo Vera Lázaro

VOCAL

Dedicatoria

La presente tesis está dedicada a Dios por permitirme llegar a este punto de mi vida y acabar con éxito mi carrera universitaria. A mi familia, quienes me formaron y me hicieron la persona que soy actualmente. A todos mis amigos, que me apoyaron cuando estaba a punto de rendirme y me ayudaron a llegar a este punto.

Agradecimientos

Extiendo mi sincera gratitud a mi asesor. Su guía y conocimientos fueron fundamentales para la realización y finalización de esta tesis.

Agradezco a mis padres por su apoyo y su paciencia, y a mi hermana por sus consejos médicos. Cada uno participó en la realización de mi tesis.

A mis compañeros de carrera, quienes me brindaron su apoyo y conocimientos desde el momento de planteamiento de la tesis hasta la finalización de esta.

A cada uno de ustedes, les agradezco por su gran contribución en esta investigación.

TESIS_ANDONAIRE_ANDRÉ.docx

INFORME DE ORIGINALIDAD

16%

INDICE DE SIMILITUD

14%

FUENTES DE INTERNET

4%

PUBLICACIONES

6%

TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	tesis.usat.edu.pe Fuente de Internet	2%
2	hdl.handle.net Fuente de Internet	2%
3	Submitted to University of the Andes Trabajo del estudiante	1%
4	www.msmanuals.com Fuente de Internet	<1%
5	Submitted to Universidad Católica Boliviana "San Pablo" Trabajo del estudiante	<1%
6	repositorio.unap.edu.pe Fuente de Internet	<1%
7	www.coursehero.com Fuente de Internet	<1%
8	Submitted to ESIC Business & Marketing School Trabajo del estudiante	<1%

Índice

Resumen	13
Abstract.....	14
I. Introducción	15
Objetivos.....	17
Objetivo General	17
Objetivos Específicos.....	17
Justificación	18
Social	18
Económico	18
Ambiental	18
Tecnológico	18
II. Marco Teórico.....	19
2.1. Antecedentes.....	19
2.2. Bases teóricas.....	22
2.2.1.Órtesis de tobillo y pie	22
2.2.2.Diferencia entre prótesis y órtesis.....	23
2.2.3.Órtesis con control de flexoextensión.....	24
2.2.4.Obesidad	25
2.2.5.La marcha humana.....	27
2.2.6.Biomecánica de la articulación de tobillo y pie	27
2.2.7.Método de Elementos Finitos	29
2.2.8.Análisis estático estructural	32
2.2.9.Análisis de fatiga	33
2.2.10. Condiciones de estructura	35
2.2.11. Análisis de pandeo	36
2.2.12. SolidWorks.....	37

2.2.13.	CES Edupack.....	37
2.2.14.	ANSYS Workbench	37
2.2.15.	Excel.....	38
III.	Materiales y métodos	39
3.1.	Diagrama de flujo	39
3.2.	Formulación de hipótesis	40
3.3.	Diseño de investigación.....	41
3.3.1.	Tipo de diseño.....	41
3.3.2.	Población y muestra.....	41
3.4.	Métodos y técnicas de recolección de datos	41
3.5.	Operacionalización de variables	43
3.6.	Matriz de consistencia	45
IV.	Resultados	47
4.1.	Diagnóstico de la situación actual de pacientes con obesidad.....	47
4.1.1.	Datos demográficos de pacientes con obesidad.....	47
4.1.2.	Medidas antropométricas en un rango de edades de 15 a 17 años	55
4.1.3.	Desgaste de articulación por obesidad.....	61
4.1.4.	Tecnología existente para pacientes con obesidad	62
4.1.5.	Benchmarking de órtesis de tobillo y pie.....	63
4.1.6.	Resultados de la encuesta 001 para pacientes con obesidad.....	65
4.2.	Diseño de la órtesis de tobillo y pie utilizando una matriz morfológica	69
4.2.1.	Diseño conceptual.....	69
	Lista de requerimientos.....	69
	Alternativas del diseño.....	70
	Bosquejos de alternativas.....	71
	Criterios de selección.....	73
	Medidas de la órtesis.....	74

Control de flexo-extensión.....	76
Selección de materiales para la órtesis.....	76
Descripción de los materiales seleccionados para la órtesis	80
4.2.2.Diseño CAD de la órtesis de tobillo y pie	82
4.3. Análisis estático estructural, de fatiga y pandeo de la órtesis.....	84
4.3.1.Análisis estático estructural	84
Cargas aplicadas.....	84
Mallado	85
Parámetros de calidad del mallado.....	86
Comprobación de calidad de malla	87
Resultados del análisis estático estructural	89
4.3.2.Análisis de fatiga	94
4.3.3.Análisis de pandeo	97
4.3.4.Resultados con una carga de 4209,378 N.....	99
4.3.5.Discusión de resultados	100
4.4. Elaboración de la propuesta económica del diseño	101
4.4.1.Costo de fabricación	101
4.4.2.Costo de envío	103
4.4.3.Recursos e insumos.....	103
4.4.4.Gastos generales	104
4.4.5.Presupuesto final del diseño	104
V. Conclusiones	105
VI. Recomendaciones.....	106
VII. Referencias Bibliográficas	107
VIII. Anexos.....	115

Lista de figuras

Figura 1: Modelos de ortesis de tobillo y pie	22
Figura 2: Prótesis y órtesis	24
Figura 3: Órtesis de rodilla con articulación de control de flexoextensión.....	24
Figura 4: Niveles de IMC.....	25
Figura 5: Ciclo de la marcha	27
Figura 6: Rotaciones del tobillo y pie durante la marcha, visión sagital (A) y visión frontal (B)	28
Figura 7: Proceso de división y resultado del MEF	29
Figura 8: Número de nodos en una barra	30
Figura 9: Número de nodos en una superficie triangular	30
Figura 10: Número de nodos en una superficie cuadrángular.....	31
Figura 11: Principio del FEM Lineal	31
Figura 12: Análisis Estático Estructural con FEM.....	32
Figura 13: Fases de un fallo por fatiga.....	34
Figura 14: Criterios de análisis de fatiga.....	35
Figura 15: Análisis de pandeo en una estructura.....	36
Figura 16: Simulación de producto mediante análisis de elementos finitos	38
Figura 17: Tendencia de obesidad en personas mayores a 15 años (2013-2022)	47
Figura 18: Línea de tendencia logarítmica de obesidad en pacientes que superan los 15 años (2013-2022).....	48
Figura 19: Curva de proyección de la tendencia a la obesidad en pacientes que superan la edad de 15 años (2013-2030).....	49
Figura 20: Tendencia a la obesidad según el sexo (2013-2022)	50
Figura 21: Línea de tendencia logarítmica de obesidad según el sexo (2013-2022)	50
Figura 22: Curva de proyección de la tendencia a la obesidad según el sexo (2013-2030).....	52
Figura 23: Tendencia de obesidad según el rango de edad (2013-2022).....	52
Figura 24: Línea de tendencia logarítmica de obesidad en un rango de 15 a 19 años (2013-2022)	53
Figura 25: Curva de proyección de la tendencia a la obesidad en un rango de 15 a 19 años (2013- 2030).....	54
Figura 26: Mapa de la obesidad en el Perú	55
Figura 27: Medidas en posición de pie de varones entre 15 y 17 años	59

Figura 28: Medidas en posición de pie de mujeres de 15 a 17 años	60
Figura 29: Artrosis de tobillo y pie	61
Figura 30: Modelado 3D de tobillo y pie con artrosis.....	62
Figura 31: Resultados de la pregunta 1	66
Figura 32: Resultados de la pregunta 2	66
Figura 33: Resultados de la pregunta 3	67
Figura 34: Resultados de la pregunta 4	67
Figura 35: Resultados de la pregunta 5	68
Figura 36: Resultados de la pregunta 6	68
Figura 37: Diseño conceptual según Pahl, Beitz, Feldhusen y Grote	69
Figura 38: Opción 1 de diseño	71
Figura 39: Opción 2 de diseño	72
Figura 40: Opción 3 de diseño	72
Figura 41: Elección del diseño adecuado	73
Figura 42: Estudio de materiales para la órtesis	78
Figura 43: Estudio de materiales para las varillas.....	79
Figura 44: Curva S-N del PA6	81
Figura 45: Curva S-N de aleación de aluminio	82
Figura 46: Vista isométrica del diseño CAD de la órtesis de tobillo y pie en SolidWorks	83
Figura 47: Propiedades de masa de la órtesis AFO en SolidWorks	83
Figura 48: Carga y soporte fijo para el análisis estático estructural.....	85
Figura 49: Mallado aplicado en la órtesis de tobillo y pie	86
Figura 50: Parámetro de calidad Element Quality	87
Figura 51: Resultados de Element Quality	88
Figura 52: Resultados de Aspect Ratio	88
Figura 53: Resultados de Skewness	88
Figura 54: Desplazamientos máximos y mínimos en la órtesis de tobillo y pie (Estático Estructural).....	89
Figura 55: Deformaciones máximas y mínimas en la órtesis de tobillo y pie (Estático Estructural).....	90
Figura 56: Esfuerzos máximos y mínimos en la órtesis de tobillo y pie (Estático Estructural)	91
Figura 57: Esfuerzo máximo de la órtesis (Estático Estructural).....	91
Figura 58: Factor de seguridad de la órtesis de tobillo y pie (Estático Estructural).....	92

Figura 59: Factor de seguridad mínimo de la órtesis (Estático Estructural)	93
Figura 60: Datos para el análisis de fatiga	94
Figura 61: Vida de la órtesis de tobillo y pie (Análisis de fatiga).....	95
Figura 62: Daño de la órtesis de tobillo y pie (Análisis de fatiga).....	95
Figura 63: Factor de seguridad mínimo de la órtesis de tobillo y pie (Análisis de fatiga)	96
Figura 64: Restricción de desplazamiento en las varillas.....	97
Figura 65: Fuerzas aplicadas en las varillas	98
Figura 66: Desplazamientos máximos y mínimos de la órtesis de tobillo y pie (Pandeo).....	98
Figura 67: Constancia de validación de expertos	115
Figura 68: Encuesta N° 001 para desarrollo de tesis (Parte 1).....	116
Figura 69: Encuesta N° 001 para desarrollo de tesis (Parte 2).....	117
Figura 70: Tendencia a la obesidad en personas mayores a 15 años (regresión lineal).....	118
Figura 71: Tendencia a la obesidad según el sexo (regresión lineal).....	118
Figura 72: Tendencia a la obesidad en personas entre 15 a 19 años (regresión lineal).....	119
Figura 73: Encuesta 001 (Persona 1)	119
Figura 74: Encuesta 001 (Persona 2).....	119
Figura 75: Encuesta 001 (Persona 3)	120
Figura 76: Encuesta 001 (Persona 4).....	120
Figura 77: Encuesta 001 (Persona 5)	120
Figura 78: Encuesta 001 (Persona 6).....	120
Figura 79: Encuesta 001 (Persona 7)	121
Figura 80: Encuesta 001 (Persona 8).....	121
Figura 81: Encuesta 001 (Persona 9)	121
Figura 82: Encuesta 001 (Persona 10).....	121
Figura 83: Aspect Ratio.....	122
Figura 84: Skewness.....	122
Figura 85: Factor de carga y desplazamientos por pandeo del primer análisis	123
Figura 86: Desplazamientos del análisis estático con una fuerza de 4209,4 N.....	123
Figura 87: Deformaciones del análisis estático con una fuerza de 4209,4 N.....	124
Figura 88: Esfuerzos del análisis estático con una fuerza de 4209,4 N	124
Figura 89: Factor de seguridad del análisis estático con una fuerza de 4209,4 N.....	125
Figura 90: Vida del análisis de fatiga con una fuerza de 4209,4 N.....	125
Figura 91: Daño del análisis de fatiga con una fuerza de 4209,4 N.....	126
Figura 92: Factor de seguridad del análisis de fatiga con una fuerza de 4209,4 N.....	126

Figura 93: Plano del diseño de la órtesis de tobillo y pie.....	127
---	-----

Lista de tablas

Tabla 1: Clasificación de la obesidad según la OMS	26
Tabla 2: Datos de la tendencia a la obesidad en pacientes que superan los 15 años (2013-2030)	48
Tabla 3: Datos de la tendencia a la obesidad según el sexo (2013-2030).....	51
Tabla 4: Datos de la tendencia a la obesidad en un rango de 15 a 19 años (2013-2030).....	53
Tabla 5: Altura de acuerdo con la edad (varones).....	56
Tabla 6: Altura de acuerdo con la edad (mujeres).....	56
Tabla 7: IMC de acuerdo con la edad (varones)	57
Tabla 8: IMC de acuerdo con la edad (mujeres)	57
Tabla 9: Dimensiones antropométricas generales	58
Tabla 10: Medidas antropométricas de varones que comprenden entre de 15 a 17 años.....	59
Tabla 11: Medidas antropométricas de mujeres que comprenden entre 15 y 17 años.....	60
Tabla 12: Características de dispositivos de ayuda para deambulación.....	62
Tabla 13: Tabla del benchmarking de órtesis de tobillo y pie.....	63
Tabla 14: Datos de la encuesta realizada.....	65
Tabla 15: Lista de requerimientos	70
Tabla 16: Matriz morfológica.....	71
Tabla 17: Criterios de selección	73
Tabla 18: Dimensiones de miembro inferior en niños	74
Tabla 19: Promedio de las medidas de extremidad inferior en niños	74
Tabla 20: Dimensiones de miembro inferior en niñas	75
Tabla 21: Promedio de las medidas de extremidad inferior en niñas.....	75
Tabla 22: Medidas antropométrica promedio en un rango de edades de 15 a 17 años	75
Tabla 23: Propiedades del PA6 con 30% de fibra de vidrio	76
Tabla 24: Propiedades del PE-HD con 30% de fibra de vidrio.....	76
Tabla 25: Propiedades del PP con 30% de fibra de vidrio	77
Tabla 26: Propiedades del material de referencia	77
Tabla 27: Elección del material para la estructura de pantorrilla y base de pie	77
Tabla 28: Propiedades del aluminio	78
Tabla 29: Propiedades del cobre	79

Tabla 30: Elección del material para las varillas.....	79
Tabla 31: Propiedades mecánicas del PA 6.....	80
Tabla 32: Datos de la curva S-N	81
Tabla 33: Propiedades de la aleación de aluminio	82
Tabla 34: Resumen de resultados con una fuerza de 1403,126 N.....	99
Tabla 35: Resumen de resultados con una fuerza de 4208,378 N.....	100
Tabla 36: Discusión de resultados.....	100
Tabla 37: Costo de fabricación de estructura de pantorrilla.....	101
Tabla 38: Costo de fabricación de base del pie	102
Tabla 39: Costo de fabricación de las varillas.....	102
Tabla 40: Transporte de los materiales.....	103
Tabla 41: Recursos e insumos	103
Tabla 42: Gastos generales.....	104
Tabla 43: Presupuesto final	104

Resumen

En la actualidad, el número de personas con obesidad han aumentado drásticamente en el Perú. Según los datos de MINSA, el 62% de la población peruana sufre de peso excesivo o sobrepeso, donde el 36.9% son adolescentes de 15 años a más. Esta enfermedad provoca una serie de efectos negativos en la calidad de vida de la persona, siendo el padecimiento muscular uno de estos, pues el exceso de masa corporal provoca que las articulaciones inferiores se deterioren, lo que conduce a una marcha con dificultad. Por ello, es más frecuente buscar soluciones para ayudar a personas con esta enfermedad a llevar una vida más cómoda.

Por esta razón, la presente tesis tuvo como objetivo diseñar una órtesis de tobillo y pie para personas con sobrepeso que presenten dificultades en marcha normal, con un control de flexoextensión que proporcione un rango de movimiento más amplio.

Para seleccionar el diseño de la órtesis se utilizó una matriz morfológica y una matriz ponderada, mientras que se utilizó el software SolidWorks para realizar el modelo CAD, y se realizó una simulación estático estructural, de fatiga y de pandeo en el software ANSYS Workbench, utilizando el Método de Elementos Finitos (FEM).

Palabras claves: Órtesis, sobrepeso, deterioro, diseño, simulación, marcha normal

Abstract

At present, the number of obese people has increased dramatically in Peru. According to MINSA data, 62% of the Peruvian population suffers from excessive weight or overweight, where 36.9% are adolescents aged 15 years or older. This disease causes a series of negative effects on the quality of life of the person, muscle disease being one of these, since excess body mass causes the lower joints to deteriorate, which leads to walking with difficulty. Therefore, it is more common to look for solutions to help people with this disease to lead a more comfortable life.

For this reason, the present thesis aimed to design an ankle and foot orthosis for overweight people who have difficulties in normal walking, with a flexoextension control that provides a wider range of movement. A morphological matrix and a weighted matrix were used to select the orthosis design, while SolidWorks software was used to create the CAD model, and a static structural, fatigue and buckling simulation was performed in ANSYS Workbench software, using the Finite Element Method (FEM).

Keywords: Orthosis, overweight, deterioration, design, simulation, normal gait

I. Introducción

Actualmente, la población de Perú se ha vuelto más propensa a sufrir de obesidad, siendo el tercer país de Latinoamérica con la mayor tasa de obesidad, aproximadamente un 62% de la población presentando esta condición, solo superado por México y Chile. Esto se debe a diferentes factores, entre los cuales se destacan la poca práctica de actividades físicas y el consumo desmedido de comida que tienen como base las grasas saturadas, pues provocan un aumento en la masa corporal y le dificulta la capacidad de caminar [1].

Sin embargo, pese al exponencial crecimiento en el número de personas con esta enfermedad, no hay un apoyo de parte de las empresas para estas personas, en especial para las mujeres. Según un estudio de Campos-Vázquez y Gonzales, las mujeres con obesidad reciben un 7,8% menos de devolución de llamadas para empleo que las mujeres sin obesidad, mientras que los hombres con obesidad reciben solo un 0,1% menos de devolución de llamadas en comparación con los hombres no obesos, esto debiéndose en gran parte a su apariencia [2].

Asimismo, la obesidad aumenta drásticamente los riesgos de sufrir complicaciones en el organismo de la persona, reduciendo su esperanza y calidad de vida. Esta enfermedad es considerada como una pandemia, tanto para países desarrollados como para los países subdesarrollados, pues es uno de los principales factores de la morbilidad y mortalidad en personas adultas y jóvenes por igual [3].

Entre las partes del cuerpo más afectadas, debido al aumento de masa corporal, se encuentran las articulaciones, que son las encargadas de realizar los movimientos del cuerpo y se adaptan de acuerdo con el crecimiento natural de la persona, el cual sucede entre los 15 y 17 años [4]. Sin embargo, existe un límite de dicha adaptación, pues las articulaciones tienen la capacidad de tolerar los movimientos de una persona según su peso y tamaño. El sobrepeso ocasiona mayor carga en la articulación, lo que produce un desgaste acelerado o una rotura, en el peor de los casos [5]. Las personas que presentan obesidad tienden a sufrir lumbalgias y artrosis, específicamente en articulaciones como la cadera, rodillas y tobillos, que son las más afectadas. En la zona del tobillo y pie se presenta una gran carga debido al exceso de masa corporal, por lo que es la articulación más afectada por el sobrepeso [6].

Esta tesis tiene como objetivo diseñar y simular una órtesis de tobillo y pie con control de flexo-extensión con el fin de disminuir las cargas de las articulaciones en pacientes con obesidad en un rango de 15 a 17 años, lo que mejoraría la calidad de vida de la persona. Se utilizará una matriz morfológica para seleccionar el diseño más apropiado de la órtesis y elaborarla mediante

el software SolidWorks, y luego se realizará un análisis estático-estructural, de fatiga y de pandeo utilizando el software ANSYS Workbench, con el fin de obtener resultados que aseguren la resistencia de la órtesis y concluir satisfactoriamente esta tesis.

¿El diseño de una órtesis de tobillo y pie puede mejorar la estabilidad de articulaciones inferiores en pacientes en el rango de edades de 15 a 17 años con obesidad?

Objetivos

Objetivo General

- ✓ Diseñar una órtesis de tobillo y pie que mejore la estabilidad en articulaciones inferiores en pacientes con obesidad.

Objetivos Específicos

- ✓ Diagnosticar la situación actual de pacientes con obesidad en el rango de edades de 15 a 17 años en el Perú.
- ✓ Diseñar la órtesis de tobillo y pie utilizando una matriz morfológica para la selección del diseño y material adecuados.
- ✓ Realizar un análisis estático estructural, de fatiga y pandeo de la órtesis de tobillo y pie.
- ✓ Elaborar la propuesta económica del diseño.

Justificación

La justificación de la presente tesis se dividirá en los siguientes apartados:

Social

La órtesis de tobillo y pie será capaz de aliviar las cargas que se ejercen en esa zona, aliviando el dolor y beneficiando a personas con obesidad cuando se desplazan; guardando una mayor estabilidad. En la actualidad, la tasa de obesidad sigue aumentando aceleradamente y cada vez más personas requieren dispositivos que sirvan como apoyo para desplazarse, además que puede complementar a la dietoterapia mientras protege la zona del tobillo y pie.

Económico

Aunque la órtesis de tobillo y pie tendrá un control de dorsiflexión fabricado con un metal, el material aplicado será de un polímero plástico, lo que garantiza una órtesis más económica en general. Asimismo, para el modelado de la órtesis se usaron piezas estándar con medidas con referencia a perfiles comerciales, por lo que las piezas de repuestos son más accesibles y el mantenimiento sería menos costoso en comparación a otras órtesis.

Ambiental

Con el uso de una órtesis hecha de plástico, la emisión de gases contaminantes por la fabricación de la órtesis se verá reducido debido a que este material no presente ningún material tóxico.

Tecnológico

El desarrollo de órtesis de miembros inferiores en el Perú se enfoca mayormente en la zona de la rodilla, por lo que una órtesis de tobillo y pie sería una gran novedad en el mercado nacional. La órtesis propuesta en esta tesis presenta un control de flexoextensión, por lo que permitirá al usuario flexionar el pie sin lesionarse, proporcionando asimismo mayor comodidad. Esto diferencia a la órtesis de otras opciones que ofrece el mercado peruano, las cuales están limitadas por este aspecto.

II. Marco Teórico

2.1. Antecedentes

Fernando Vásquez realizó el diseño de prótesis transtibial empleando fibra de vidrio tipo E y resina poliéster como posibles materiales para mejorar la estabilidad de personas discapacitada. El objetivo fue dar solución a las dificultades que presentan pacientes amputados al momento de realizar la marcha, mientras se proporciona una buena estabilidad. Además, el diseño propuesto se compuso de piezas sencillas de fabricar, por lo que se obtuvo un costo accesible para personas con limitaciones económicas. Para desarrollar este diseño, se utilizó una matriz morfológica para escoger el mejor diseño de prótesis, mientras que, para obtener las medidas antropométricas se realizó una recopilación de datos de un pequeño grupo de personas, donde se estableció una altura promedio de 1,65 m y un peso de 71,9 kg aproximadamente. Posteriormente, se realizó el diseño de cada pieza con los parámetros establecidos en el software SolidWorks; asimismo se analizó estáticamente la prótesis, aplicando el material compuesto de fibra de vidrio tipo E y Resina Poliéster. Se aplicó una carga de 705,33 N (71,9 kg) en el pilón, debido a que es la pieza más crítica de la prótesis, donde se obtuvo un esfuerzo máximo de 13,88 MPa, un desplazamiento máximo de 0,00513 mm y un factor de seguridad de 7,2. Por otro lado, el factor de seguridad del acople superior e inferior superó a 1, mientras que el factor de seguridad del resorte fue de 1,497. Finalmente, se obtuvo un costo de S./ 5937,31 para finalizar este proyecto y se logró diseñar las piezas de la prótesis transtibial, adaptadas a una persona promedio del departamento de Lambayeque y se validó mediante un análisis estático estructural la resistencia mecánica de la prótesis, además de calcular su costo y compararlo con los del mercado nacional e internacional, dando como resultado una prótesis más accesible económicamente [7].

Fabrizio Chaname propuso el diseño de una órtesis de rodilla con actuadores para apoyar la articulación en pacientes con artrosis. Para la fabricación de la órtesis, se optó por aplicar un material compuesto resistente y ergonómico. Por otro lado, el actuador fue fabricado con el propósito de soportar movimiento de rodilla sin que el usuario se esfuerce. Para la selección del diseño conceptual de la órtesis, se utilizó una matriz morfológica y una matriz de requerimientos técnico. Con lo anterior, se diseñó la órtesis de rodilla y se realizó un análisis estático estructural de la misma, utilizando el programa SolidWorks. Se compararon los datos de dos materiales:

Aluminio 6061 y Fibra de carbono, donde se obtuvo que la fibra de carbono es más efectiva, pues su peso total fue de 130,1125 N; su deflexión de 0,0001239 mm y su esfuerzo máximo fue de 0,887131 MPa; mientras que el aluminio 6061 presentó un peso de 131,105 N; una deflexión de 0,0001248 mm y un esfuerzo máximo de 0,8939 MPa. La estructura de la órtesis se dividió en dos: estructura femoral tibial superior e inferior, donde el esfuerzo máximo resultó 62874900,00 MPa, el desplazamiento máximo 0,015862 mm y la deformación 0,000132; estos datos se aplican tanto para la superior como para la inferior. Para la articulación, se seleccionó el PETF como material ideal, por lo que el análisis estático resultó en 61 195600,00 MPa de esfuerzo máximo; 0,407196 mm de desplazamiento máximo, 0,005725 de deformación unitaria máxima y un factor de seguridad de 2,457. Asimismo, se realizó un análisis de pandeo en la articulación, donde se obtuvo una amplitud mínima de 0 y máxima de $1,198 \cdot 10^{-2}$. Finalmente, el actuador línea seleccionado fue el NKLA 45, debido a que proporciona diferentes voltajes. Por otro lado, la simulación a través del software SolidWorks permitió verificar el comportamiento de la órtesis, teniendo resultados positivos con respecto al diseño seleccionado. Sin embargo, se recomendó continuar con la investigación, proponiendo nuevos materiales o realizando cambios en la geometría de la órtesis para una mejor estabilidad [8].

César Núñez propuso el desarrollo de una órtesis de fibra de carbono para pacientes con deformidad de pierna izquierda. Para lograrlo, se dividió el proceso en dos fases: teórica y aplicada. La primera fase sirvió para estructurar los temas centrales, por lo que se enfocó en las bases conceptuales necesarias; mientras que, en la segunda fase se sistematizó el proceso de desarrollo de la siguiente manera: escaneo 3D del miembro, modelado y creación de la órtesis, simulación mecánica computarizada, construcción de la órtesis, entrega para su posterior uso y seguimiento. Para escoger el diseño ideal para la órtesis se tomó en cuenta una serie de requerimientos que debe cumplir el producto, mientras que, el escaneo 3D se realizó una captura del miembro inferior de una paciente de 59 años utilizando el equipo SENSE 3D, mientras que, para la simulación se utilizó el software SolidWorks. Los factores analizados durante la simulación mecánica computarizada de elementos finitos fueron los siguientes: esfuerzo Von Mises, desplazamiento máximo y factor de seguridad. Se aplicó una carga de 1573909,64 N, por lo que se obtuvo los siguientes resultados: el esfuerzo Von Mises máximo tuvo un valor de 204,03 MPa, un desplazamiento máximo de

87,83 mm y un factor de seguridad de 1,73483. Debido a la metodología propuesta, se logró materializar una órtesis de fibra de carbono personalizada con las características antropométricas y biomecánicas del usuario, a través de una secuencia de pasos, utilizando una serie de materiales y tecnologías (Procesos) que garantizaron precisión, confiabilidad, optimización y satisfacción del usuario y del equipo de rehabilitación [9].

Ali, Smagulov y Otepbergeno realizaron el análisis de elementos finitos de la órtesis de tobillo-pie impresa en 3D basada en CFRP, presentando un nuevo diseño y simulación de una nueva órtesis usando polímero reforzado con fibra de carbono (CFRP). La órtesis estaba diseñada para la rehabilitación de un paciente con la enfermedad de pie caído. La forma de la órtesis articulada se modeló para apoyar la parte siguiente de la pantorrilla. En este artículo se compararon dos diferentes modelos de AFO: articulado y no articulado; mientras que para el análisis de elementos finitos se realizó utilizando el software ANSYS, observando los resultados del esfuerzo equivalente de Von Mises, así como la deformación total. Se tomaron en cuenta diferentes materiales y combinaciones. Para el análisis de elemento finitos en ANSYS, se aplicó una carga de 490,03 N se probó combinaciones con los siguientes materiales compuestos: Nylon 12 y PLA, PLA puro, y, PLA y fibra de carbono. Comparando los resultados de 3 combinaciones, se obtuvieron los mejores datos con el modelo articulado de PLA y fibra de carbono, con un esfuerzo equivalente máximo de 69,77 MPa, un desplazamiento total máximo de 1,34 mm y un factor de seguridad de 7,929. Al final, se determinó que el PLA y la fibra de carbono son los materiales más eficaces para la construcción de la órtesis mediante impresión 3D, con un 16,6% de resistencia superior a la tensión [10].

2.2. Bases teóricas

2.2.1. Órtesis de tobillo y pie

Una órtesis se define como un dispositivo médico recomendado por doctores cuando se presentan lesiones o enfermedades en el sistema óseo. Estas protegen y proporcionan apoyo al sistema locomotor del paciente, además de auxiliar en la curación del miembro lesionado [11]. En el caso de la órtesis de tobillo y pie o AFO (Ankle Foot Orthosis), esta se encarga de corregir las lesiones en esta zona del cuerpo [12].

Los beneficios de utilizar una órtesis son las siguientes: mantienen inmóviles las articulaciones afectadas para ayudar al reposo, aunque permiten cierta movilidad en áreas específicas, además colaboran en el proceso de desinflamación de las partes tratadas y evitan desviaciones articulares, entre otros beneficios [13].

Figura 1: Modelos de ortesis de tobillo y pie



Fuente: [12]

Tipos de Órtesis de tobillo y pie

Existen una variedad de órtesis de tobillo y pie (AFO), “Ankle Foot Orthosis”, las cuales se pueden clasificar, según su función, del siguiente modo: [14]

- **AFO tipo ajustables**
Estas órtesis que tienen forma de calcetín se encargan de aplicar compresión a la articulación. Proporcionan soporte, por lo que son ideales para la curación de lesiones pequeñas [14].
- **AFO tipo estabilizadoras**
Se caracterizan por incluir flejes que ayudan a un mejor agarre y tengan forma de vendaje. Este tipo de órtesis es flexible para permitir parcialmente la marcha humana [14].
- **AFO tipo inmovilizadoras**
Se recomienda utilizar este tipo de órtesis en casos graves como fracturas en los ligamentos, pues ofrece una inmovilización casi total del tobillo, lo que mantiene el reposo en ese segmento [14].

2.2.2. Diferencia entre prótesis y órtesis

Se producen ciertas confusiones cuando se habla de prótesis y órtesis. Esto se debe a que ambos tienen funciones similares, sin embargo, estos presentan diferencias fundamentales. La principal es que la órtesis se encarga de recubrir el segmento lesionado del cuerpo y ayuda con la recuperación de este; por otro lado, la prótesis tiene la tarea de reemplazar la función del miembro, que se encuentra parcial o totalmente ausente [15].

Asimismo, las patologías a tratar de cada una son diferentes, pues las prótesis son recomendables cuando existe una enfermedad degenerativa, mientras que, las órtesis se enfocan en el tratamiento de fracturas o lesiones de menor gravedad [15].

Figura 2: Prótesis y órtesis

Fuente: [16]

2.2.3. Órtesis con control de flexoextensión

Estas órtesis tienen un diseño para limitar el movimiento de la articulación en flexión y extensión. Se utiliza en rehabilitación de posoperación para proteger la articulación de movimientos bruscos. Normalmente el control o articulación de flexoextensión se utiliza en órtesis de rodilla, debido a la tendencia de fractura que presenta esa zona [17].

Para la articulación de tobillo y pie, los términos correctos de movimiento son dorsiflexión y flexión plantar. El funcionamiento es básicamente el mismo, solo se diferencian por los grados de flexión del tobillo y del pie en comparación al de la rodilla [18].

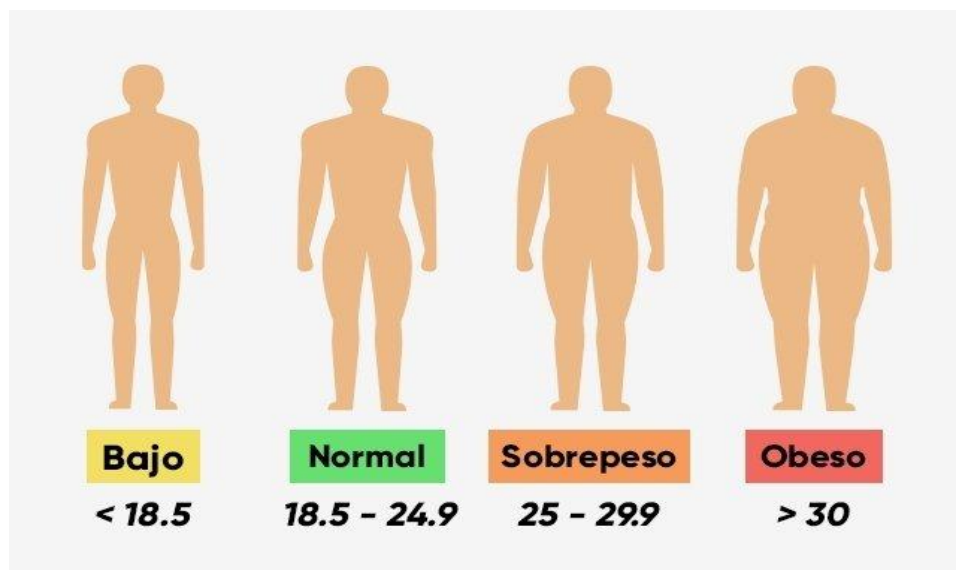
Figura 3: Órtesis de rodilla con articulación de control de flexoextensión

Fuente: [17]

2.2.4. Obesidad

La obesidad se puede referir como un tipo de enfermedad crónica que se diferencia de las demás por el crecimiento acelerado en la masa corporal, lo que provoca un mayor riesgo a la salud del ser humano. La cantidad de la población que mueren debido a esta enfermedad aumentó un 65% en los últimos 10 años a nivel mundial. Una persona es considerada con sobrepeso cuando su Índice de Masa Corporal (IMC) está entre los 25 y 29,9 kg/m², y con obesidad cuando su IMC es mayor a 30 kg/m² teniendo en cuenta la fase estática, que es cuando se tiene un peso relativamente estable y la fase dinámica, que se refiere al incremento del peso corporal con un balance energético positivo [19].

Figura 4: Niveles de IMC



Fuente: [20]

Causas de la obesidad

Entre las causas más significativas del sobrepeso se encuentra el desbalance en la relación de calorías gastadas y absorbidas, debido al gran consumo de alimentos con base en la grasa, sal y dulces, pero mínimo consumo de alimentos nutritivos [19].

Otro aspecto importante es la reducción de actividad física que se debe a la vida sedentaria que lleva la persona por la automatización de actividades, los medios de transporte más actuales y de la vida urbana en general [19].

Existen causas menos comunes que pueden causar sobrepeso, tales como hipotiroidismo, síndrome de Cushing y lesiones hipotalámicas relacionadas a hiperfagia. Estas se presentan a un 2% o 3% de la población que sufre de obesidad [19].

Consecuencias de la obesidad

La obesidad se considera una causa peligrosa que puede desembocar en contraer distintos problemas para la salud, como son las enfermedades cardiovasculares, la diabetes mellitus tipo 2, problemas en el aparato locomotor y ciertos tipos de cáncer. Asimismo, el sobrepeso provoca trastornos psicológicos y sociales, los cuales deterioran la calidad de vida de pacientes que padecen obesidad [19].

Esto no solo afectan a los adultos, también impactan negativamente a los niños, como discapacidad a futuro, dificultad respiratoria, aumento en el riesgo de fracturas, hipertensión, o incluso puede provocar una muerte prematura [19].

Tipos de obesidad

De acuerdo con la OMS, la clasificación de la obesidad se realiza en base al IMC (Índice de Masa Corporal), el cual se relaciona directamente con la talla elevada al cuadrado (m^2) y el peso corporal (kg) de la persona, por lo que su unidad es kg/m^2 [21]. La clasificación es la siguiente: Peso normal (18,5 – 24,9), Exceso de Peso (≥ 25), Sobrepeso (25 – 29,9), Obesidad Grado I (30 – 34,9), Obesidad Grado II (35 – 39,9) y Obesidad Grado III (≥ 40) [19].

Tabla 1: Clasificación de la obesidad según la OMS

Tipo	Índice de Masa Corporal	Peligro de bienestar corporal
Peso normal	18,5 – 24,9	Medio
Exceso de Peso	≥ 25	
Sobrepeso o Pre-Obeso	25 – 29,9	Elevado
Obesidad (I)	30 – 34,9	Elevado moderado
Obesidad (II)	35 – 39,9	Elevado severo
Obesidad Grado (III)	≥ 40	Elevado muy severo

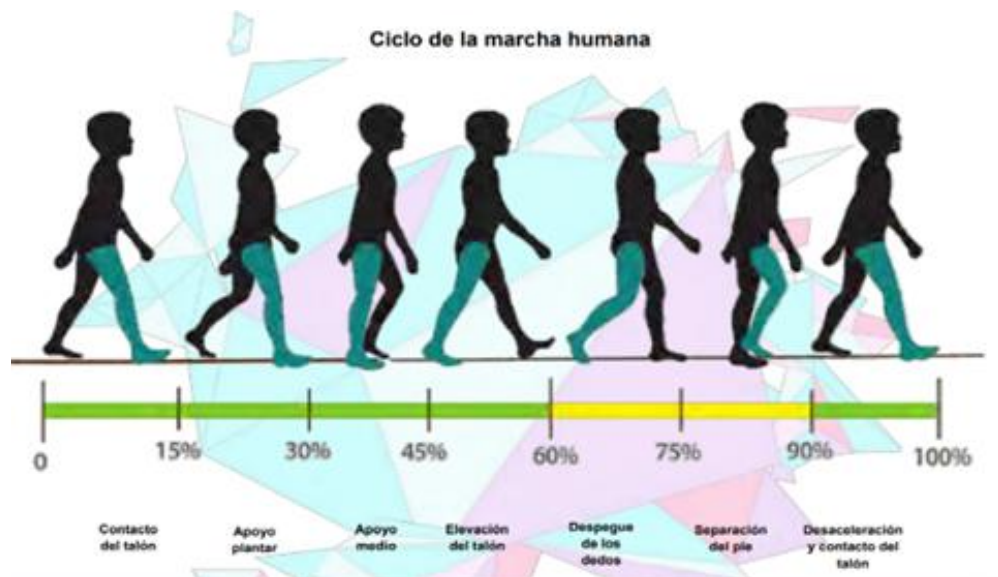
Fuente: [19]

2.2.5. La marcha humana

Es un procedimiento basado en el movimiento del cuerpo. Es decir, el cuerpo humano se desplaza hacia delante, mientras su masa corporal es soportada por ambos miembros inferiores. Puesto que la marcha es una acción rutinaria que uno va aprendiendo poco a poco, conforme el ser humano crece, va perfeccionando estos movimientos cíclicos a medida que se va avanzando en su crecimiento [21].

El ciclo de marcha se compone de dos partes: apoyo o soporte (abarca el 60% del ciclo) y balanceo (comprende el 40% del ciclo). La parte de apoyo comprende desde el talón hasta el alzar de los dedos. Por otro lado, la parte de balanceo comprende el despegue del pie del suelo, la aceleración y desaceleración [22].

Figura 5: Ciclo de la marcha



Fuente: [22]

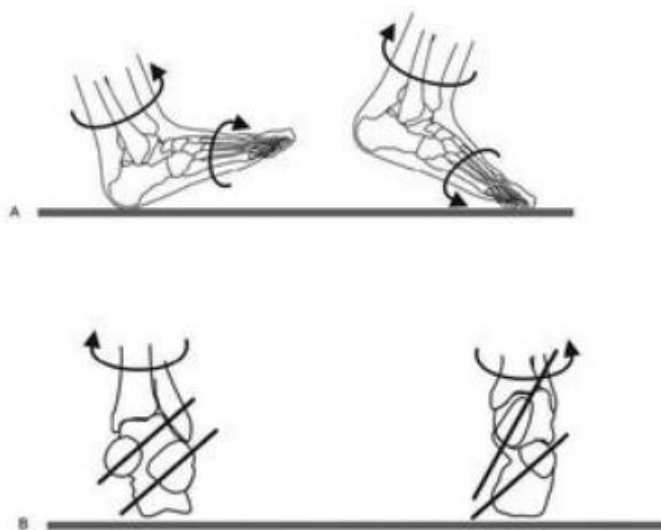
2.2.6. Biomecánica de la articulación de tobillo y pie

La articulación de tobillo y pie es una de las más consistentes en todo el cuerpo, y la más estable del miembro inferior. El pie presenta un grupo de articulaciones que permiten el movimiento en los tres planos del espacio. Estos son de flexo-extensión, rotación interna – rotación externa y pronación – supinación. En el tobillo y pie se produce el movimiento de flexión y extensión del pie, trabajando en conjunto con la articulación subastragalina y de Chopart [23].

La articulación subastragalina está formada por una articulación posteroexterna y una anterointerna. Por otro lado, la articulación de Chopart está formada por la superficie articular anterior del calcáneo y la posterior del cuboides. Los movimientos de la articulación subastragalina se producen alrededor del eje de Henke y atraviesa la cara superointerna del cuello del astrágalo, formando un ángulo de 16° con el plano longitudinal y de 42° con el plano transverso. Mientras que, los movimientos de la articulación de Chopart se realizan alrededor de 2 ejes. En el eje longitudinal, donde se forma un ángulo de 15° con el plano horizontal y de 9° con el plano sagital, se realizan los movimientos de abducción – aducción. El segundo eje es oblicuo, formando un ángulo de 52° con el plano horizontal y de 57° con el plano sagital. Alrededor de este eje se realizan los movimientos de flexión y extensión del medio pie. Estos movimientos se realizan conjuntamente, por lo que no se puede realizar uno sin los otros [23].

El tobillo permite el movimiento de flexión plantar y dorsal de pie, también llamado dorsiflexión o flexoextensión que se da en el plano longitudinal. Se conoce que existen entre 15 y 20° de flexión dorsal y entre 40 y 50° de flexión plantar. Cuando la persona acelera la marcha, la carga aplicada puede aumentar entre 2 a 3 veces más el peso de esta [23].

Figura 6: Rotaciones del tobillo y pie durante la marcha, visión sagital (A) y visión frontal (B)

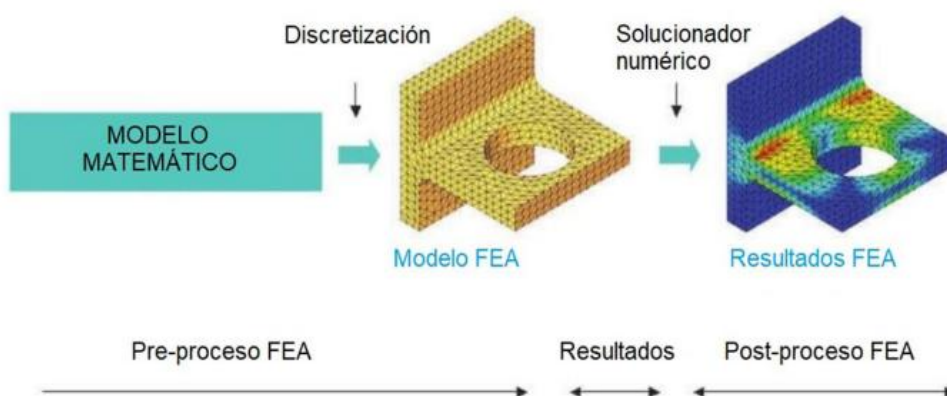


Fuente: [23]

2.2.7. Método de Elementos Finitos

También conocido como MEF, se encarga de transformar un problema específico en ecuaciones diferenciales, ordenándolos matricialmente y así, entregando la respuesta correcta para un número limitado de puntos. Posteriormente, se interpola la solución al resto del dominio, y, de esta manera, resulta solo una solución aproximada. El conjunto de puntos donde la solución es exacta se denomina conjunto de nodos. Este conjunto de nodos forma una malla, formando a su vez retículos, los cuales son considerados elementos finitos. El conjunto de nodos se adquiere fraccionando toda la pieza estudiada en puntos [24].

Figura 7: Proceso de división y resultado del MEF



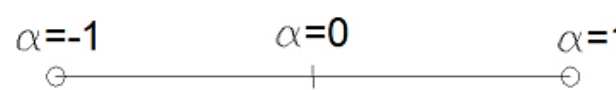
Fuente: [25]

Existen tres principios para garantizar la convergencia en el MEF. El principio 1 y 2 se agrupan de forma matemática, exponiendo que las funciones de interpolación permiten expresar todos los valores constantes en el interior del elemento. Por otro lado, el principio 3 determina que las deformaciones unitarias deben ser finitas en el borde de elementos [26].

Con el Método de Elementos Finitos se tiene un código matemático más potente, donde se aplica la Matriz de Aproximación que rigen el comportamiento del elemento en la zona intermedia del nodo. En un elemento finito, el número de nodos está en función de la geometría del elemento [27].

- **Barra:**

Figura 8: Número de nodos en una barra



The diagram shows a horizontal line representing a bar element. Three nodes are marked with small circles: one at the left end labeled $\alpha = -1$, one in the middle labeled $\alpha = 0$, and one at the right end labeled $\alpha = 1$.

$$n_1 = -\frac{1}{2} \cdot (1 - \alpha) \cdot \alpha$$

$$N_2 = \frac{1}{2} \cdot (1 - \alpha) \cdot \alpha$$

$$N_3 = 1 - \alpha^2$$

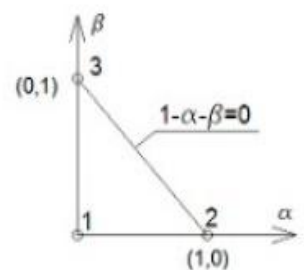
Integración en dominios lineales

$$\int_{-1}^1 f(L_1) dL_1 = \sum_{i=1}^k f(L_{1i}) w_p$$

Fuente: [27]

- **Superficie triangular:**

Figura 9: Número de nodos en una superficie triangular



The diagram shows a right-angled triangle in the α - β plane. The vertices are labeled with nodes: node 1 at the origin $(0,0)$, node 2 at $(1,0)$, and node 3 at $(0,1)$. The hypotenuse is labeled with the equation $1 - \alpha - \beta = 0$.

$$N_1 = 1 - \alpha - \beta$$

$$N_2 = \alpha$$

$$N_3 = \beta$$

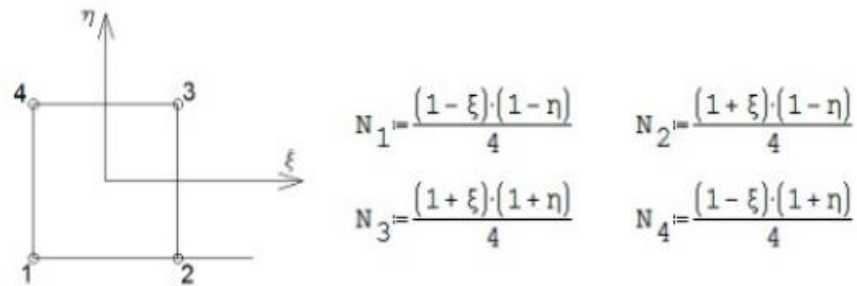
Integración en dominios triangulares

$$\int_0^1 \int_0^{1-L_3} f(L_1, L_2, L_3) dL_2 dL_3 = \sum_{i=p} f(L_{1p}, L_{2p}, L_{3p}) w_p$$

Fuente: [27]

- **Superficie cuadrangular:**

Figura 10: Número de nodos en una superficie cuadrangular



Integración en dominios cuadriláteros

$$\int_{-1}^1 \int_{-1}^1 g(\xi, \eta) d\xi d\eta = \sum_{m=1}^p \sum_{n=1}^q g(\xi_m, \eta_n) W_m \cdot W_n$$

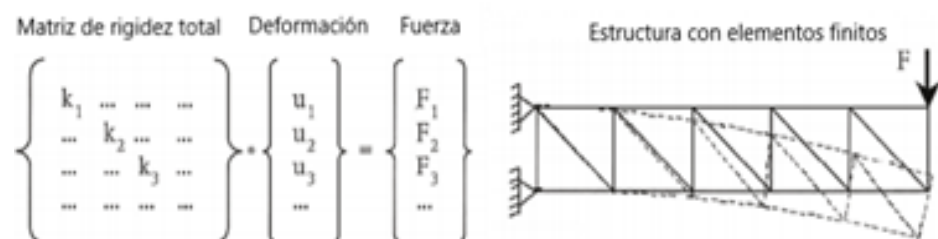
Fuente: [27]

Cuando ya se tiene el valor de [N], que representa la Matriz de aproximación, se debe buscar la matriz de rigidez [K]. Para ello, se aplica la ecuación del Principio de los Trabajos Virtuales, la cual consiste en crear una igualdad entre trabajos internos y externos.

De esta forma, aplicando las condiciones de Compatibilidad (desplazamientos – deformaciones) y de Comportamiento (ley de Hooke), se forma la siguiente expresión [28]:

$$\{F\} = [K] * [u]$$

Figura 11: Principio del FEM Lineal



Fuente: [28]

2.2.8. Análisis estático estructural

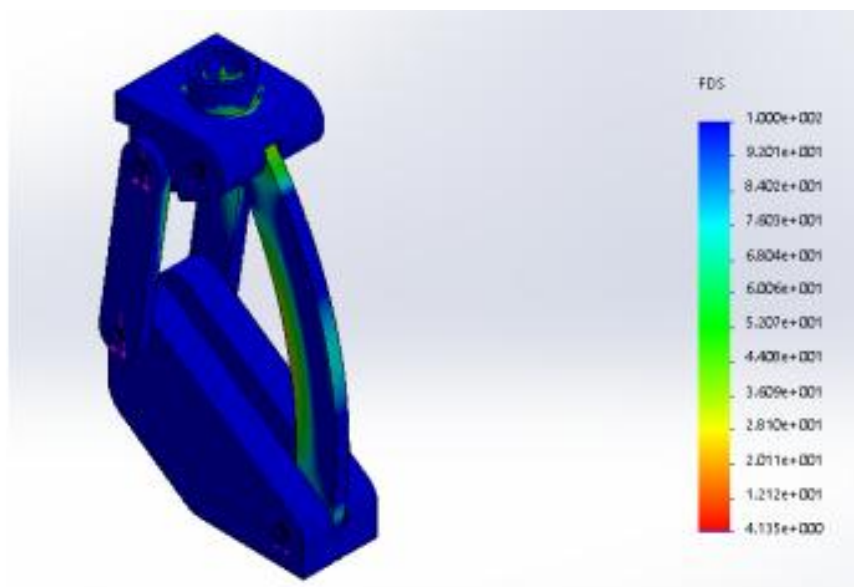
Para garantizar que un diseño es apto para realizar una determinada función, se necesita realizar un análisis estático estructural de toda la pieza diseñada, en el cual los resultados de esfuerzos obtenidos sean comparables con el esfuerzo del diseño, o que sea comparable con el esfuerzo permitido cuando la pieza está en operación [29].

Entre los diferentes tipos de cargas se encuentran: [29]

- ✓ Estática
- ✓ Repetida
- ✓ Fluctuante
- ✓ Choque o impacto
- ✓ Aleatoria

Uno de los objetivos del análisis estático estructural es precisar el punto de la pieza donde los esfuerzos tienen su mayor concentración. Para esto, se aplica una carga estática a la pieza, la cual es una fuerza o par torsor estacionaria que se aplica en un punto de la pieza. Para la carga (ya sea fuerza o par torsor) sea estacionaria, deben permanecer sin cambios en su magnitud [29].

Figura 12: Análisis Estático Estructural con FEM



Fuente: [30]

2.2.9. Análisis de fatiga

Para evaluar la durabilidad de un diseño que se encuentra bajo condiciones de cargas en un determinado tiempo, se emplea el análisis de fatiga. Cada vez que la pieza en cuestión encuentra bajo cargas cíclicas, esta se va dañando lentamente, por lo que, al llegar a un determinado número de ciclos, la pieza se llega a romper por la fatiga [30].

El análisis de fatiga está basado en la regla de Miner, la cual evalúa el daño acumulado con el propósito de estimar la vida a fatiga en base a datos de tensiones y deformaciones. Esta estimación se ejecuta concentrando datos de carga en intervalos de tiempo con picos y enumerando los ciclos de carga. Para realizar un análisis de fatiga, se debe tener en cuenta los siguientes aspectos: [30]

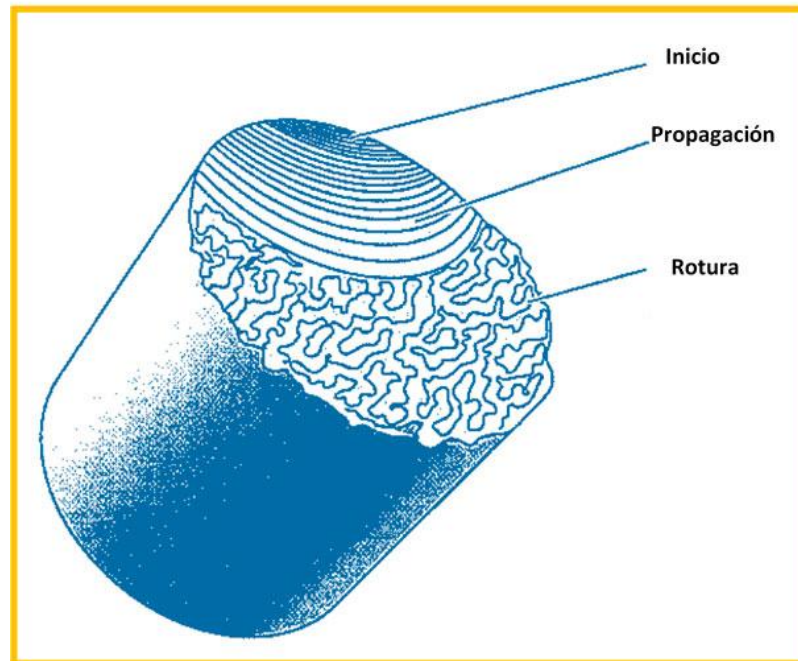
- ✓ Propiedad del material
- ✓ Variación de las cargas
- ✓ Opciones de análisis

Fases de un fallo por fatiga

Cuando se produce un fallo por fatiga, usualmente ocurre por fases, las cuales son las siguientes:

- ✓ **Iniciación:** En esta fase las grietas aparecen en cualquier parte del material, mayormente alrededor de puntos donde se concentra la tensión o en la parte exterior de la pieza donde hay mayor oscilación de tensiones. Estas grietas aparecen por diferentes razones: imperfecciones dentro del material, muescas o marcas de herramientas de fabricación o manipulación [30].
- ✓ **Propagación:** En esta fase, la mayoría de las grietas se expanden por el impacto de las cargas sobre la pieza. Por lo general, son grietas pequeñas y difíciles de detectar, incluso cuando están cerca de la rotura [30].
- ✓ **Rotura:** En esta fase, la pieza se va desgastando por la propagación de las grietas, reduciendo la sección de la pieza que no resiste la carga en estado estático, lo que produce finalmente la rotura por fatiga [30].

Figura 13: Fases de un fallo por fatiga



Fuente: [31]

Criterios de resistencia a la fatiga

Los criterios de resistencia a la fatiga se basan en los valores de las componentes media y alternante de la tensión presente en el punto que se desea analizar. Para elegir el criterio, se debe tener en cuenta el límite de resistencia del material. Generalmente, el criterio de resistencia a la fatiga puede expresarse por medio de la siguiente ecuación [32]:

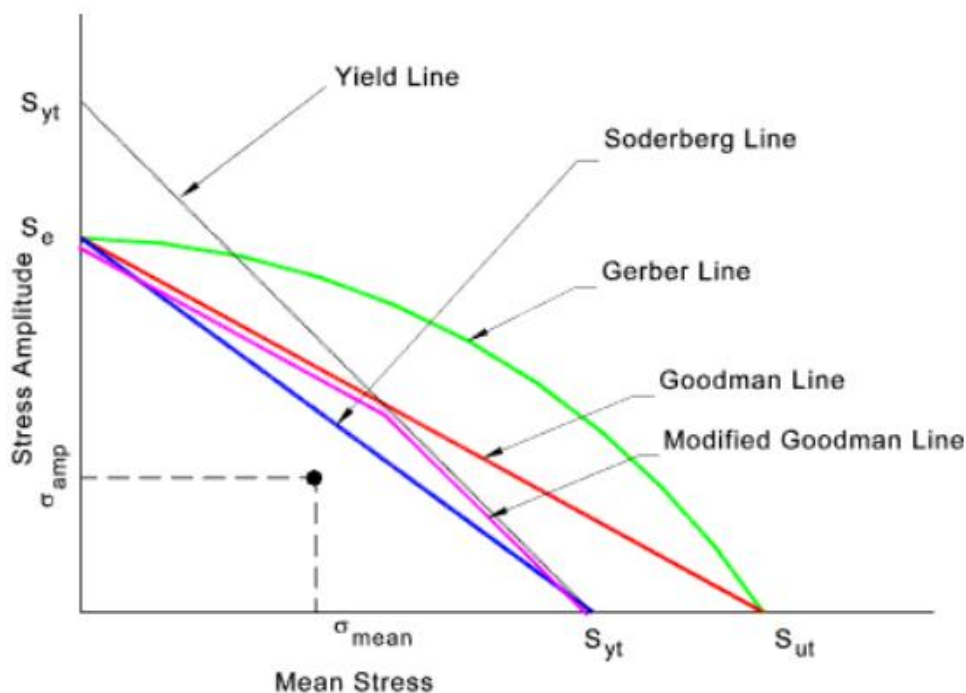
$$f(\sigma_m, \sigma_a, S_e, S_y, S_u) \leq 1$$

Donde σ_m es la componente de tensión media y σ_a es la componente de tensión alternante [32].

En general, el criterio más fácil de análisis de resistencia a la fatiga es aquel donde la componente de tensión media es cero, debido a que solo se compara la tensión alternante con la tensión admisible del material [32].

Por otro lado, cuando la componente de tensión media es positiva, es decir, está en tracción, se pueden aplicar distintos criterios, siendo los más utilizados: Criterio de Goodman, Goodman modificado, Soderberg y Gerber [32].

Figura 14: Criterios de análisis de fatiga



Fuente: [30]

2.2.10. Condiciones de estructura

Una estructura es un conjunto de componentes unidos que son capaces de soportar fuerzas que se aplican sobre ellas sin sufrir deformaciones. Estas fuerzas se denominan cargas [33].

Para tener un equilibrio cuando las fuerzas actúan sobre ella, la estructura tiene que reaccionar con otras fuerzas iguales y de dirección contraria, las cuales se les denomina reacciones. Estas actúan donde la estructura está sujeta o donde se unen sus componentes. Toda estructura tiene la exigencia de resistir cargas, mantener su forma, ser ligeras y, más importante, ser estable. Por esto, se debe cumplir estas condiciones: [33]

- **Resistencia:** Este criterio determina que la estructura debe resistir las cargas a las que se somete sin que se rompa. Esta depende del tamaño y la forma de la estructura, las cuales determinarán si la estructura es resistente [34].
- **Rigidez:** Este criterio determina si la estructura no se deforma o se deforma teniendo en cuenta ciertos límites. Si la estructura puede seguir cumpliendo su función, se considera rígida [34].

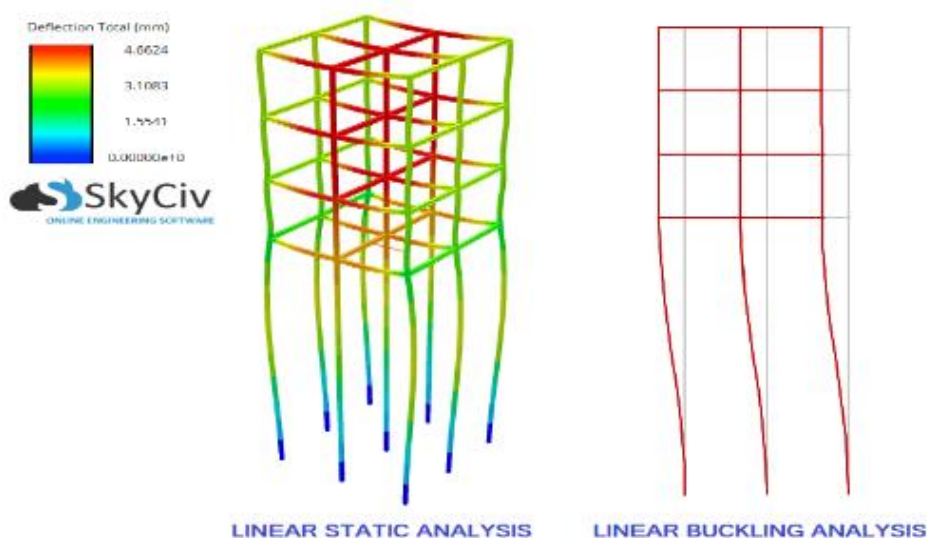
- Estabilidad: Esta condición determina que la estructura no se desmorone cuando está sometida a cargas. Para esto, el centro de gravedad de la estructura debe estar lo más cerca posible al suelo y su base debe ser amplia para mantenerse [34].

2.2.11. Análisis de pandeo

El pandeo es el modo por el cual falla un elemento estructural que está sujeto a una alta compresión, lo que provoca un desplazamiento lateral. Generalmente, los elementos que están sujetos al fenómeno de pandeo son las columnas debido a las fuerzas de compresión [35].

Un análisis de pandeo permite determinar la carga crítica por la cual la estructura mecánica pasa a ser inestable elásticamente [36]. Para calcular esta carga crítica, después del análisis de pandeo se obtiene un coeficiente de la carga crítica, con el cual se multiplica con la carga aplicada y se obtiene la carga crítica. Si el coeficiente o factor de carga es negativo, esto significa que las cargas aplicadas no producirán pandeo en esa zona; por otro lado, si el valor es positivo menor a la unidad, el pandeo es crítico y la estructura necesita un rediseño; y, por último, si el factor es positivo y mayor a la unidad, entonces la estructura no fallará por pandeo con las fuerzas aplicadas [37].

Figura 15: Análisis de pandeo en una estructura



Fuente: [35]

2.2.12. SolidWorks

Es un programa CAD que se utiliza para el modelado 2D y 3D de una pieza, fabricado y actualizado por SolidWorks Corp. Este software ofrece modelar piezas y conjuntos, así como crear planos técnicos. Asimismo, permite la simulación estática, de fatiga, pandeo, térmica, entre otras, lo que lo hace un programa muy útil, aunque limitado en estos aspectos en comparación a otros softwares [29].

Entre los productos que ofrecen se encuentran: SolidWorks Simulation, Electrical, PC, CAM, MBD, entre otros [38].

2.2.13. CES Edupack

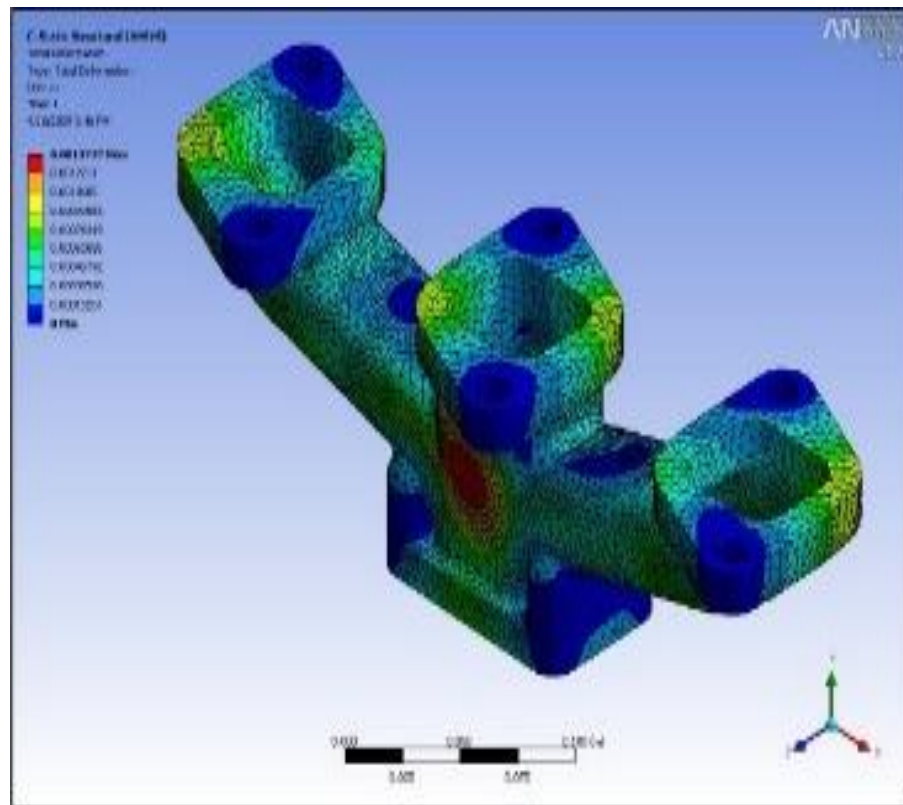
Es un software enfocado a la información de materiales donde se puede investigar, comparar o simplemente observar las propiedades de estos. Este programa también ofrece conocer la fabricación de estos materiales, su precio y la importancia de cada material de su base de datos [39].

Esta base de datos presenta información extensa sobre las propiedades técnicas, económicas y medioambientales. Los clasifica en tres niveles: el primero dedicado a información y propiedades básicas, el segundo enfocado en precios y fabricación, y el tercero tiene las propiedades más importantes de al menos 3900 materiales [39].

2.2.14. ANSYS Workbench

ANSYS es un software computacional de análisis estructural que permite resolver problemas complejos de forma rápida y eficiente. Con el conjunto de herramientas que posee, ANSYS utiliza el Análisis de Elementos Finitos para desafíos de mecánica estructural y analizar escenarios de diseño. Con esto, se puede simular impactos, caídas, vibraciones, golpes, cargas repetitivas y mucho más [41]. Además, ANSYS trae una variedad de herramientas de modelado que permiten fabricar modelos de piezas más detallados [41].

Figura 16: Simulación de producto mediante análisis de elementos finitos



Fuente: [42]

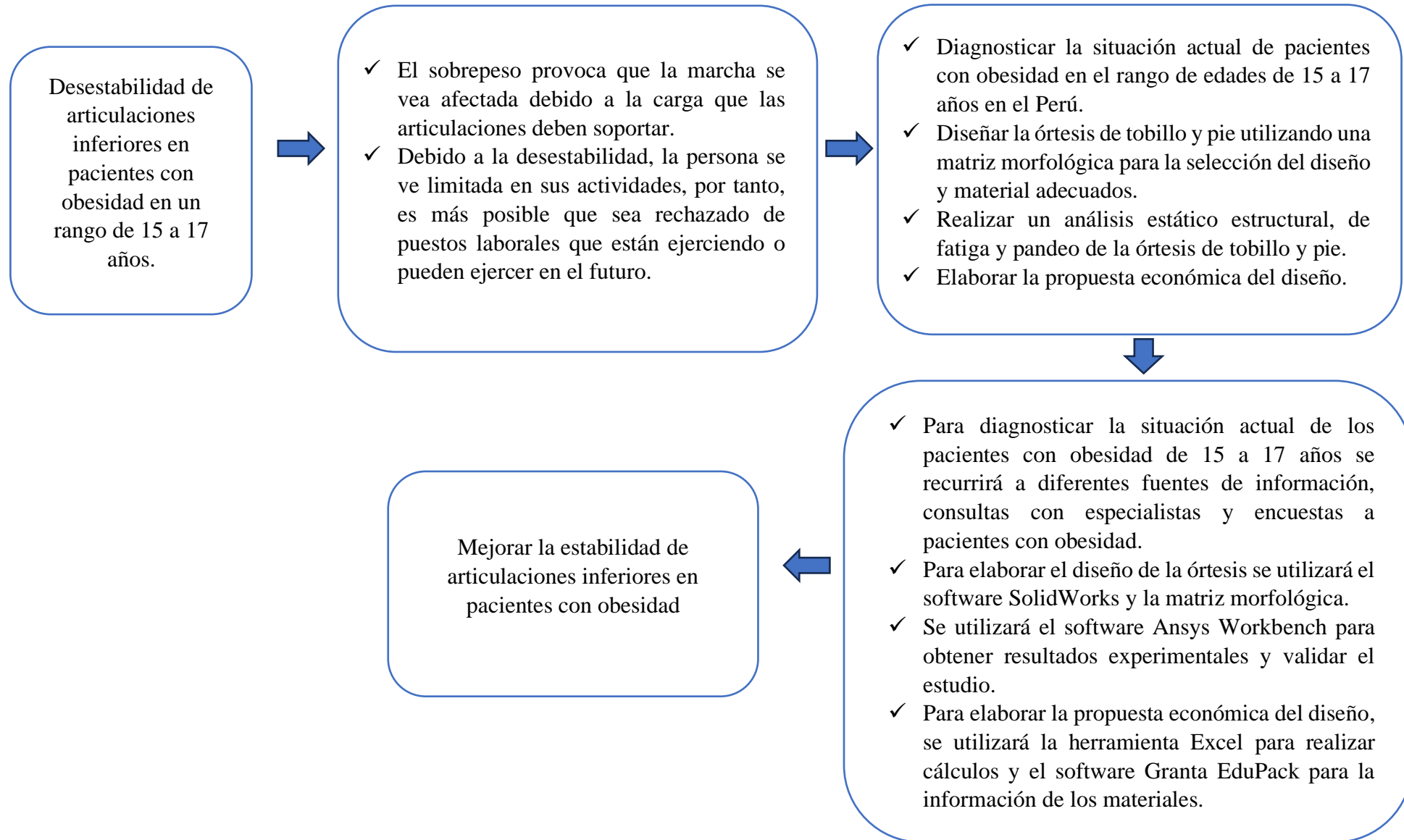
2.2.15. Excel

Microsoft Excel es uno de los softwares más usados en el campo de investigación, debido a su capacidad de tomar datos y poder editarlos según el usuario crea conveniente. Excel agrupa estos datos y permite analizarlos, a través de distintas funciones registradas como las estadísticas, matemáticas, financieras, de texto y muchas más, las cuales el software tiene como parte de su repertorio de herramientas [43].

El análisis de datos, el cual, es un complemento de Excel, ofrece una variedad de funciones determinadas, entre las cuales destacan: análisis de varianza de un factor, regresión, prueba “f” para la igualdad de dos varianzas, prueba “t” para dos muestras pareadas, prueba “z” para las medias de dos muestras, entre muchas otras [43].

III. Materiales y métodos

3.1. Diagrama de flujo



3.2. Formulación de hipótesis

OBJETIVO GENERAL	HIPÓTESIS GENERAL
Diseñar una órtesis de tobillo y pie que mejore la estabilidad de articulaciones inferiores en pacientes con obesidad.	Si se diseña una órtesis de tobillo y pie, entonces mejorará la estabilidad de articulaciones, la cual es afectada por la masa excesiva que presentan los pacientes con obesidad.
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	HIPÓTESIS ESPECÍFICAS
<ol style="list-style-type: none"> 1) Diagnosticar la situación actual de pacientes con obesidad en el rango de edades de 15 a 17 años en el Perú. 2) Diseñar la órtesis de tobillo y pie utilizando una matriz morfológica para la selección del diseño y material adecuados. 3) Realizar un análisis estático estructural, de fatiga y pandeo de la órtesis de tobillo y pie. 4) Elaborar la propuesta económica del diseño. 	<ol style="list-style-type: none"> 1) Si se diagnostica la situación actual de pacientes con obesidad en el Perú, entonces se podrá estimar las medidas antropométricas correctas para el rango de edades de 15 a 17 años. 2) Si se diseña la órtesis de tobillo y pie utilizando una matriz morfológica, entonces se tendrá como resultado una órtesis correctamente dimensionada y con el diseño más adecuado. 3) Si se realiza un análisis estático estructura, de fatiga y pandeo de la órtesis de tobillo y pie, entonces se podrá validar la rigidez, la resistencia de la órtesis ante cargas cíclicas y la estabilidad de la órtesis. 4) Si se elabora una propuesta económica del diseño, entonces se obtendrá el valor económico aproximado y la viabilidad para fabricar la órtesis bajo un enfoque de sostenibilidad y cuidado al medio ambiente.

3.3. Diseño de investigación

3.3.1. Tipo de diseño

Por el objetivo principal de la tesis, es del tipo aplicada – cuantitativa, pues se realizó el diseño de una órtesis que satisfaga las necesidades de una población específica, teniendo en cuenta datos reales. El área de investigación de Diseño Mecánico, utilizando los softwares Solidworks y ANSYS Workbench.

3.3.2. Población y muestra

Esta tesis estuvo enfocada en el diseño de una órtesis de tobillo y pie destinada a los pacientes que sufren de obesidad en un rango de edades entre 15 y 17 años. Para esto, se incluye percentiles de crecimiento y desarrollo de P5% (desarrollo lento), P50% (desarrollo regular) y P95% (Desarrollo más allá del regular).

Esta tesis no tuvo una muestra, debido que la órtesis será para cualquier paciente con obesidad que se encuentre en las edades de 15 y 17 años.

3.4. Métodos y técnicas de recolección de datos

Para diagnosticar la población con obesidad, realizó una búsqueda de información para determinar la tasa de obesidad en pacientes en un rango de edades de 15 y 17 años, a través de curvas de proyección hasta 2030 para obtener datos más actuales. Se recolectaron datos de pacientes con obesidad que requieran una órtesis de tobillo y pie a través de una encuesta validada por una especialista en el campo de nutrición. Estos resultados permitieron diagnosticar la situación de los pacientes con obesidad en Lambayeque.

Para realizar la órtesis propuesta y la selección definitiva del diseño se utilizó una matriz morfológica y los criterios de selección mediante matrices ponderadas para seleccionar los materiales correctos y determinar la solución correcta.

Para realizar la simulación estático estructural, de fatiga y de pandeo se utilizó un método analítico en base a las cargas presentes cuando un paciente con obesidad realiza la marcha normal para determinar la fuerza aplicada.

Con este valor, se utilizó el software ANSYS Workbench y el método de elementos finitos, obteniendo los resultados de cada simulación.

Se realizó un análisis de costos unitarios para la elaboración del presupuesto del diseño dividiendo los costos de producción de cada parte de la órtesis, teniendo en cuenta los gastos generales y el IGV, obteniendo el presupuesto final.

3.5. Operacionalización de variables

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	DIMENSIONES	INDICADORES	ITEMS
VARIABLE INDEPENDIENTE	Una órtesis es un dispositivo encargado de proporcionar rigidez, estabilidad y protección para alguna parte del cuerpo, por lo que son empleadas principalmente para el tratamiento de lesiones o corregir malformaciones. Para diseñar adecuadamente la órtesis, se requiere simular un análisis estático estructural garantizando la rigidez de la órtesis, un análisis de fatiga para comprobar la resistencia de la órtesis sometida a una carga constante, y, por último, un análisis de pandeo para asegurar la estabilidad de la órtesis [44].	La variable se midió a través del software ANSYS, donde se determinarán los apartados principales para asegurar que el diseño de la órtesis sea el adecuado.	Diseño conceptual	Matriz morfológica	Adimensional
				Matriz ponderada	
			Análisis estático estructural	Desplazamientos	mm
				Deformaciones	Adimensional
				Esfuerzos	MPa
				Factor de seguridad	Adimensional
			Análisis de fatiga (Goodman)	Vida	Adimensional
				Daño	Adimensional
				Factor de seguridad	Adimensional
			Diseño de una órtesis de tobillo y pie		

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	DIMENSIONES	INDICADORES	ITEMS
VARIABLE DEPENDIENTE	Las articulaciones presentes en la extremidad inferior tienden a dañarse debido a la carga axial que se ejerce al realizar la marcha, produciendo incapacidad de sostenerse y caminar. La mejora de estabilidad en articulaciones inferiores se puede realizar mediante un análisis biomecánico, teniendo en cuenta la masa corporal del paciente, la carga aplicada y la marcha humana que realiza al caminar [45].	La variable se midió mediante las diferentes ecuaciones del apartado biomecánico, las cuales brindan datos respecto a la movilidad.	Análisis biomecánico	Ecuación de Euler-Lagrange (Fuerza) [46] $\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right) - \left(\frac{\partial L}{\partial q} \right) = F$	N
Mejora de estabilidad de articulaciones inferiores				Esfuerzo de flexión [47] $\sigma = \frac{M * c}{I}$	MPa

3.6. Matriz de consistencia

DISEÑO DE UNA ÓRTESIS DE TOBILLO Y PIE PARA REDUCIR EL DESGASTE DE ARTICULACIONES EN PACIENTES CON OBESIDAD				
PROBLEMA	OBJETIVOS GENERAL	HIPOTESIS GENERAL	VARIABLES VARIABLE INDEPENDIENTE	METODOLOGÍA DISEÑO DE INVESTIGACIÓN
¿El diseño de una órtesis de tobillo y pie puede mejorar la estabilidad de articulaciones inferiores en pacientes con obesidad?	Diseñar una órtesis de tobillo y pie que reduzca el desgaste de articulaciones inferiores en pacientes con obesidad.	Si se diseña una órtesis de tobillo y pie, entonces se reducirá el desgaste provocado por la masa excesiva que presentan los pacientes con obesidad.	Diseño de una órtesis de tobillo y pie	Tipo aplicada – cuantitativa con utilización de los softwares SolidWorks y ANSYS.
	ESPECÍFICOS	ESPECÍFICAS	INDICADORES	MÉTODOS Y TÉCNICA DE RECOLECCIÓN
	Diagnosticar la situación actual de pacientes con obesidad en el rango de edades de 15 a 17 años en el Perú.	Si se diagnostica la situación actual de pacientes con obesidad en el Perú, entonces se podrá estimar las medidas antropométricas correctas para el rango de edades de 15 a 17 años.	<ul style="list-style-type: none"> • Matriz morfológica • Matriz ponderada • Desplazamientos (Análisis estático estructural) • Deformaciones • Esfuerzos • Factor de seguridad (Análisis estático estructural) • Factor de seguridad (Análisis de fatiga) • Vida • Daño • Desplazamientos (Análisis de pandeo) 	<p>Se utilizó un método analítico en base a las cargas presentes cuando un paciente con obesidad realiza la marcha normal.</p> <p>Se recolectó datos de pacientes con obesidad que requieran una órtesis de tobillo y pie a través de encuestas y entrevistas validadas por un especialista en el campo.</p>
	Diseñar la órtesis de tobillo y pie utilizando una matriz morfológica para la selección del diseño y material adecuados.	Si se diseña la órtesis de tobillo y pie utilizando una matriz morfológica, entonces se tendrá como resultado una órtesis correctamente dimensionada y con el diseño adecuado.		
Realizar un análisis estático estructural, de fatiga y pandeo de la órtesis de tobillo y pie.	Si se realiza un análisis estático estructura, de fatiga y pandeo de la órtesis de tobillo y pie, entonces se podrá validar la rigidez, la resistencia de la órtesis ante cargas cíclicas y la estabilidad de la órtesis.			

	Elaborar la propuesta económica del diseño	Si se elabora una propuesta económica del diseño, entonces se obtendrá el valor económico aproximado y la viabilidad para fabricar la órtesis bajo un enfoque de sostenibilidad y cuidado al medio ambiente.	VARIABLE DEPENDIENTE	POBLACIÓN Y MUESTRA
			Mejorar la estabilidad de articulaciones inferiores	La unidad de estudio son las órtesis de tobillo y pie para mejorar la estabilidad en articulaciones
			INDICADORES	
			<ul style="list-style-type: none"> • Ecuación de Grübler • Ecuación de Euler-Lagrange • Esfuerzo de flexión • Tasa de velocidad 	La población son los pacientes que presentan obesidad.

IV. Resultados

4.1. Diagnóstico de la situación actual de pacientes con obesidad

4.1.1. Datos demográficos de pacientes con obesidad

Según la Encuesta Demográfica y de Salud Familiar (ENDES), entre 2013 y 2022, la tasa de obesidad aumentó de 18,3% a 25,6%, la tasa de sobrepeso de 33,8% a 37,5% y la tasa de exceso de peso de 52,2% al 63,1% de la población a nivel nacional [48].

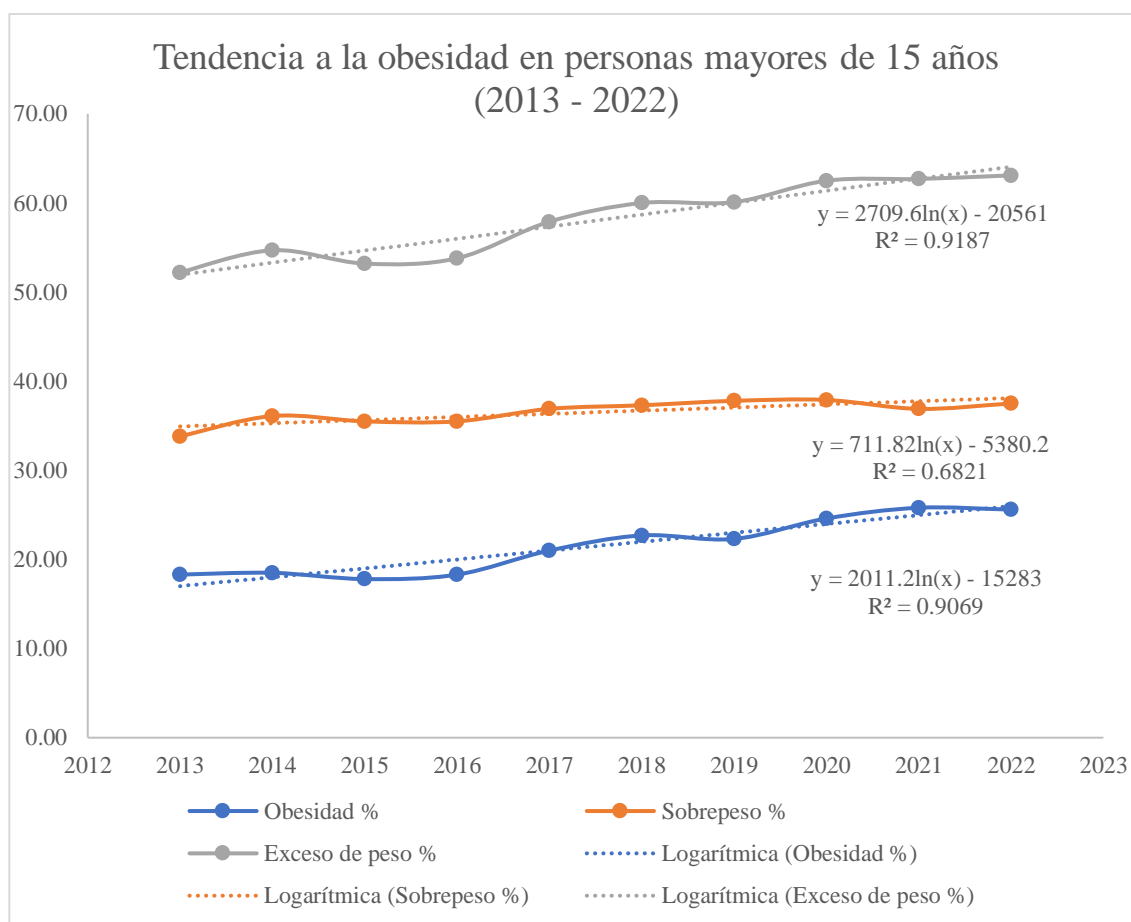
Figura 17: Tendencia de obesidad en personas mayores a 15 años (2013-2022)



Fuente: [48]

Con el fin de proyectar datos más actuales, se realizó una curva de proyección con regresión logarítmica de la tasa de obesidad, sobrepeso y exceso de peso desde 2023 hasta 2030, obteniendo el pronóstico con los datos anteriores. Se utilizó la regresión logarítmica en vez de la regresión lineal debido a R es mayor en regresión logarítmica en comparación con la lineal (ver desde figura 64 a 66).

Figura 18: Línea de tendencia logarítmica de obesidad en pacientes que superan los 15 años (2013-2022)



Fuente: [48]

Teniendo en cuenta la ecuación de regresión logarítmica y su coeficiente de determinación (R^2), se realizó la proyección de datos entre el 2023 y 2030, así como también la curva de proyección.

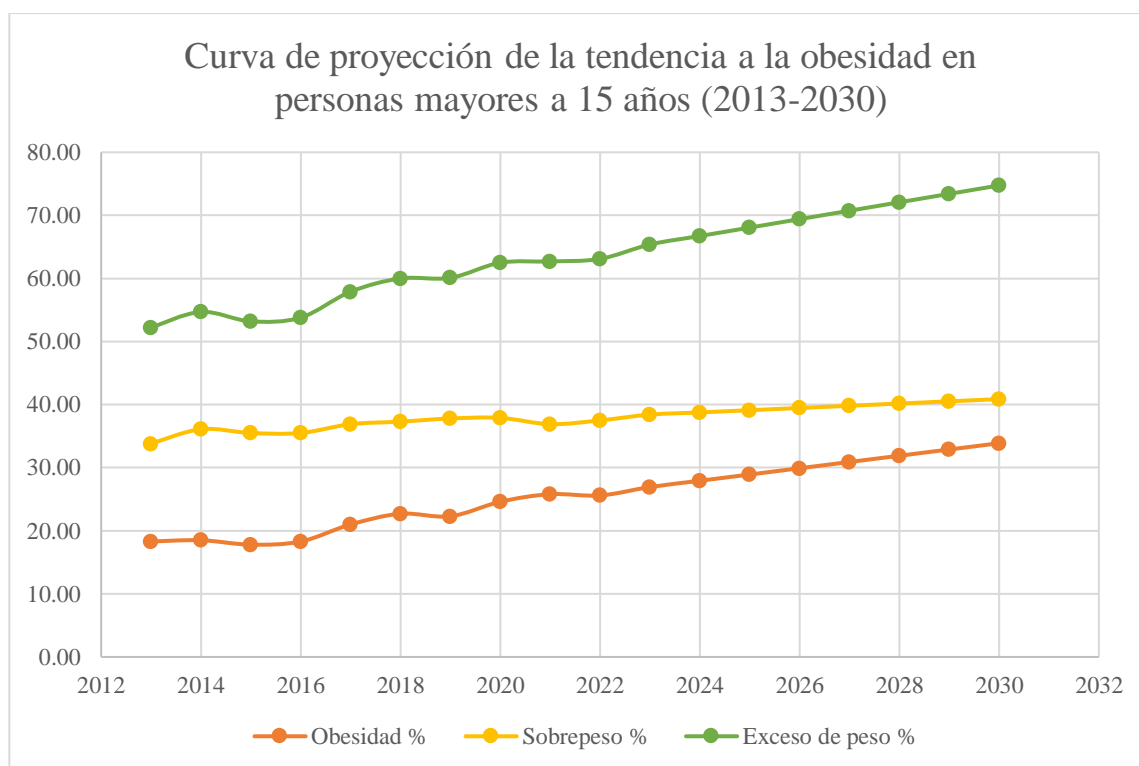
Tabla 2: Datos de la tendencia a la obesidad en pacientes que superan los 15 años (2013-2030)

Año	Obesidad (%)	Sobrepeso (%)	Exceso de peso (%)
2013	18,30	33,80	52,20
2014	18,50	36,10	54,70
2015	17,80	35,50	53,20
2016	18,30	35,50	53,80
2017	21,00	36,90	57,90
2018	22,70	37,30	60,00
2019	22,30	37,80	60,10
2020	24,60	37,90	62,50
2021	25,50	37,50	62,80
2022	25,50	37,80	63,20
2023	26,00	37,80	63,50
2024	26,50	37,80	63,80
2025	27,00	37,80	64,10
2026	27,50	37,80	64,40
2027	28,00	37,80	64,70
2028	28,50	37,80	65,00
2029	29,00	37,80	65,30
2030	29,50	37,80	65,60

2021	25,80	36,90	62,70
2022	25,60	37,50	63,10
2023	26,93	38,41	65,39
2024	27,93	38,77	66,73
2025	28,92	39,12	68,07
2026	29,91	39,47	69,40
2027	30,90	39,82	70,74
2028	31,90	40,17	72,08
2029	32,89	40,52	73,41
2030	33,88	40,87	74,75
R^2	0,9069	0,6821	0,9187

Fuente: Elaboración propia

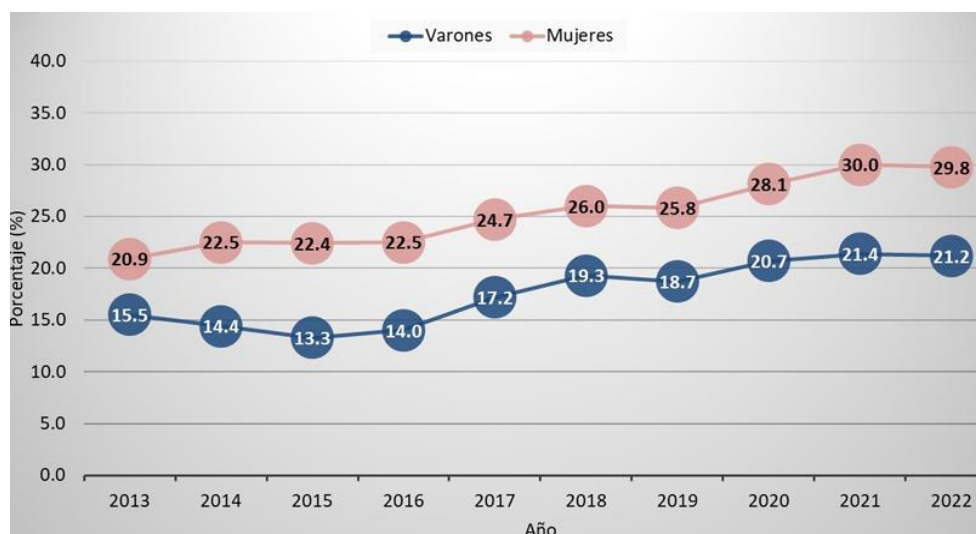
Figura 19: Curva de proyección de la tendencia a la obesidad en pacientes que superan la edad de 15 años (2013-2030)



Fuente: Elaboración propia

Asimismo, centrándose en la prevalencia de obesidad, se informó que las mujeres muestran una mayor tendencia a la obesidad (65,6%) en comparación a los varones (59,5%) [49].

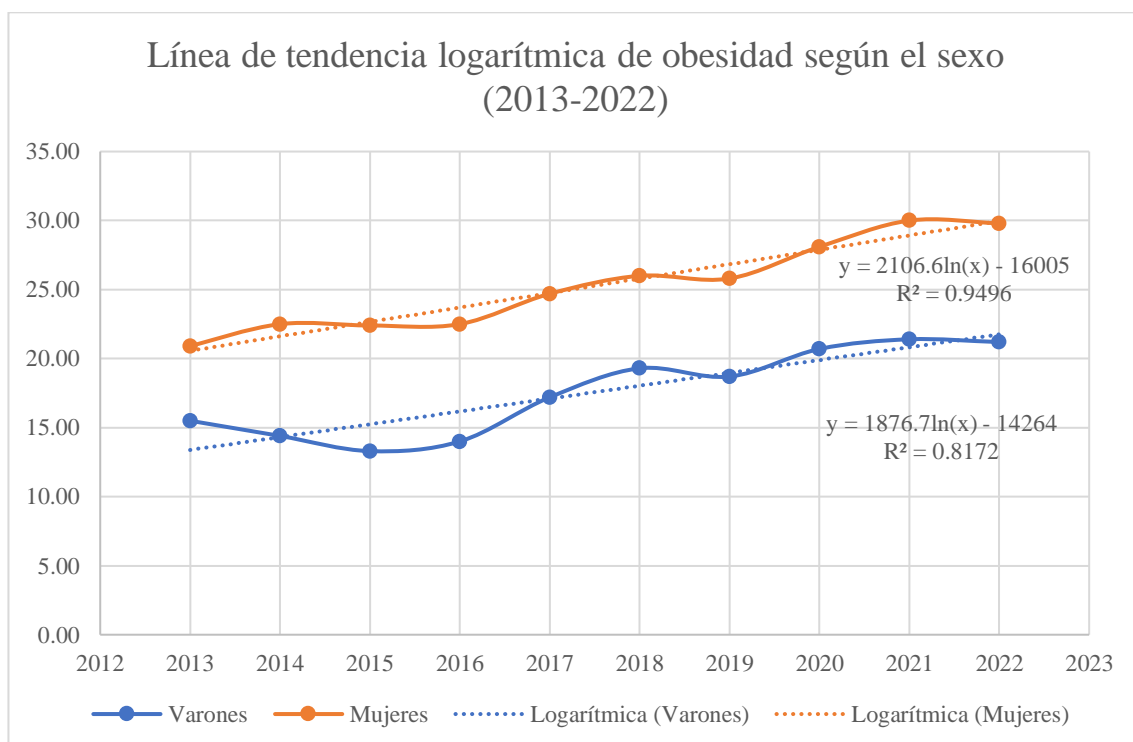
Figura 20: Tendencia a la obesidad según el sexo (2013-2022)



Fuente: [48]

Al igual que con la tendencia a la obesidad, también se realizó una proyección de datos utilizando la regresión logarítmica, obteniendo la ecuación logarítmica y el coeficiente de determinación.

Figura 21: Línea de tendencia logarítmica de obesidad según el sexo (2013-2022)



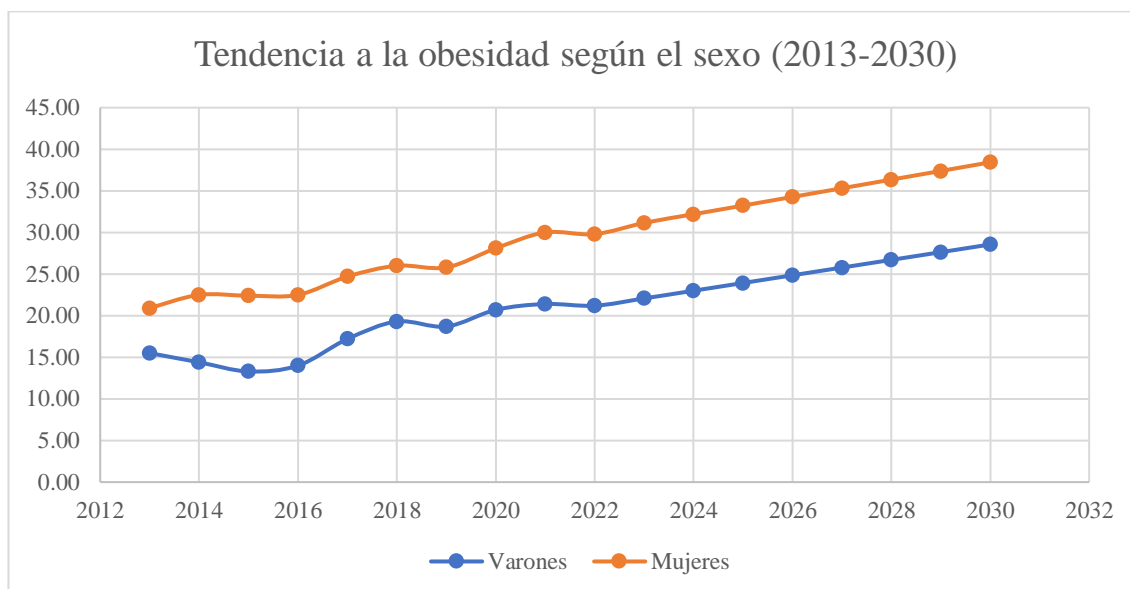
Fuente: Elaboración propia

Tabla 3: Datos de la tendencia a la obesidad según el sexo (2013-2030)

Año	Varones (%)	Mujeres (%)
2013	15,50	20,90
2014	14,40	22,50
2015	13,30	22,40
2016	14,00	22,50
2017	17,20	24,70
2018	19,30	26,00
2019	18,70	25,80
2020	20,70	28,10
2021	21,40	30,00
2022	21,20	29,80
2023	22,07	31,15
2024	23,00	32,19
2025	23,93	33,23
2026	24,85	34,27
2027	25,78	35,31
2028	26,71	36,35
2029	27,63	37,39
2030	28,56	38,43
R ²	0,8172	0,9496

Fuente: Elaboración propia

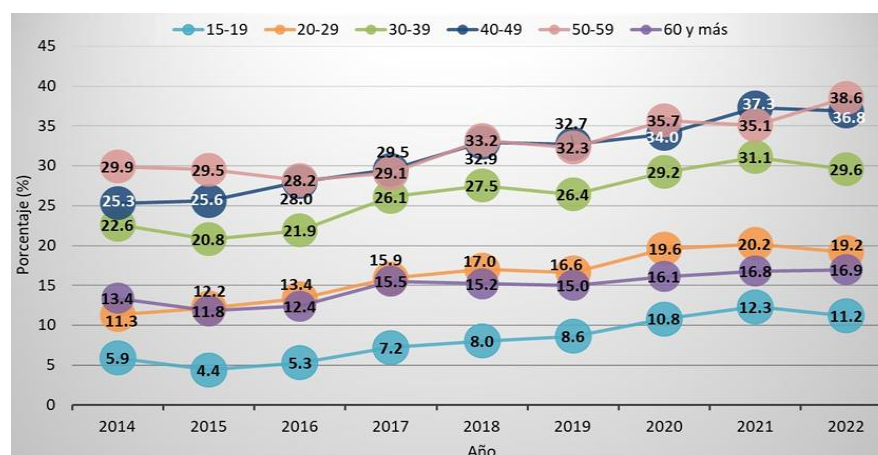
Figura 22: Curva de proyección de la tendencia a la obesidad según el sexo (2013-2030)



Fuente: Elaboración propia

En cuanto al rango de edad, la obesidad se presenta frecuentemente en personas que pasan los 50 años. Sin embargo, hubo un incremento considerable la tasa de exceso de peso en el intervalo de edades entre 15 y 19 años, de 5,9% a 11,2% aproximadamente [48].

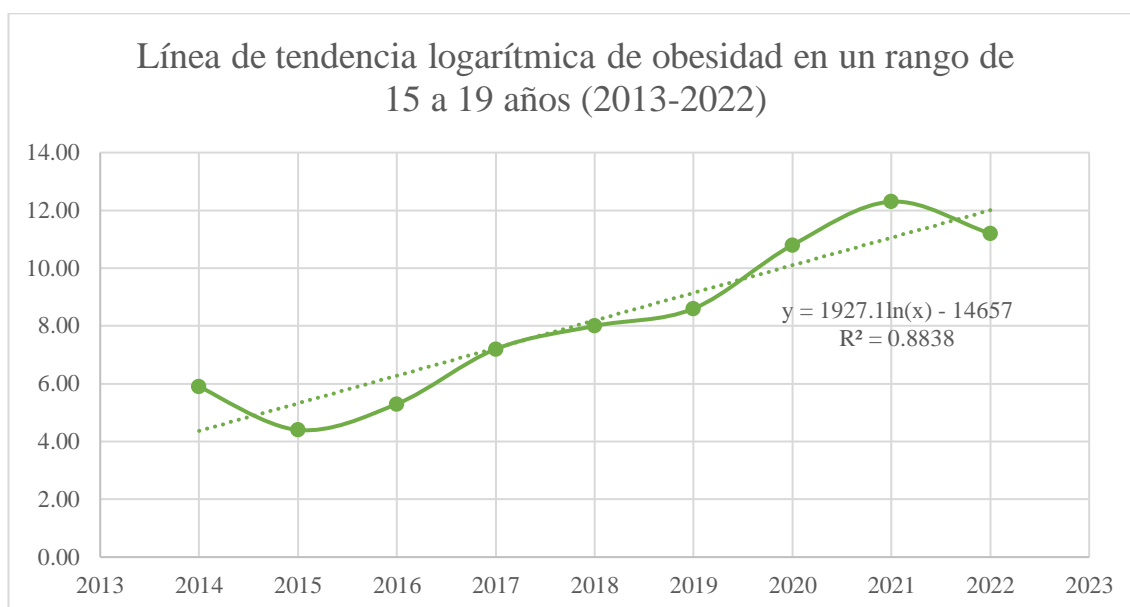
Figura 23: Tendencia de obesidad según el rango de edad (2013-2022)



Fuente: [48]

Similar a los casos anteriores, se realizó una curva de proyección de la tendencia a la obesidad con respecto a la edad, enfocada únicamente en el rango de edades entre 15 y 19 años.

Figura 24: Línea de tendencia logarítmica de obesidad en un rango de 15 a 19 años (2013-2022)



Fuente: Elaboración propia

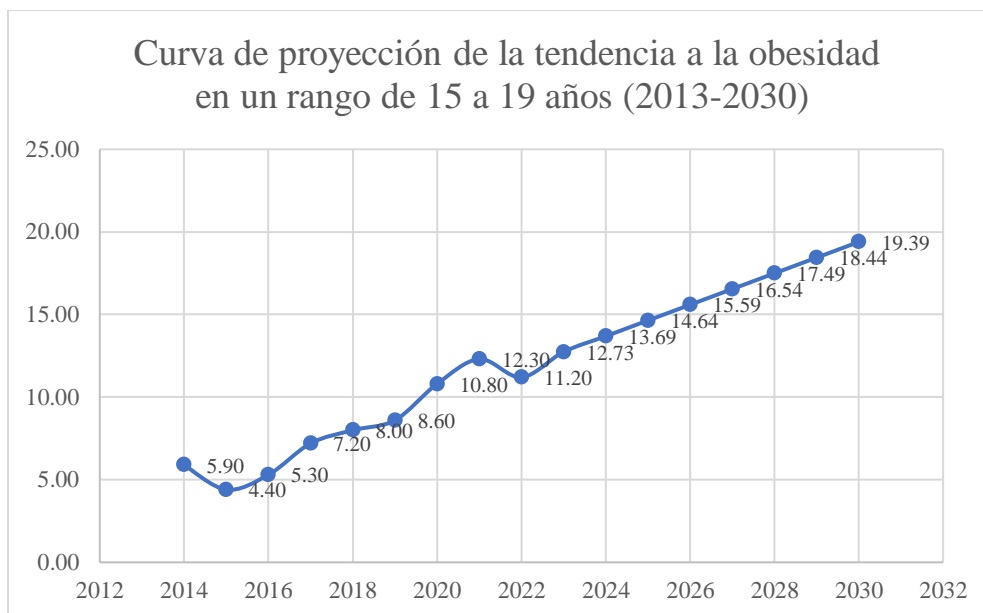
Tabla 4: Datos de la tendencia a la obesidad en un rango de 15 a 19 años (2013-2030)

Año	15-19 años (%)
2014	5,90
2015	4,40
2016	5,30
2017	7,20
2018	8,00
2019	8,60
2020	10,80
2021	12,30
2022	11,20
2023	12,73
2024	13,69
2025	14,64
2026	15,59
2027	16,54
2028	17,49
2029	18,44
2030	19,39

R^2	0,8838
-------	--------

Fuente: Elaboración propia

Figura 25: Curva de proyección de la tendencia a la obesidad en un rango de 15 a 19 años (2013-2030)



Fuente: Elaboración propia

El Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI) informó que 10 regiones del país superan el promedio nacional (25,6%), siendo Tacna la que lidera esta lista con un 37,4% de su población sufriendo de obesidad [49]. Sin embargo, por el número de pobladores, Lima presenta la mayor cantidad de personas con obesidad en todo el Perú, con un promedio de 29,4% de sus 10,8 millones de habitantes, es decir 3,2 millones de habitantes de todo el país [50].

Figura 26: Mapa de la obesidad en el Perú



Fuente: [50]

4.1.2. Medidas antropométricas en un rango de edades de 15 a 17 años

El Ministerio de Salud realizó un promedio sobre la talla y peso (IMC) para personas en un rango de 15 a 17 años. Esto se realizó a través de tablas, las cuales se clasificaron según el sexo, debido a la diferencia de desarrollo entre varones y mujeres [51] [52].

Para la altura de acuerdo con la edad, se tiene una talla media para cada edad, con una desviación estándar; mientras que los límites de talla están entre ≥ -3 DE (altura baja) y ≤ 3 DE (altura superior), tanto para la altura de los varones como para los de las mujeres [51] [52].

Tabla 5: Altura de acuerdo con la edad (varones)

EDAD (años y meses)	Altura (cm) (varones)						
	Altura baja		NORMAL			Altura alta	
	≥ -3 DE	≥ -2 DE	≥ -1 DE	Media	≤ 1 DE	≤ 2 DE	≤ 3 DE
15	145,5	153,4	161,2	169,0	176,8	184,6	192,4
15 + 3 m	146,7	154,5	162,3	170,1	177,9	185,7	193,5
15 + 6 m	147,7	155,5	163,3	171,1	178,9	186,8	194,6
15 + 9 m	148,7	156,5	164,3	172,1	179,9	187,7	195,4
16	149,6	157,4	165,1	172,9	180,7	188,4	196,2
16 + 3 m	150,4	158,1	165,9	173,6	181,4	189,1	196,9
16 + 6 m	151,1	158,8	166,5	174,2	181,9	189,7	197,4
16 + 9 m	151,7	159,4	167,1	174,7	182,4	190,1	197,8
17	152,2	159,9	167,5	175,2	182,8	190,4	198,1
17 + 3 m	152,7	160,3	167,9	175,5	183,1	190,7	198,3
17 + 6 m	153,1	160,6	168,2	175,8	183,3	190,9	198,4
17 + 9 m	153,4	160,9	168,5	176,0	183,5	191	198,5

Fuente: [51]

Tabla 6: Altura de acuerdo con la edad (mujeres)

EDAD (años y meses)	Altura (cm) (mujeres)						
	Altura baja		NORMAL			Altura superior	
	≥ -3 DE	≥ -2 DE	≥ -1 DE	Media	≤ 1 DE	≤ 2 DE	≤ 3 DE
15	141,0	147,9	154,8	161,7	168,5	175,4	182,3
15 + 3 m	141,4	148,2	155,1	162,0	168,8	175,7	182,5
15 + 6 m	141,7	148,5	155,4	162,2	169,0	175,9	182,7
15 + 9 m	141,9	148,7	155,6	162,4	169,2	176,0	182,8
16	142,2	148,9	155,7	162,5	169,3	176,1	182,9
16 + 3 m	142,3	149,1	155,9	162,6	169,4	176,2	182,9
16 + 6 m	142,5	149,2	156,0	162,7	169,5	176,2	182,9
16 + 9 m	142,6	149,4	156,1	162,8	169,5	176,2	182,9
17	142,8	149,5	156,2	162,9	169,5	176,2	182,9
17 + 3 m	142,9	149,6	156,2	162,9	169,6	176,3	182,9
17 + 6 m	143,0	149,7	156,3	163,0	169,6	176,3	182,9
17 + 9 m	143,1	149,8	156,4	163,0	169,6	176,3	182,9

Fuente: [52]

Asimismo, para los datos del IMC según la edad, se tiene un IMC promedio de acuerdo con la edad y una desviación estándar para calcular los datos mayores y menores, con límites de IMC entre ≥ -3 DE (delgadez) y ≤ 3 DE (obesidad), tanto para las tallas de los varones como para los de las mujeres [51] [52].

Tabla 7: IMC de acuerdo con la edad (varones)

EDAD (años y meses)	IMC (varones)						
	Delgadez		NORMAL		Sobrepeso		Obesidad
	≥ -3 DE	≥ -2 DE	≥ -1 DE	Media	≤ 1 DE	≤ 2 DE	≤ 3 DE
15	14,7	16,0	17,6	19,8	22,7	27,0	34,1
15 + 3 m	14,8	16,1	17,8	20,0	22,9	27,2	34,3
15 + 6 m	14,9	16,3	18,0	20,1	23,1	27,4	34,5
15 + 9 m	15,0	16,4	18,1	20,3	23,3	27,7	34,6
16	15,1	16,5	18,2	20,5	23,5	27,9	34,8
16 + 3 m	15,2	16,6	18,4	20,8	23,7	28,1	34,9
16 + 6 m	15,3	16,7	18,5	20,8	23,9	28,3	35,0
16 + 9 m	15,4	16,8	18,7	21,0	24,1	28,5	35,1
17	15,4	16,9	18,8	21,1	24,3	28,6	35,2
17 + 3 m	15,5	17,0	18,9	21,3	24,4	28,8	35,3
17 + 6 m	15,6	17,1	19,0	21,4	24,6	29,0	35,3
17 + 9 m	15,6	17,2	19,1	21,6	24,8	29,1	35,4

Fuente: [51]

Tabla 8: IMC de acuerdo con la edad (mujeres)

EDAD (años y meses)	IMC (mujeres)						
	Delgadez		NORMAL		Sobrepeso		Obesidad
	≥ -3 DE	≥ -2 DE	≥ -1 DE	Media	≤ 1 DE	≤ 2 DE	≤ 3 DE
15	14,4	15,9	17,8	20,2	23,5	28,2	35,5
15 + 3 m	14,4	16,0	17,9	20,4	23,7	28,4	35,7
15 + 6 m	14,5	16,0	18,0	20,5	23,8	28,6	35,8
15 + 9 m	14,5	16,1	18,1	20,6	24,0	28,7	36,0
16	14,6	16,2	18,2	20,7	24,1	28,9	36,1
16 + 3 m	14,6	16,2	18,2	20,8	24,2	29,0	36,1
16 + 6 m	14,7	16,3	18,3	20,9	24,3	29,1	36,2
16 + 9 m	14,7	16,3	18,4	21,0	24,4	29,2	36,3
17	14,7	16,4	18,4	21,0	24,5	29,3	36,3
17 + 3 m	14,7	16,4	18,5	21,1	24,6	29,4	36,3
17 + 6 m	14,7	16,4	18,5	21,2	24,6	29,4	36,3
17 + 9 m	14,7	16,4	18,5	21,2	24,7	29,5	36,3

Fuente: [52]

Por último, se tienen las medidas antropométricas promedios de la persona, las cuales se relacionan directamente con el crecimiento en estatura y anchura por igual. En el rango de edades de 15 y 17 años, los varones se desarrollan más rápido que las mujeres, por lo que sus medidas son superiores [53].

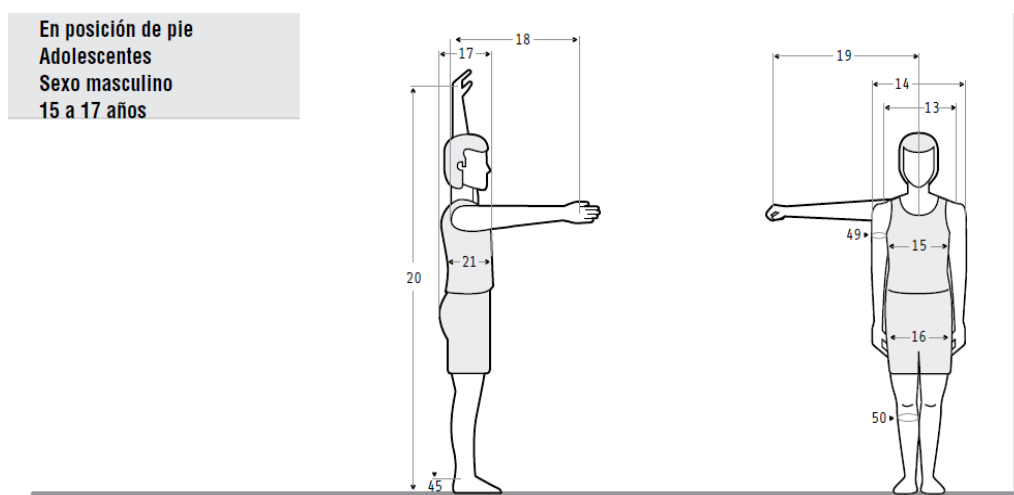
Estas tablas fueron elaboradas a base de percentiles P5 (Desarrollo lento), P50 (Desarrollo regular) y P95 (Desarrollo más allá del regular), teniendo en cuenta una desviación estándar, para obtener medidas promedio. Las dimensiones antropométricas que se tendrán en cuenta están en la Tabla 8, esto aplica para varones y mujer por igual [53].

Tabla 9: Dimensiones antropométricas generales

Dimensiones antropométricas generales	
12	Altura rodilla
13	Diámetro bideltoides
14	Anchura cuerpo
15	Diámetro transversal tórax
16	Diámetro bitrocantérico
17	Profundidad cuerpo
18	Alcance brazo frontal
19	Alcance brazo lateral
20	Alcance vertical
21	Profundidad del tórax
44	Longitud pie
45	Altura tobillo
46	Anchura pie
49	Perímetro brazo
50	Perímetro pantorrilla

Fuente: [53]

Figura 27: Medidas en posición de pie de varones entre 15 y 17 años



Fuente: [53]

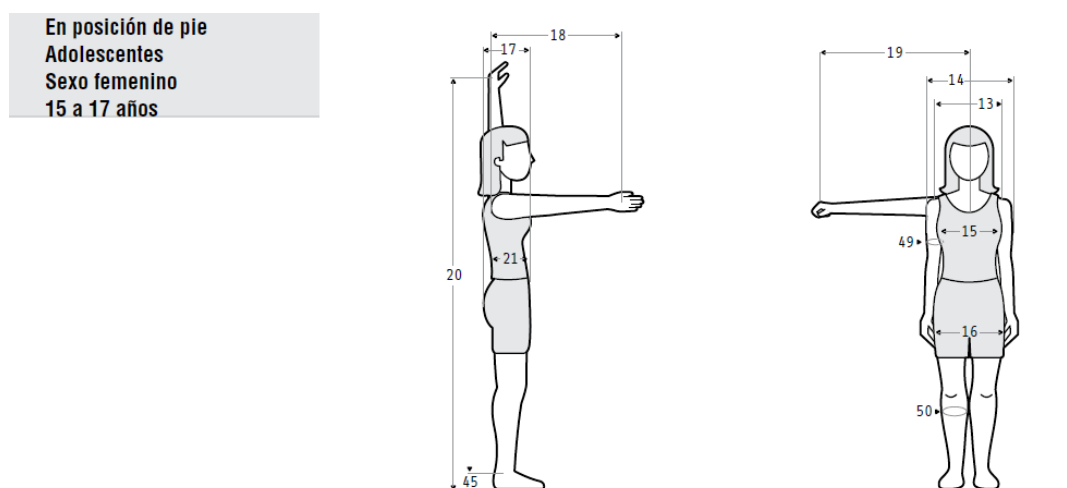
Tabla 10: Medidas antropométricas de varones que comprenden entre de 15 a 17 años

Medidas antropométricas de varones que comprenden entre 15 y 17 años

Dimensiones	15 años					16 años					17 años				
	Percentiles					Percentiles					Percentiles				
	Media	D.E.	P5	P50	P95	Media	D.E.	P5	P50	P95	Media	D.E.	P5	P50	P95
12	479	28	433	476	525	489	33	430	481	538	484	28	438	485	530
13	433	35	375	433	491	437	35	384	433	492	442	29	395	440	491
14	467	38	404	465	530	470	39	407	468	535	476	38	414	473	540
15	307	32	254	306	360	310	33	257	308	365	311	31	260	310	362
16	320	32	266	320	372	324	30	274	324	373	326	32	277	323	377
17	236	33	184	231	292	238	35	182	232	298	239	30	190	237	290
18	664	33	612	660	720	664	38	601	663	727	668	36	609	668	727
19	767	46	689	770	841	776	43	704	778	846	783	36	729	780	840
20	2076	116	1874	2095	2256	2063	120	1864	2060	2260	2067	112	1881	2070	2251
21	197	24	155	199	235	200	25	159	200	241	200	23	163	199	239
44	262	11	244	262	280	262	12	242	260	282	261	12	241	260	281
45	68	10	52	67	86	69	8	56	68	82	69	8	56	69	82
46	98	7	86	99	110	99	7	87	98	111	98	6	88	97	108
49	254	31	205	250	307	261	35	207	255	321	263	34	209	260	321
50	224	36	286	346	40	347	31	297	345	399	343	40	279	340	411

Fuente: [53]

Figura 28: Medidas en posición de pie de mujeres de 15 a 17 años



Fuente: [53]

Tabla 11: Medidas antropométricas de mujeres que comprenden entre 15 y 17 años

Medidas antropométricas de mujeres que comprenden entre 15 y 17 años

Dimensiones	15 años					16 años					17 años				
	Percentiles					Percentiles					Percentiles				
	Media	D.E.	P5	P50	P95	Media	D.E.	P5	P50	P95	Media	D.E.	P5	P50	P95
12	450	26	407	445	493	451	25	410	451	492	447	23	409	446	485
13	412	32	358	396	482	406	26	363	405	449	411	28	365	410	457
14	434	34	379	430	491	436	32	386	435	485	438	31	389	435	491
15	278	27	233	277	322	282	31	231	281	333	281	31	231	279	333
16	315	32	269	318	358	320	31	269	321	369	324	30	274	325	374
17	237	29	189	235	285	242	23	203	241	282	244	24	205	242	285
18	606	34	549	606	661	607	34	544	610	666	606	29	558	605	654
19	709	33	654	709	762	714	38	649	718	775	712	35	654	712	770
20	1881	105	1712	1900	2028	1902	112	1711	1910	2081	1889	102	1716	1898	2052
21	186	22	150	185	222	186	20	153	185	219	185	19	154	184	216
44	235	10	218	235	252	236	11	218	237	254	236	10	220	236	253
45	62	7	50	61	74	62	7	49	63	75	63	6	53	63	73
46	89	4	81	90	97	90	5	81	90	99	89	5	81	90	97
49	240	28	196	235	288	244	28	195	238	297	246	29	200	242	296
50	331	32	279	327	385	336	31	285	336	387	339	32	285	340	391

Fuente: [53]

4.1.3. Desgaste de articulación por obesidad

Para una mejor percepción de las consecuencias de la obesidad en los huesos de la zona del tobillo y pie y su deterioro constante, se tiene la siguiente tomografía: [55]

Figura 29: Artrosis de tobillo y pie



Fuente: [54]

La figura 29 es una tomografía donde se puede observar la consecuencia más común de la obesidad, la artrosis de tobillo y pie. Esto sucede cuando el cartílago articular se pierde ante la formación de osteofitos, que son huesos en forma de pico en la zona donde se acumula mayor carga mecánica, debido a la obesidad o a fracturas previas. Aunque la zona del tobillo no es una zona frecuente de lesiones, como la zona de la rodilla o de la cadera, es igual de grave por el dolor que puede sentir el paciente al caminar.

Para pacientes jóvenes, se recomienda la fijación de la articulación, con el fin de aliviar el dolor, aunque se puede perder la flexibilidad del tobillo por la inmovilización de este [54].

Figura 30: Modelado 3D de tobillo y pie con artrosis



Fuente: [55]

4.1.4. Tecnología existente para pacientes con obesidad

La tecnología que se ofrece en el Perú para pacientes con obesidad es bastante limitada. Esto se debe a la poca atención que se pone a la población que sufre dicha enfermedad y por esto, los dispositivos terapéuticos mayormente usados en el Perú para ayudar en la marcha normal se reducen a tres grupos: andadores, muletas y bastones [56].



Tabla 12: Características de dispositivos de ayuda para deambulación



Característica	Andador	Muletas	Bastones
Estabilidad	Muy buena	Bueno	Menos estables
Velocidad para caminar	Más lenta	Lenta	Puede ser más rápida
Uso en escaleras	Ninguna	Se necesita entrenamiento	Sencillo
Fuerza en los brazos necesaria para el uso	Normal	Fuerza moderada	Normal
Número de manos necesarias para el uso	2	En general, 2	En general, 1
Posibilidad de transportar	Requiere el agregado de una canasta	Ninguna	Posible
Coste	Más costoso	Relativamente económicas	Menos costosos

Fuente: [56]

4.1.5. Benchmarking de órtesis de tobillo y pie

Tabla 13: Tabla del benchmarking de órtesis de tobillo y pie

Órtesis	Fabricante	Características	Costo	Ventajas	Desventajas	Procedencia
<p>AFO SoftPro PVC</p> 	<p>Robotic Rehabilitation Center</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Suela de balancín antideslizante - Almohadilla envolvente de material transpirable para pie y tobillo - Inmovilización de la articulación tibio-tarsiana incluyendo pie, tobillo y pantorrilla 	<p>\$ 178,40</p>	<ul style="list-style-type: none"> - La suela antideslizante aumenta la seguridad del paciente durante la marcha - Acelera el proceso curativo, previniendo la atrofia muscular 	<ul style="list-style-type: none"> - El tamaño de la zona del pie es incómodo para el paciente después de un tiempo - Solo disponibles números de calzado de 32 a 50 	<p>India</p>
<p>AFO SoftPro deambulatorio</p> 	<p>AFO Boot</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Presenta un cierre de gancho y bucle - Fabricada de forro polar. - Sin látex. - Almohadilla de transferencia antideslizante y no removible 	<p>\$ 81,44 (S) \$ 95,51 (M) \$ 96,50 (L) \$ 85,96 (XL)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Flexible en la posición plantar, ideal para caminar largas distancias. - Facilita el peso inicial - Eficaz para entrenamiento de marcha asistida 	<ul style="list-style-type: none"> - Sus medidas no se adaptan al paciente, son estándar - Por ser deambulatoria, se pierde gran parte de la fijación 	<p>Costa Rica</p>
<p>Richie Brace Standart AFO</p>	<p>The Richie Brace</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Carcasa de polipropileno semirrígido - Soportes semirrígidos para miembros inferiores 	<p>\$ 140</p>	<ul style="list-style-type: none"> - El diseño permite comodidad en el desplazamiento 	<ul style="list-style-type: none"> - El desplazamiento de la articulación es muy limitado por el diseño rígido 	<p>Portugal</p>

		<ul style="list-style-type: none"> - Movimiento sagital puro y sin restricciones del tobillo. 		<ul style="list-style-type: none"> - Tiene un ajuste más fijo en comparación a otras - El tobillo está protegido por los laterales 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede irritar la piel en temperaturas altas, por su diseño cerrado - No es accesible para todos los territorios 	
<p>AFO F3</p> 	<p>Thrive Orthopedics</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Fabricada de fibra de carbono nivel aeroespacial - Construcción ligera - Diseño semicubierto 	<p>\$ 425</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Es flexible y cómodo para el usuario - Proporciona ventilación en la zona de la extremidad 	<ul style="list-style-type: none"> - La fibra de carbono aeroespacial aumenta el precio de la órtesis - El tobillo queda expuesto a lesiones - No están a la venta internacionalmente 	<p>EE. UU.</p>
<p>Diseño Propuesto</p>		<ul style="list-style-type: none"> - Fabricada de Nylon con fibra de vidrio - Apto para pacientes de 15 a 17 años - Unida por varillas de aluminio - Presenta control de flexoextensión - Soporta hasta 143 kg 	<p>\$ 169,01</p>	<ul style="list-style-type: none"> - La fijación es parcial, por los materiales empleados - Permite una mejor estabilidad de la articulación - El control de flexoextensión permite un rango de movimiento 	<ul style="list-style-type: none"> - El control de flexoextensión aumenta el precio de la órtesis - No se recomienda correr o saltar con la órtesis puesta 	<p>Perú</p>

Fuente: Elaboración propia

4.1.6. Resultados de la encuesta 001 para pacientes con obesidad

Se realizó una corta encuesta para validar los datos sobre las causas de la obesidad que residen en Lambayeque y como viven las personas que padecen esta enfermedad crónica (ver figura 68 y 69).

Esta encuesta está validada por la especialista en nutrición Maritza Morales Quintana (ver figura 67) y la realizaron 11 personas, teniendo los siguientes resultados:

Tabla 14: Datos de la encuesta realizada

Personas	Edad	Talla	Peso	¿A qué se debe su condición actual?	¿La pandemia tuvo un impacto en su rutina de comer?	¿Dónde siente mayor dolor cuando está de pie por un prolongado tiempo?	¿Cuándo fue la última vez que realizó un proceso de dieta equilibrada?	¿Ha sido despedido o se le negó algún empleo por su condición?	¿Le duele las piernas cuando camina o corre?
Persona 1	58	1,70	102	Consumo excesivo de grasas	Sí	Piernas	Estoy en progreso de dieta	No	No
Persona 2	54	1,47	68,5	Hereditario	Sí	Todas las anteriores	Nunca hice dieta	No	No
Persona 3	64	1,64	92	Hereditario	No	Todas las anteriores	Nunca hice dieta	No	No
Persona 4	52	1,51	76	Estrés	No	Piernas	Estoy en progreso de dieta	No	No
Persona 5	36	1,61	82	Consumo excesivo de grasas	No	Piernas	Estoy en progreso de dieta	No	No
Persona 6	66	1,65	92	Consumo excesivo de grasas	No	Todas las anteriores	Hace 1 año o más	No	No
Persona 7	63	1,65	86	Hereditario	Sí	Piernas	Hace 3 a 11 meses	Sí	No
Persona 8	54	1,50	78,8	Estrés	Sí	Piernas	Hace 3 a 11 meses	No	No

Persona 9	66	1,60	82	Consumo excesivo de grasas	Sí	Piernas	Nunca hice dieta	No	No
Persona 10	38	1,55	88	Ansiedad	Sí	Espalda	Nunca hice dieta	No	No
Persona 11	50	1,69	95	Consumo excesivo de grasas	No	Caderas	Hace 1 año o más	No	No

Fuente: Elaboración propia

Figura 31: Resultados de la pregunta 1

¿A qué se debe su condición actual?

11 respuestas



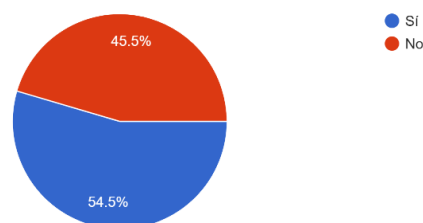
Fuente: Elaboración propia

La pregunta 1 se refirió a las causas por las que la persona sufre de obesidad, donde el 45,5 % de los encuestados respondieron que fue por el consumo excesivo de grasas saturadas, siendo la causa más frecuente de obesidad en la mayoría de los casos.

Figura 32: Resultados de la pregunta 2

¿La pandemia tuvo un impacto en su rutina de comer?

11 respuestas

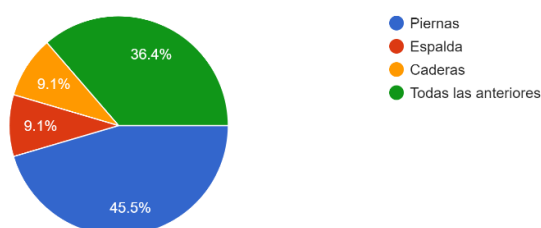


Fuente: Elaboración propia

La pregunta 2 se refirió al impacto de la pandemia en la rutina de comer, donde dio como resultado que, el 54,5 % afirman que fue un factor importante en el desbalance de su nutrición.

Figura 33: Resultados de la pregunta 3

¿Dónde siente mayor dolor cuando está de pie por un prolongado tiempo?
11 respuestas

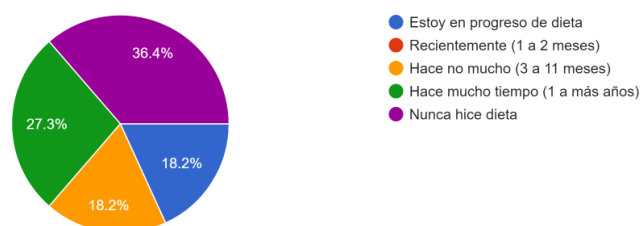


Fuente: Elaboración propia

La pregunta 3 se enfocó en la zona del cuerpo donde la persona siente mayor dolor cuando está de pie por un tiempo prolongado, donde un 45,5% de los encuestados respondieron que es en las piernas, mientras que el 36,4 % respondieron que sienten dolor en las piernas, espalda y caderas, por lo que el 81,9 % de los encuestados sienten dolor en las piernas, siendo esta la zona del cuerpo que sufre más en personas con sobrepeso.

Figura 34: Resultados de la pregunta 4

¿Cuándo fue la última vez que realizó un proceso de dieta equilibrada?
11 respuestas

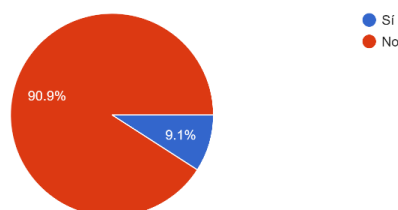


Fuente: Elaboración propia

La pregunta 4 se centró en la última vez que la persona realizó la práctica de dieta, donde el 36,4 % de las respuestas afirman no haber hecho dieta nunca, mientras que el 27,3 % está en proceso de esta práctica, y, por último, el 18,2 % respondieron que no realizan dieta desde hace 3 a 11 meses, mientras que el otro 18,2 % hace más de 1 año no han hecho dieta.

Figura 35: Resultados de la pregunta 5

¿Ha sido despedido o se le negó algún empleo por su condición?
11 respuestas

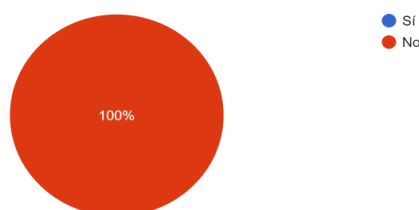


Fuente: Elaboración propia

La pregunta 5 se enfocó en el rechazo de un empleo por la condición de obesidad, donde solo un 9,1 % de las personas afirman haber perdido propuestas de trabajo por sufrir de obesidad.

Figura 36: Resultados de la pregunta 6

¿Utiliza alguna ortesis u otro dispositivo para sostenerse cuando camina?
11 respuestas



Fuente: Elaboración propia

Por último, la pregunta 6 se centra en las órtesis o dispositivos que utilizan los encuestados para caminar o mantenerse de pie, donde el 100 % respondió que no usan ningún dispositivo de apoyo.

Con estos resultados se pudo determinar que la causa más frecuente de obesidad es por el consumo excesivo de grasas saturadas (45,5 %). Asimismo, se determinó que la pandemia tuvo un fuerte impacto en la alimentación de los encuestados (54,5 %). Por otro lado, la zona del cuerpo donde las personas con obesidad encuestadas sienten mayor dolor son las piernas (81,9 %). A su vez, se obtuvieron datos sobre la última vez que cada persona realizó dieta, siendo que la mayoría de encuestados no han hecho dieta nunca (36,6 %). Asimismo, la mayoría personas encuestadas declararon que no han sido rechazados para un empleo debido a su

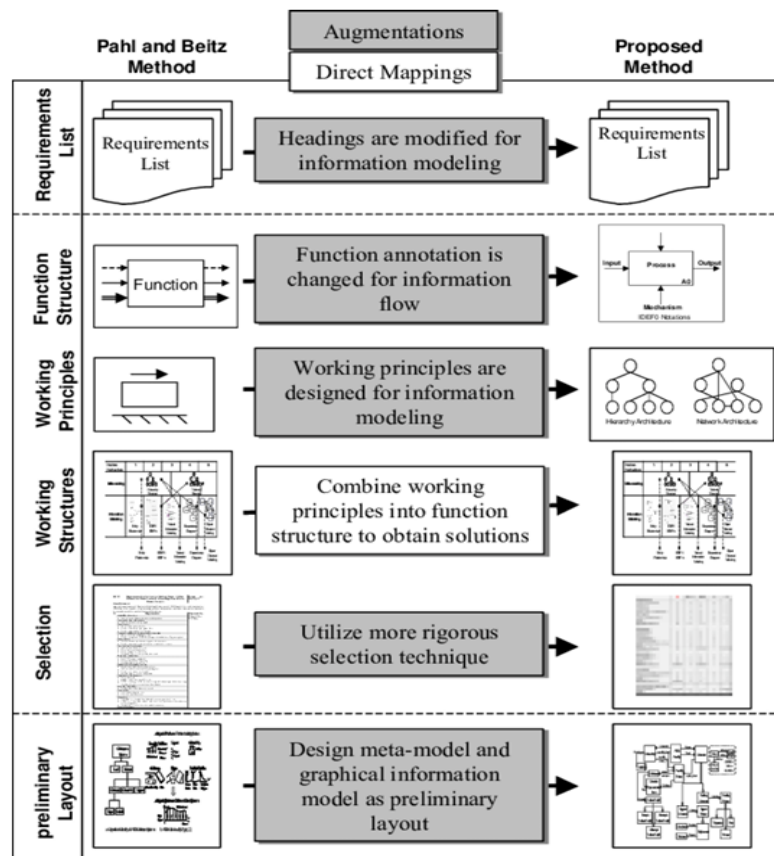
condición (90,9%). Por último, todos los encuestados aseguran que no utilizan dispositivos de soporte u órtesis para caminar (100 %).

4.2. Diseño de la órtesis de tobillo y pie utilizando una matriz morfológica

4.2.1. Diseño conceptual

Para realizar el diseño de la órtesis, se debe tener en cuenta ciertos aspectos. Según Pahl, Beitz, Feldhusen y Grote, el diseño conceptual es la primera parte del desarrollo, donde se plantea las necesidades y se organiza la secuencia de pasos para cubrir estas necesidades, obteniendo el resultado deseado en el final del desarrollo [57].

Figura 37: Diseño conceptual según Pahl, Beitz, Feldhusen y Grote



Fuente: [57]

Lista de requerimientos

Los requerimientos del diseño a elaborar se establecieron teniendo en cuenta lo que se desea lograr para el producto final. La lista de requerimientos se realizó en base al modelo propuesto por Pahl, Beitz, Feldhusen y Grote [57]. En esta se establecieron requerimientos como

la geometría, donde se establece la forma de la órtesis, teniendo en cuenta las medidas de los pacientes. Además, se debe tener en cuenta las cargas aplicadas al diseño y se determinan en base al peso corporal y el desplazamiento efectuado. Por otro lado, se debe tener en cuenta cuatro requerimientos más: seguridad, para comprobar que la órtesis puede soportar el peso del paciente; ergonomía, donde el diseño debe ser sencillo y cómodo para el paciente; mantenimiento, donde los componentes deben ser fáciles en el supuesto que se necesite un repuesto; y por último el costo, el cual se refiere a la fabricación de la órtesis.

Tabla 15: Lista de requerimientos



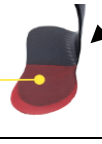


Requerimientos	Descripción
Geometría	Depende de las medidas de cada paciente.
Cargas	Depende del peso corporal del paciente y el desplazamiento realizado.
Seguridad	La órtesis debe soportar el peso del paciente cuando se desplaza.
Ergonomía	El diseño debe ser sencillo y cómodo para el paciente.
Mantenimiento	Los elementos de la órtesis deben ser fáciles de conseguir en caso se requiera un repuesto.
Costo	Bajos costos de fabricación.

Fuente: Elaboración propia

Alternativas del diseño

Para generar las alternativas de solución para la selección del diseño, se realizó una matriz morfológica presentando cada ruta de solución. Se obtuvieron tres alternativas de solución, representadas por tres líneas de color naranja, azul y negro, con las letras A, B y C asignadas al color respectivo.

Tabla 16: Matriz morfológica

Matriz Morfológica			
Elemento	Alternativas		
	A	B	C
Estructura de pantorrilla	No cubierta	Recubierta	No tiene
Músculo artificial			No tiene
Elementos de conexión	No tiene	Bandas	Abrazaderas
Base del pie			

Fuente: Elaboración propia

Bosquejos de alternativas

Se realizó bosquejos a mano de cada alternativa de la órtesis de tobillo y pie, teniendo una visualización previa de los diseños conceptuales.

- **Opción 1:** Estructura de pantorrilla recubierta – dos varillas de conexión – base del pie recubierta.

Figura 38: Opción 1 de diseño



Fuente: Elaboración propia

- **Opción 2:** Estructura de pantorrilla recubierta – músculo artificial simple de conexión – base del pie sin cubierta.

Figura 39: Opción 2 de diseño



Fuente: Elaboración propia

- **Opción 3:** Estructura de pantorrilla sin cubierta – músculo artificial neumático de conexión – bandas - base del pie recubierta.

Figura 40: Opción 3 de diseño



Fuente: Elaboración propia

Criterios de selección

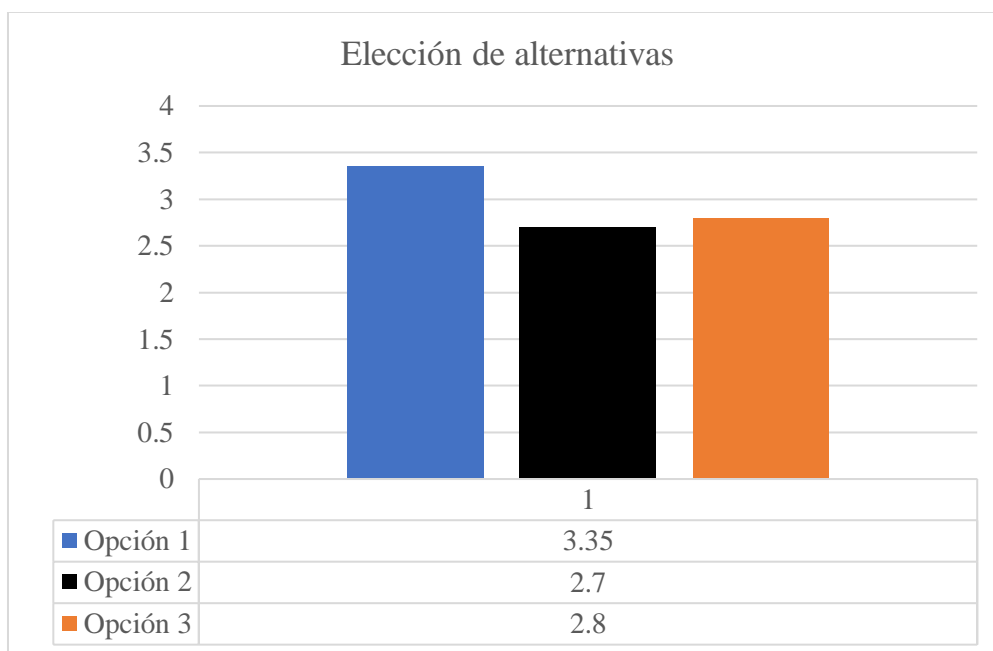
Teniendo en cuenta los requerimientos establecidos anteriormente, se generó una tabla de ponderación con criterios de selección relacionados con la lista de requerimientos, siendo estos: comodidad, manejo sencillo, seguridad, diseño simple y mantenimiento.

Tabla 17: Criterios de selección

Criterio de Selección	Peso	Alternativas					
		Opción 1		Opción 2		Opción 3	
		Clasificación	Evaluación Ponderada	Clasificación	Evaluación Ponderada	Clasificación	Evaluación Ponderada
Comodidad	15%	4	0,6	3	0,45	4	0,6
Manejo sencillo	15%	3	0,45	3	0,45	2	0,3
Seguridad	30%	4	1,2	2	0,6	4	1,2
Diseño simple	20%	4	0,8	4	0,8	3	0,6
Mantenimiento	10%	3	0,3	4	0,4	1	0,1
Total			3,35		2,7		2,8

Fuente: Elaboración propia

Figura 41: Elección del diseño adecuado



Fuente: Elaboración propia

Los resultados de la evaluación ponderada determinan que la primera opción de diseño es la mejor opción, con un resultado de ponderación de 3,35.

Medidas de la órtesis

Las medidas para la órtesis de tobillo y pie tendrán serán de acuerdo con los valores máximas y mínimas en el rango de edades de 15 a 17 años, para poder cubrir todas las necesidades de altura y anchura de cualquier paciente en este rango.

Tabla 18: Dimensiones de miembro inferior en niños

Dimensiones antropométricas para niños				
Número	Dimensiones	Edades		
		15 años	16 años	17 años
		P5	P5	P5
12	Altura rodilla	433	430	438
44	Longitud pie	244	242	241
45	Altura tobillo	52	56	56
46	Anchura pie	86	87	88
		P50	P50	P50
12	Altura rodilla	476	481	485
44	Longitud pie	262	260	260
45	Altura tobillo	67	68	69
46	Anchura pie	99	98	97
		P95	P95	P95
12	Altura rodilla	525	538	530
44	Longitud pie	280	282	281
45	Altura tobillo	86	82	82
46	Anchura pie	110	111	108

Fuente: [53]

Tabla 19: Promedio de las medidas de extremidad inferior en niños

Dimensión	Mínimas	Máximas	Diferencia
Altura rodilla	433	530	97
Longitud pie	244	281	37
Altura tobillo	52	82	30
Anchura pie	86	108	22

Fuente: Elaboración propia

Tabla 20: Dimensiones de miembro inferior en niñas

Dimensiones antropométricas para niñas				
Número	Dimensiones	Edades		
		15 años	16 años	17 años
		P5	P5	P5
12	Altura rodilla	407	410	409
44	Longitud pie	218	218	220
45	Altura tobillo	50	49	53
46	Anchura pie	81	81	81
		P50	P50	P50
12	Altura rodilla	445	451	446
44	Longitud pie	235	237	236
45	Altura tobillo	61	63	63
46	Anchura pie	90	90	90
		P95	P95	P95
12	Altura rodilla	493	492	485
44	Longitud pie	252	254	253
45	Altura tobillo	74	75	73
46	Anchura pie	97	99	97

Fuente: [53]

Tabla 21: Promedio de las medidas de extremidad inferior en niñas

Dimensión	Mínimas	Máximas	Diferencia
Altura rodilla	407	485	78
Longitud pie	218	253	35
Altura tobillo	50	73	23
Anchura pie	81	97	16

Fuente: Elaboración propia

Como se necesita cubrir ambos géneros, se utilizarán las medidas mínimas y máximas de ambos para determinar las medidas adecuadas.

Tabla 22: Medidas antropométrica promedio en un rango de edades de 15 a 17 años

Dimensión	Mínimas (femenino)	Máximas (masculino)
Altura rodilla	407	530
Longitud pie	218	281
Altura tobillo	50	82
Anchura pie	81	108

Fuente: Elaboración propia

Control de flexo-extensión

El control de flexo-extensión debe tener un rango de movilidad de 0° a 50° en el eje longitudinal aproximadamente, que es lo máximo a lo que puede llegar el tobillo a flexionarse.

Este elemento estará conformado por varillas de 5 mm de espesor, permitiendo unir la estructura de la pantorrilla y la base del pie.

Selección de materiales para la órtesis

- **Estructura de pantorrilla y base del pie:** Para estos dos elementos se consideró utilizar materiales compuestos de polímeros plásticos (70%), debido a su flexibilidad; y fibra de vidrio (30%), para brindar rigidez y resistencia al diseño. Estos grupos de materiales en específico son los más utilizados para dispositivos ortésicos, además de tener una gran flexibilidad, costo y resistencia en comparación a otros como aceros o materiales ferrosos. Se propone tres materiales para el diseño de la órtesis:
 - Nylon (PA6) + Fibra de vidrio

Tabla 23: Propiedades del PA6 con 30% de fibra de vidrio

Propiedad	Valor	Unidad
Módulo de elasticidad	8,1	GPa
Límite de elasticidad	139	MPa
Densidad	1270	kg/m ³

Fuente: [58]

- Polietileno de alta densidad (PE-HD) + Fibra de vidrio

Tabla 24: Propiedades del PE-HD con 30% de fibra de vidrio

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo de elasticidad	6,21	GPa
Límite de elasticidad	62,1	MPa
Densidad	1229	kg/m ³

Fuente: [58]

- Polipropileno (PP) + Fibra de vidrio

Tabla 25: Propiedades del PP con 30% de fibra de vidrio

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo de elasticidad	5,23	GPa
Límite de elasticidad	106	MPa
Densidad	1113	kg/m ³

Fuente: [58]

Asimismo, se tomó un material de referencia que cumpla con los requisitos de homogeneidad, estabilidad, exactitud y trazabilidad, teniendo como resultado las siguientes propiedades: [58]

Tabla 26: Propiedades del material de referencia

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo de elasticidad (Acero al carbono)	200	GPa
Límite de elasticidad (Acero al carbono)	300	MPa
Densidad (Cerámica)	4000	kg/m ³

Fuente: [58]

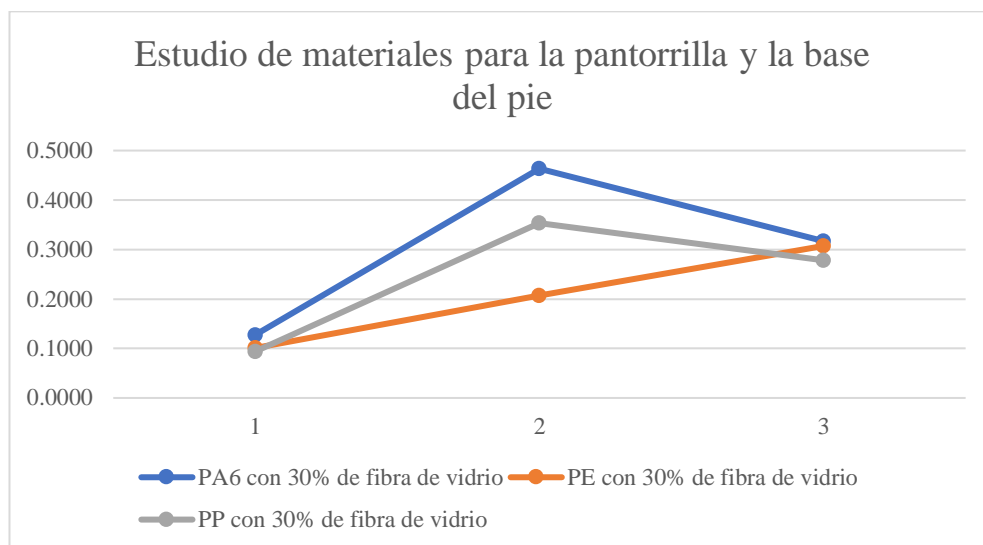
Las condiciones para elegir el material adecuado son: E/ρ (Módulo de elasticidad /Densidad) para que la órtesis no falle por su propio peso, γ (Límite de fluencia) y ρ (densidad) para que el diseño soporte cargas altas. Con estas condiciones establecidas, se realizó una gráfica para comparar los materiales.

Tabla 27: Elección del material para la estructura de pantorrilla y base de pie

Estudio	PA6	PE-HD	PP
E/ρ	0,1276	0,101	0,094
γ	0,4633	0,207	0,353
ρ	0,3175	0,31	0,278

Fuente: Elaboración propia

Figura 42: Estudio de materiales para la órtesis



Fuente: Elaboración propia

En la figura 42 y en la tabla 27 se pueden observar como el material PA6 tiene valores más altos (0,13 – 0,46 – 0,32) que el PE-HD (0,10 – 0,21 – 0,31) y el PP (0,09 – 0,35 – 0,28), en especial en el estudio del límite elástico. Por tanto, se utilizará el PA6 para la estructura de la pantorrilla y la base del pie.

- **Varillas:** Estos elementos serán la zona rígida de la órtesis y la que permita la conexión entre la estructura de la pantorrilla y la base del pie. Por esto, se necesita un material dúctil con suficiente rigidez y resistencia para soportar las cargas. En estos elementos, se consideró los siguientes materiales:
 - Aluminio

Tabla 28: Propiedades del aluminio

Propiedad	Valor	Unidad
Módulo de elasticidad	75	GPa
Límite de elasticidad	439	MPa
Densidad	2640	kg/m ³

Fuente: [58]

- Cobre

Tabla 29: Propiedades del cobre

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo de elasticidad	135	GPa
Límite de elasticidad	410	MPa
Densidad	8850	kg/m ³

Fuente: [58]

Se tenía contemplado el titanio como posible material, pero debido a su difícil adquisición y su elevado precio en comparación con los otros materiales, se descartó.

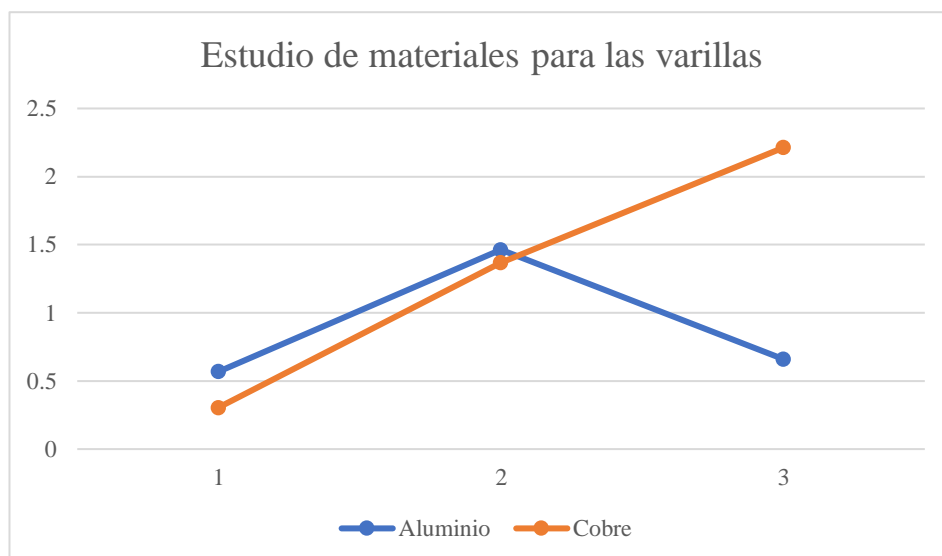
El material de referencia y las condiciones para elegir el material serán los mismos que en la selección para la estructura de pantorrilla y base del pie del material.

Tabla 30: Elección del material para las varillas

Estudio	Aluminio	Cobre
E/ρ	0,5681	0,3051
γ	1,4633	1,3667
ρ	0,66	2,2125

Fuente: Elaboración propia

Figura 43: Estudio de materiales para las varillas



Fuente: Elaboración propia

En la figura 43 y en la tabla 30 se comprobó que los resultados de estudio del aluminio (0,56 – 1,46) son superiores a los del cobre (0,31 – 1,37), a excepción de la densidad, donde el cobre (2,21) supera al aluminio (0,66). Sin embargo, los otros dos apartados son más importantes y compensan el tercero, por lo que se seleccionó el aluminio como material final para las varillas.

Descripción de los materiales seleccionados para la órtesis

El material seleccionado para el diseño de la órtesis es el PA6 (Poliamida Nylon) debido a que es un polímero termoplástico de baja densidad, buena resistencia al desgaste y resistencia a la temperatura y a los impactos, por lo que garantiza una utilización a largo plazo sin sufrir daño. La familia de poliamidas la componen: PA 6, PA 66, PA 12, PA 6 C, entre otros [59]. En cuanto a la PA 6, esta cuenta con propiedades de amortiguación, resistencia a la abrasión y una densidad más baja que los otros materiales de la familia PA. Con un reforzamiento de fibra de vidrio, se añade una buena rigidez y mayor resistencia a la tracción [60].

Tabla 31: Propiedades mecánicas del PA 6

Propiedad	Valor
Coefficiente de Poisson	0,3499
Módulo cortante	5337,432402 MPa
Módulo de compresión	16000,44415 MPa
Límite elástico de tracción	146,1 MPa
Límite último de tracción	146,2 MPa
Coefficiente de expansión térmica	$2,519 \cdot 10^{-5} \text{ C}^{-1}$

Fuente: [39]

Asimismo, se realizó una curva S-N (Strength - Number of cycles), teniendo en cuenta el límite último de tracción del PA6, el cual tiene un valor de 146,2 MPa. A partir de este valor se aplicó las siguientes fórmulas:

$$S_m = 0,75 * S_{ut}$$

$$S_e = 0,5 * S_{ut}$$

El S_m (tensión media) y el S_e (límite de resistencia a la fatiga) son valores que permiten determinar la forma de la curva S-N, mientras que el número de ciclos irá multiplicándose por 1000, hasta llegar al 10^6 , el cual representa vida infinita y a partir de ahí, el esfuerzo se vuelve constante.

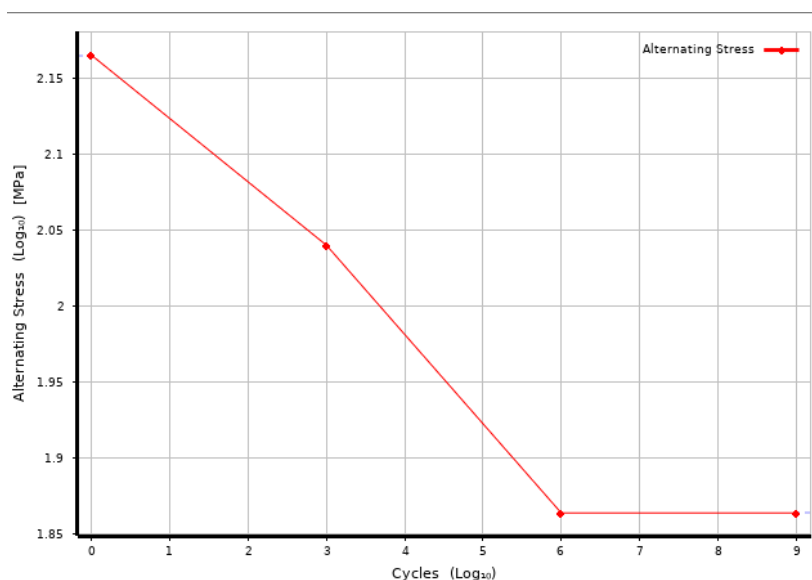
Tabla 32: Datos de la curva S-N

N° de ciclos	Esfuerzo (MPa)
1	146,2
1000	109,65
1000000	73,1
1000000000	73,1

Fuente: Elaboración propia

Estos valores se ingresaron en el Engineering Data de ANSYS, dando como resultado la curva S-N de la poliamida Nylon (PA 6).

Figura 44: Curva S-N del PA6



Fuente: Elaboración propia

Por otro lado, el material utilizado para las varillas es una aleación de aluminio resistente a cargas fuertes y a altas temperaturas. Tiene un color semidorado, lo que proporciona un aspecto estético adicional [39]. Por ser solo las varillas, el peso de la órtesis aumentará ligeramente.

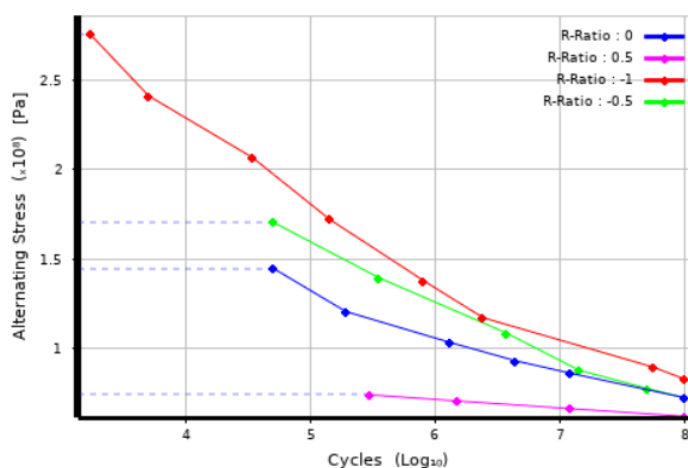
Tabla 33: Propiedades de la aleación de aluminio

Propiedad	Valor
Coefficiente de Poisson	0,33
Módulo cortante	26692 MPa
Módulo de compresión	69608 MPa
Límite elástico de tracción	310 MPa
Límite último de tracción	240 MPa

Fuente: [39]

A diferencia de la PA6, el programa ANSYS ya tiene registrada una curva S-N basada en pruebas reales realizadas a piezas hechas de aleación de aluminio, por lo que no es necesario tabular ningún valor.

Figura 45: Curva S-N de aleación de aluminio

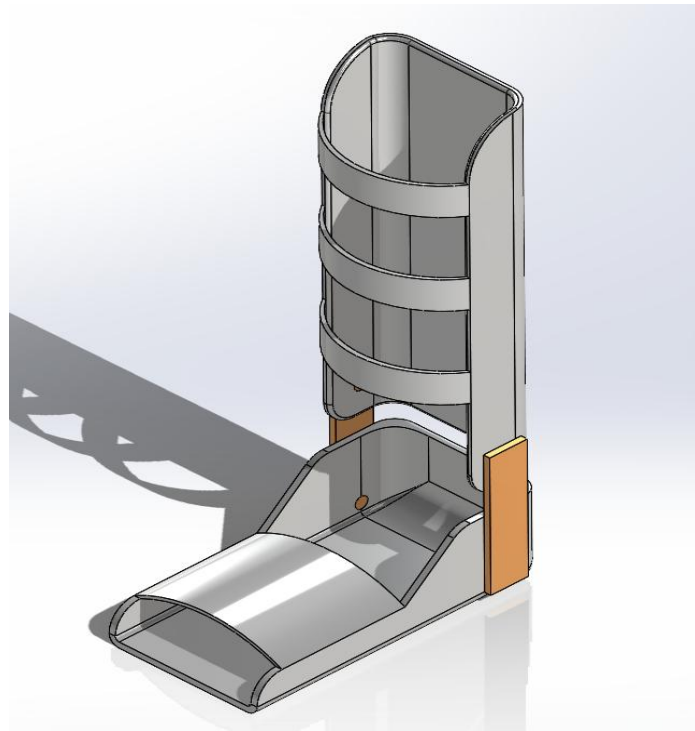


Fuente: [39]

4.2.2. Diseño CAD de la órtesis de tobillo y pie

El diseño CAD propuesto en esta tesis fue realizado en el software SolidWorks utilizando las medidas antropométricas máximas respecto al ancho de la extremidad y promedio con respecto a la altura, teniendo en cuenta el rango de edades (15 a 17 años) y la condición de obesidad.

Figura 46: Vista isométrica del diseño CAD de la órtesis de tobillo y pie en SolidWorks



Fuente: Elaboración propia

Esta órtesis tiene una masa de 1031,7 gramos aproximadamente. Este valor es sin aplicar los materiales correspondientes a la órtesis, debido a que las propiedades de la librería de SolidWorks no es la misma que la de ANSYS, que es el programa para realizar la simulación.

Figura 47: Propiedades de masa de la órtesis AFO en SolidWorks

Propiedades de masa de AFO 3.0
 Configuración: Predeterminado
 Sistema de coordenadas: -- predeterminado --

Masa = 1031.70 gramos

Volumen = 645514.38 milímetros cúbicos

Área de superficie = 282872.40 milímetros cuadrados

Fuente: Elaboración Propia

4.3. Análisis estático estructural, de fatiga y pandeo de la órtesis

4.3.1. Análisis estático estructural

Cargas aplicadas

La fuerza aplicada para la simulación estático estructural estará en la planta del pie. Esta tendrá un valor con base del IMC más alto en el Perú (36,3) y la talla más alta (1,985 m). Primero se hallará la masa corporal máxima, se debe aplicar la fórmula del IMC:

$$IMC = \frac{Masa\ corporal}{(Talla)^2}$$

$$Masa\ corporal = 36,3 * (1,985\ m)^2 = 143,03\ kg$$

Con la masa corporal obtenida, se puede realizar el cálculo de la fuerza aplicada, teniendo en cuenta la gravedad (9,81 m/s²), utilizando la siguiente fórmula:

$$Peso = 9,81 \frac{m}{s^2} * 143,03\ kg = 1403,126\ N$$

Esta carga será distribuida a partir de la biomecánica de la zona de tobillo y pie.

- Talón (60%):

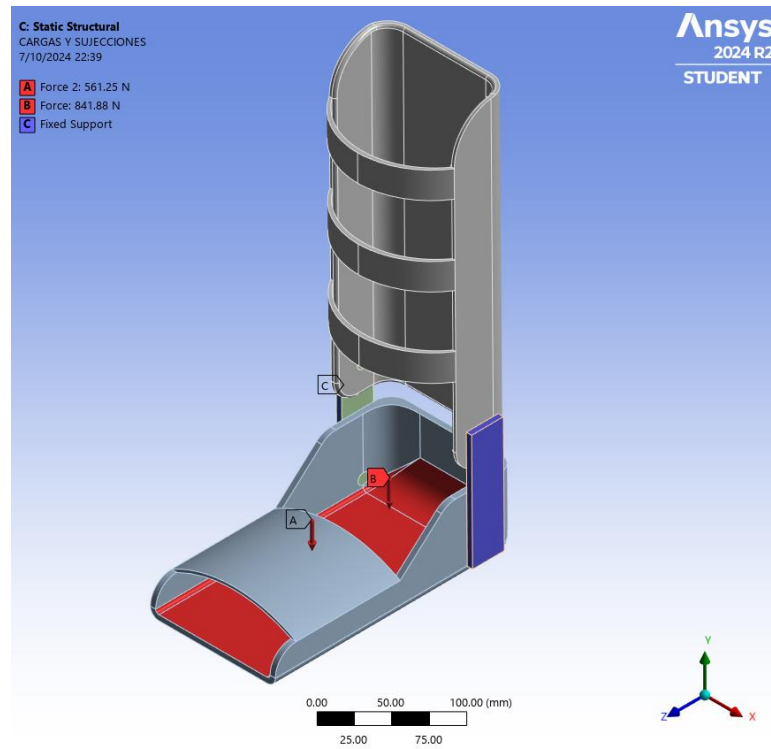
$$F_1 = 1403,126\ N * 0,6 = 841,8756\ N$$

- Base del pie (40%):

$$F_2 = 1403,126\ N * 0,4 = 561,2504\ N$$

Por otro lado, el soporte fijo será en las caras laterales e inferiores de las varillas de aluminio. La figura 36 muestra como se ve la distribución de cargas en la órtesis.

Figura 48: Carga y soporte fijo para el análisis estático estructural

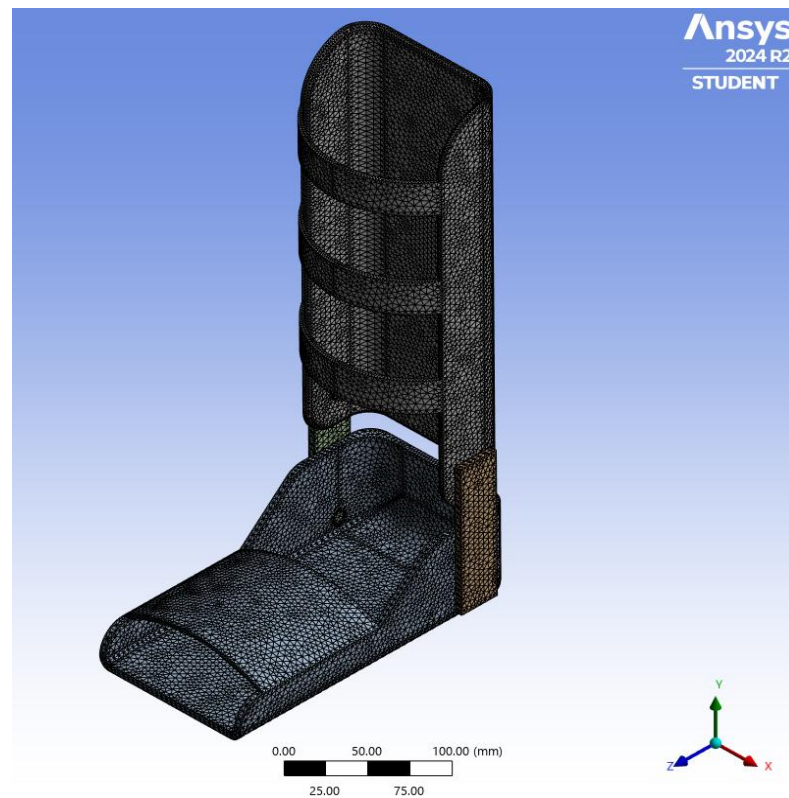


Fuente: Elaboración propia

Mallado

El mallado aplicado a la geometría es de tipo lineal, es decir con figuras mayormente triangulares; y este tendrá con un tamaño de 2 mm por cada elemento. El mallado tuvo un total de 33235 nodos y 113029 elementos.

Figura 49: Mallado aplicado en la órtesis de tobillo y pie



Fuente: Elaboración propia

Parámetros de calidad del mallado

Los parámetros de calidad de mallado determinan si la malla aplicada a la geometría es la adecuada. Esto también afecta a los resultados, pues a mayor calidad de mallado, más precisos son los resultados [61]. Existen tres parámetros fundamentales para determinar la calidad de mallado:

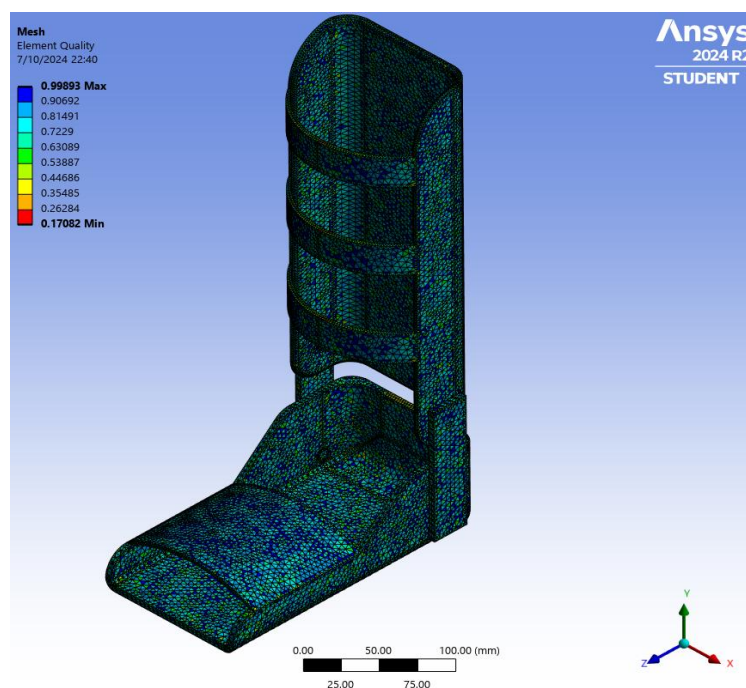
- **Element Quality:** La calidad de elemento es muy importante para comprobar si el mallado cubre toda la pieza. Con este parámetro se obtiene la relación entre el volumen del elemento y su longitud entre nodos. Los elementos con un valor entre 0,8 y 1 son considerados de buena calidad [61].
- **Aspect Ratio:** La relación de aspecto es un parámetro que comprueba la relación entre el tamaño máximo y mínimo de cada elemento. Cuando este se acerca más a 1, el elemento es de mayor calidad [62].

- Skewness: La relación de asimetría verifica como los elementos del mallado se adaptan a la geometría. Para el cálculo de elementos de finitos, este parámetro demuestra la falta de simetría de cada elemento. Los elementos con un valor entre 0 y 0,6 son de buena calidad [61].

Comprobación de calidad de malla

Teniendo en cuenta los parámetros de calidad, el ANSYS muestra los resultados de cada uno. La representación visual del Element Quality muestra, mediante colores, la calidad del mallado, el color azul representa la buena calidad de mallado y el color rojo la mala calidad de mallado. En la figura 50 se puede observar que predomina el color azul (entre 0,814 y 0,99893) y pocas zonas rojas (0,17082), por lo que se puede decir que el mallado es aceptable según el Element Quality. Se podría hacer un mejor mallado con 1 mm, pero por las limitaciones de la licencia Student de ANSYS, la simulación con ese tamaño de malla es imposible. Para los parámetros de Aspect Ratio y Skewness también se obtuvieron también sus representaciones visuales (ver figura 77 y 78).

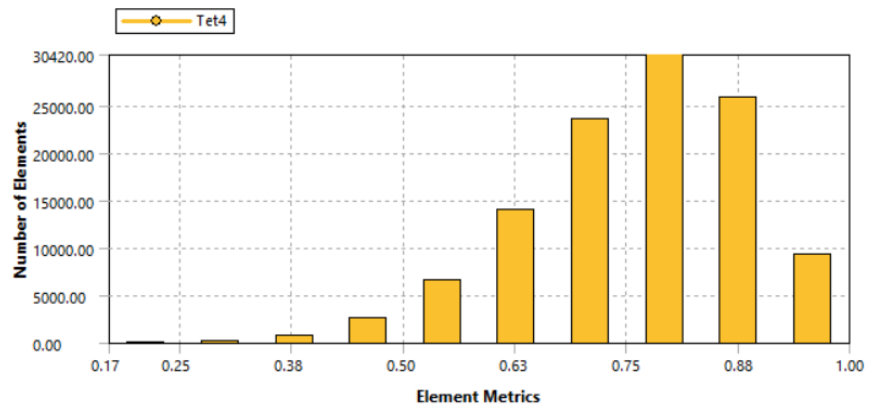
Figura 50: Parámetro de calidad Element Quality



Fuente: Elaboración propia

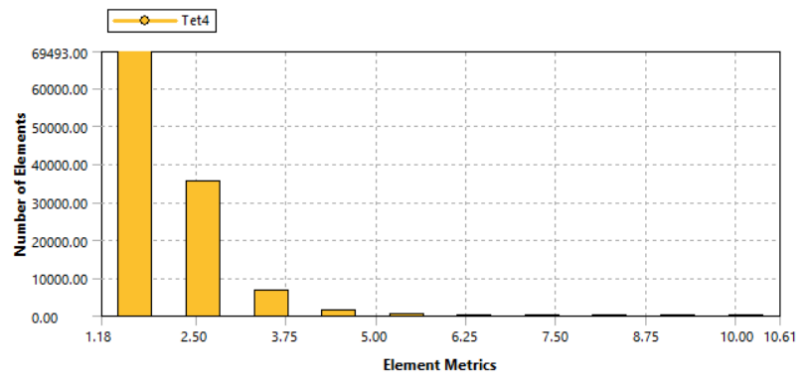
Para una mejor visualización de los resultados, se realizaron histogramas para cada parámetro, teniendo los valores y el número de elementos.

Figura 51: Resultados de Element Quality



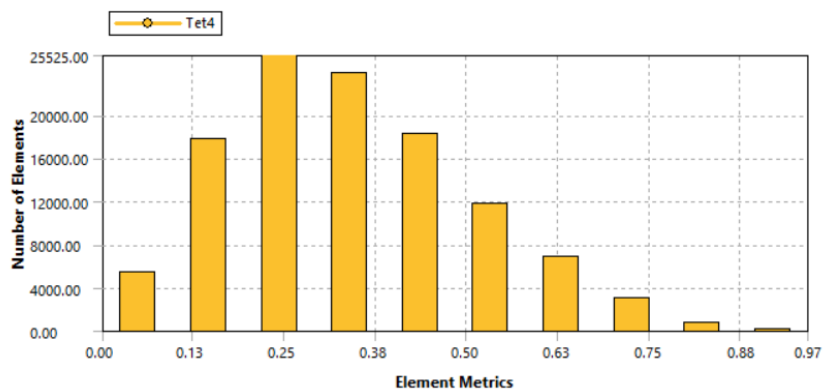
Fuente: Elaboración propia

Figura 52: Resultados de Aspect Ratio



Fuente: Elaboración propia

Figura 53: Resultados de Skewness



Fuente: Elaboración propia

La figura 51 representa los resultados del parámetro Element Quality, donde se puede observar que la mayoría de los elementos tienen un valor entre 0,75 y 0,88, por lo que se puede considerar que los elementos tienen una calidad entre buena y aceptable.

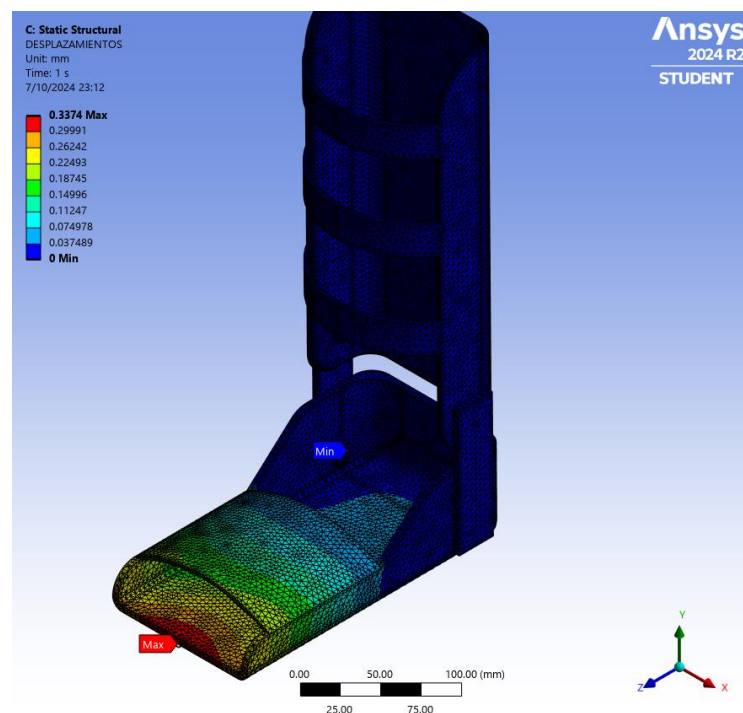
Por otro lado, la figura 52 representa los resultados del parámetro Aspect Ratio, donde se puede observar casi todos los elementos tienen un valor entre 1,18 y 2,50; comprobando que la calidad es buena en su mayoría.

Por último, la figura 53 representa los resultados del parámetro Skewness, donde se puede observar que la mayoría de los elementos tiene un valor entre 0,25 y 0,38. Esto demuestra que los elementos presentan una asimetría aceptable, es decir, tienen una buena calidad.

Resultados del análisis estático estructural

- **Desplazamientos:**

Figura 54: Desplazamientos máximos y mínimos en la órtesis de tobillo y pie (Estático Estructural)

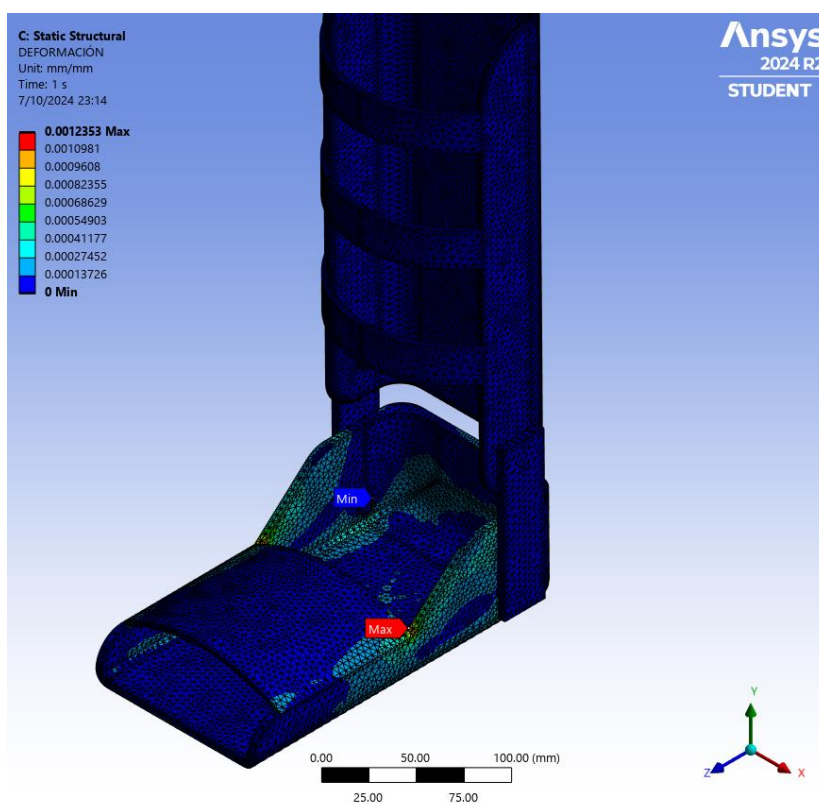


Fuente: Elaboración propia

Los desplazamientos resultantes de la simulación estático-estructural tienen como valor máximo 0,3374 mm y como valor mínimo 0. Estos se concentran mayormente en la zona del pie, donde el mayor desplazamiento sucede en la parte delantera. Sin embargo, este desplazamiento no tiene impacto en el diseño de la órtesis, pues su valor es menor a 5 mm, que es el valor permitido de desplazamiento según la norma ISO 10328 [64].

- **Deformaciones:**

Figura 55: Deformaciones máximas y mínimas en la órtesis de tobillo y pie (Estático Estructural)

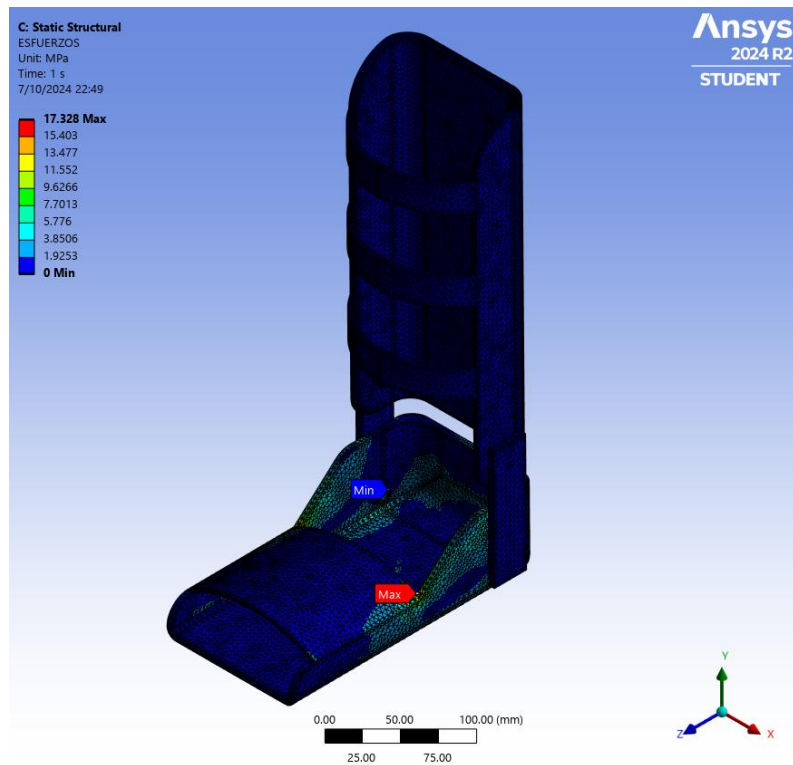


Fuente: Elaboración propia

Las deformaciones resultantes de la simulación estático-estructural tienen como valor máximo 0,0012353 y valor mínimo de 0. Las deformaciones se concentran en las caras laterales de la base del pie y en el talón. Los resultados de estas deformaciones demuestran que la órtesis tendrá una rigidez aceptable cuando la persona esté de pie.

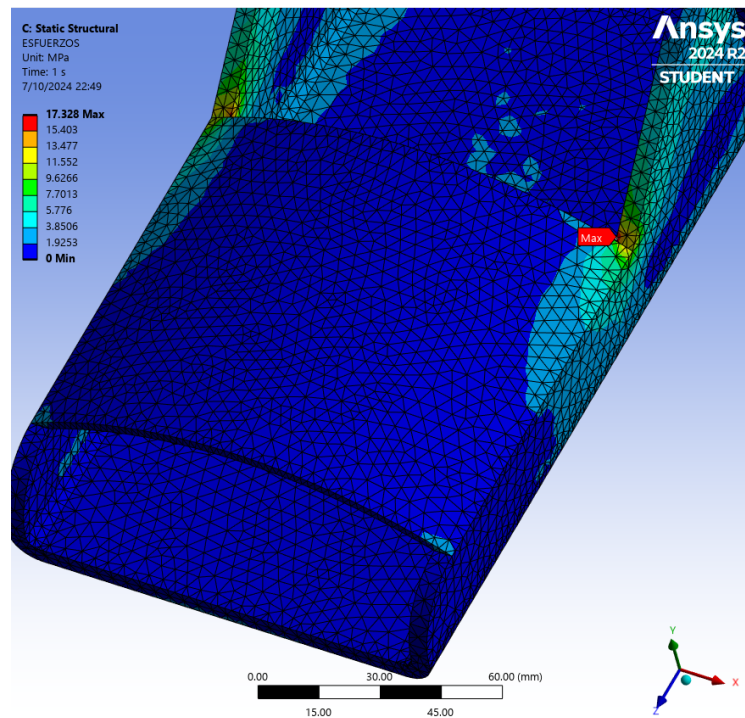
- **Esfuerzos:**

Figura 56: Esfuerzos máximos y mínimos en la órtesis de tobillo y pie (Estático Estructural)



Fuente: Elaboración propia

Figura 57: Esfuerzo máximo de la órtesis (Estático Estructural)

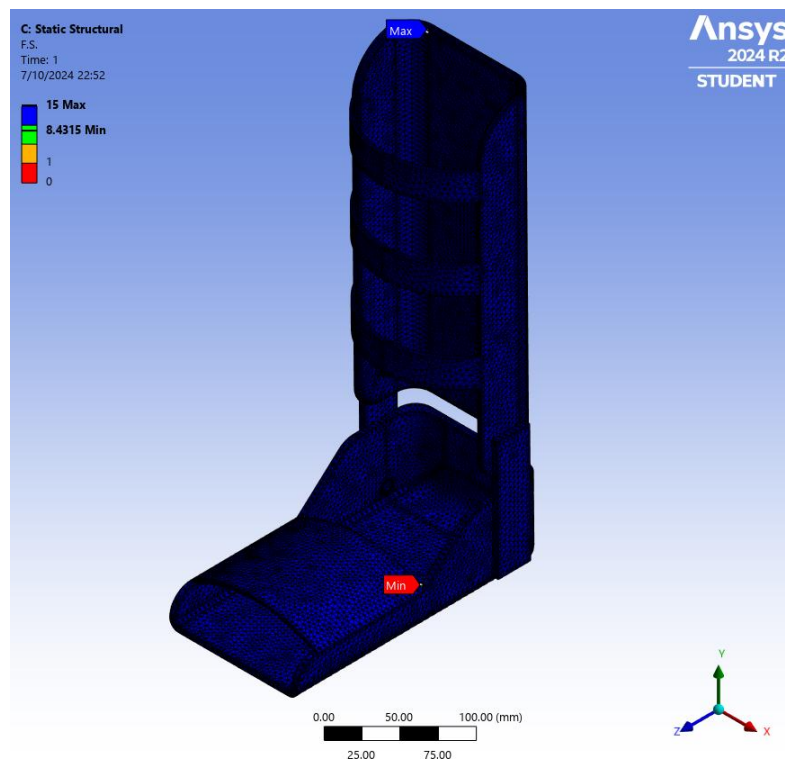


Fuente: Elaboración propia

Los esfuerzos que se presentaron en la simulación estático-estructural tienen un valor máximo de 17,328 MPa y un mínimo de 0 MPa. Se puede observar que la concentración de esfuerzos máximos se presenta mayormente en las conexiones de las bandas con la base del pie, siendo estos elementos los que más tienden a romperse. Este estudio demuestra que el diseño de la órtesis es resistente con el material PA6, a excepción de las bandas. Sin embargo, el esfuerzo máximo es de 17,328 MPa, un valor mucho menor a la resistencia a la tensión del PA 6 (146,2 MPa).

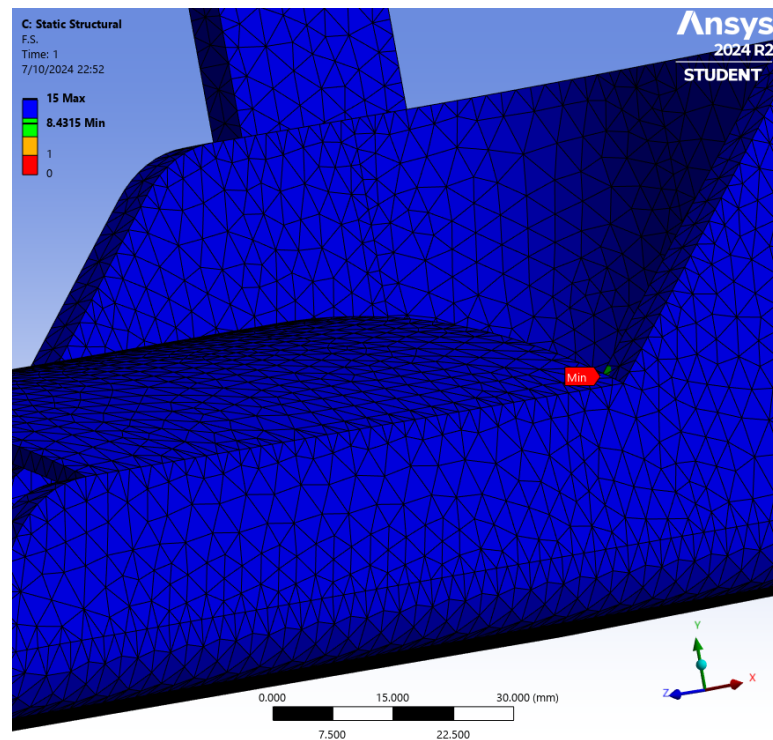
- **Factor de seguridad:**

Figura 58: Factor de seguridad de la órtesis de tobillo y pie (Estático Estructural)



Fuente: Elaboración propia

Figura 59: Factor de seguridad mínimo de la órtesis
(Estático Estructural)



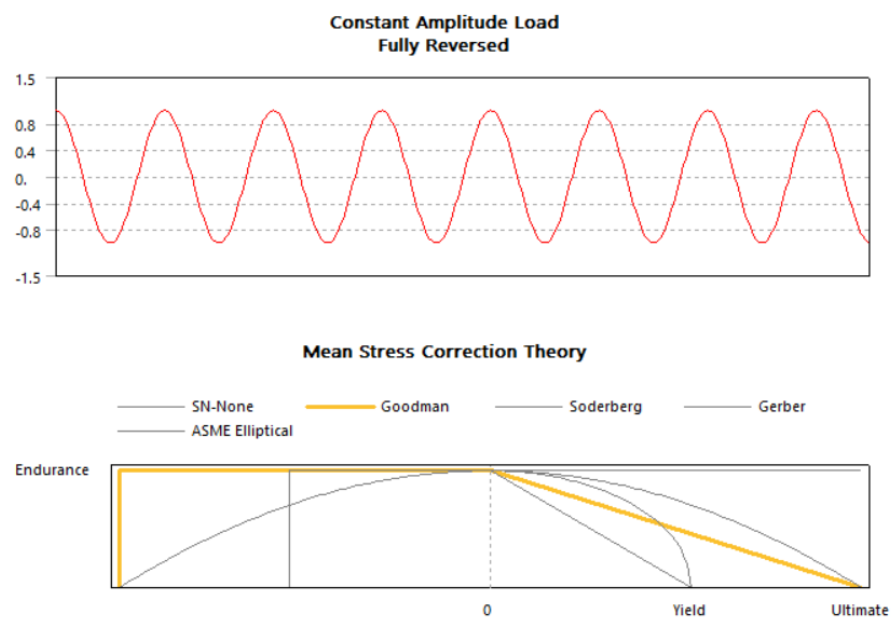
Fuente: Elaboración propia

El factor de seguridad resultante de la simulación tiene un valor máximo de 15 (color azul) y un valor mínimo de 0 (color rojo). Sin embargo, los resultados obtenidos demuestran que el diseño de la órtesis tiene un factor de seguridad de 15, excepto en algunas zonas de las bandas de conexión que tienen un factor de seguridad de 8,4315 aproximadamente. Este resultado supera por mucho al factor de seguridad aceptable de 1,4; lo que demuestra que los materiales aplicados son suficientes para soportar cargas enormes, en específico los de una persona con sobrepeso.

4.3.2. Análisis de fatiga

Para realizar el análisis de fatiga, es preciso que los materiales aplicados en el diseño de la órtesis tuvieran su propia curva S-N, como se pudo observar anteriormente. El tipo de carga para la órtesis es axial y es completamente reversible debido a que tiene una superficie fija y la geometría de la pieza vuelve a su posición original sin deformarse después de aplicarle la carga. Por otro lado, el criterio aplicado es Goodman, debido a que es un criterio no tan conservador y esto evita un posible sobredimensionamiento. Sin embargo, esto no tiene relevancia, pues al operar bajo una carga completamente reversible, los resultados serán idénticos en cualquier criterio.

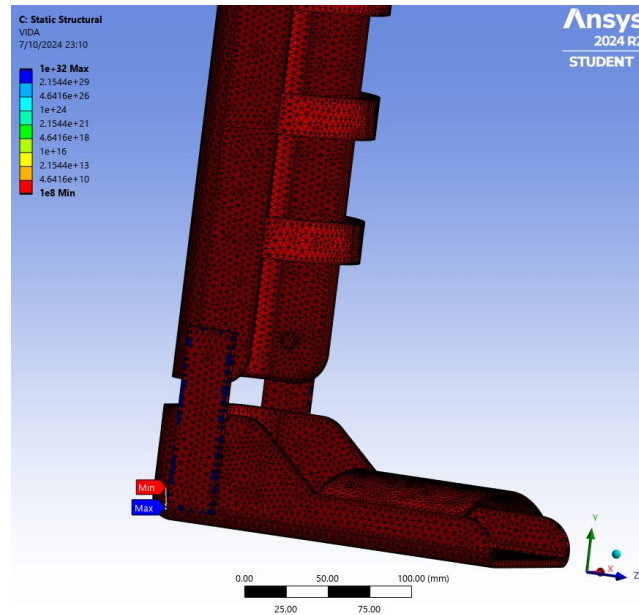
Figura 60: Datos para el análisis de fatiga



Fuente: Elaboración propia

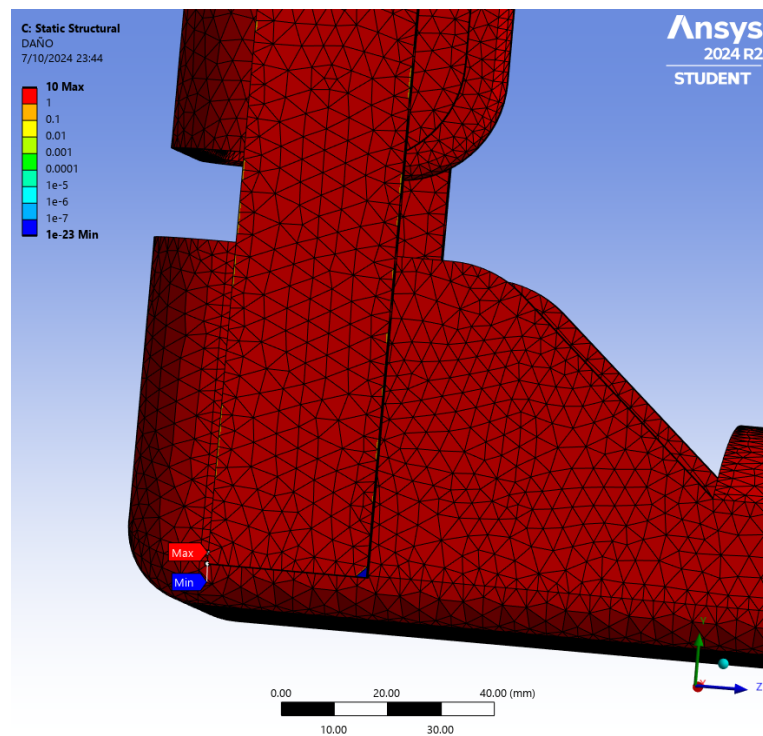
- **Vida y daño:**

Figura 61: Vida de la órtesis de tobillo y pie (Análisis de fatiga)



Fuente: Elaboración propia

Figura 62: Daño de la órtesis de tobillo y pie (Análisis de fatiga)



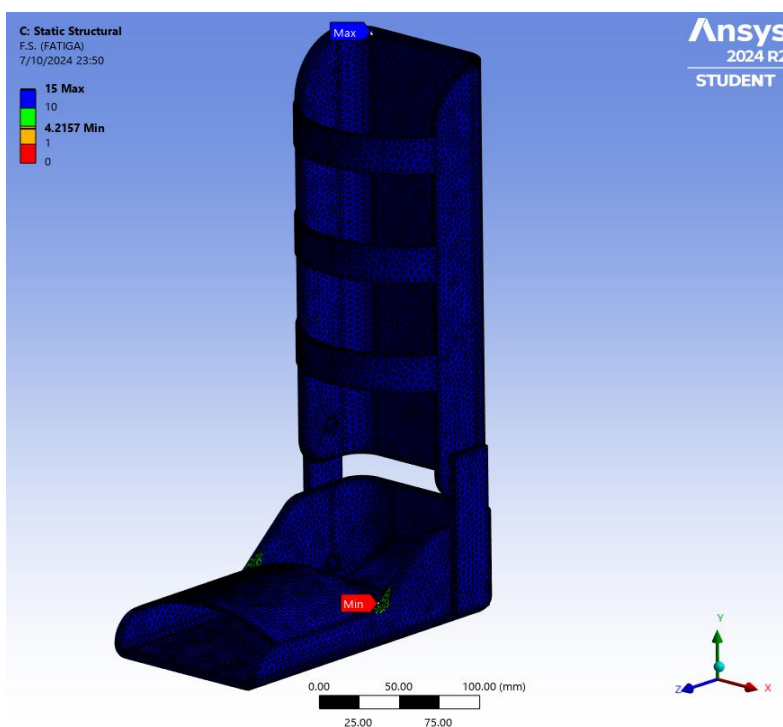
Fuente: Elaboración propia

La vida y el daño son aspectos que están relacionados. Los resultados de vida indican el número de ciclo de vida que tiene la órtesis, donde algunas zonas de las varillas de aluminio tienen

una vida de 10^{32} ciclos aproximadamente, mientras que presentan una vida de 10^8 ciclos, lo que supera la vida infinita (10^6 ciclos). El daño es lo opuesto a la vida, con un valor de 10 ciclos en la estructura de pantorrilla y la base del pie, mientras que las varillas de aluminio presentan daño a 10^{-23} ciclos.

- **Factor de seguridad:**

Figura 63: Factor de seguridad mínimo de la órtesis de tobillo y pie (Análisis de fatiga)



Fuente: Elaboración propia

El factor de seguridad en el análisis de fatiga representa cuanto puede soportar la órtesis a un determinado número de ciclos. Los resultados muestran un valor máximo de 15 y un valor mínimo de 0. La figura muestra que la órtesis tiene un factor de seguridad entre 10 y 15 en toda la órtesis, excepto en la banda de conexión de la base del pie donde su factor de seguridad es de 4,2157 aproximadamente. Este valor es mayor al valor recomendable de 1,4; por tanto, se puede afirmar que la órtesis tiene una vida útil más que prolongada.

4.3.3. Análisis de pandeo

El análisis de pandeo se realiza mayormente en estructuras o columnas, para calcular hasta que valor se puede multiplicar la carga aplicada, dando como resultado la carga máxima a la que la órtesis se puede someter.

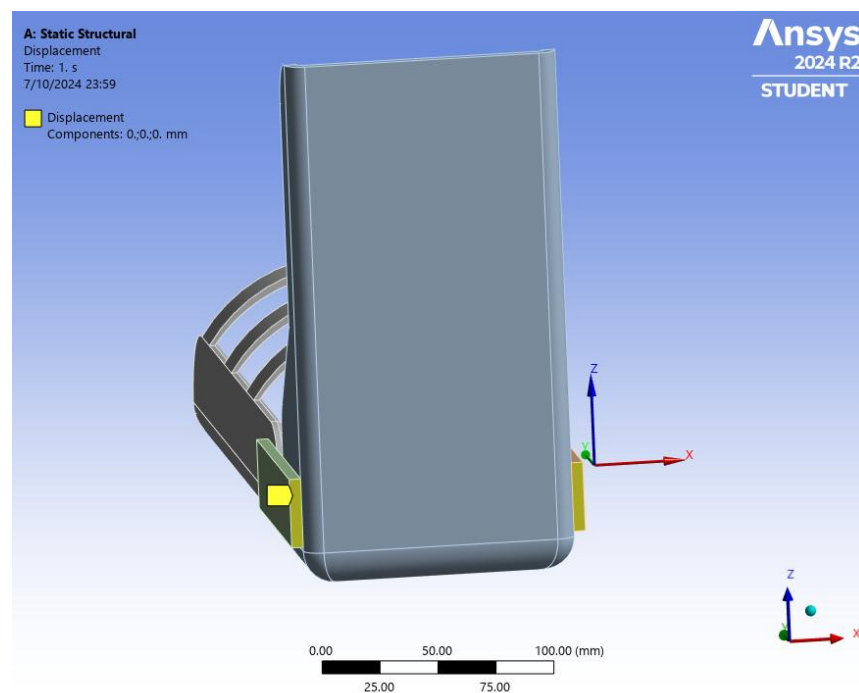
Se obtuvo resultados del análisis de pandeo con la carga aplicada de 1403,126 N (ver figura 79). Sin embargo, al obtener un factor de carga negativo, no habrá efecto de pandeo cuando se aplique esta carga en las zonas de la base del pie.

Para este análisis, se aplicó una fuerza a las varillas de aluminio. Esta fuerza se calculó suponiendo un escenario donde la persona esté de pie y su peso se distribuya en ambas varillas. Por esto la fuerza aplicada sería:

$$F_{3,4} = 0,5 * 841,8756 \text{ N} = 420,9378 \text{ N}$$

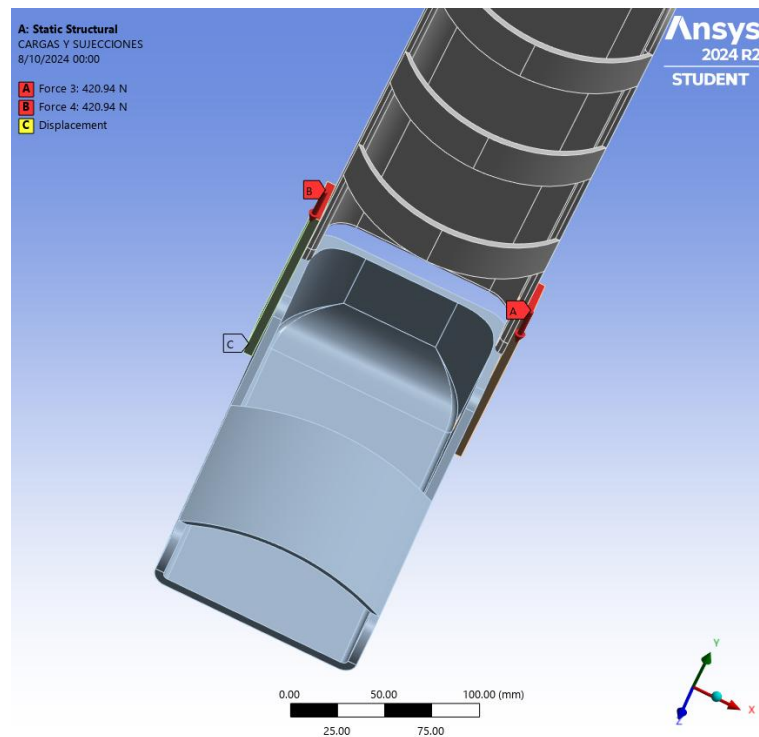
Esta fuerza está en la parte superior de cada varilla, mientras que se aplica una restricción de desplazamiento para los ejes X, Y y Z en la parte inferior de ambas.

Figura 64: Restricción de desplazamiento en las varillas



Fuente: Elaboración propia

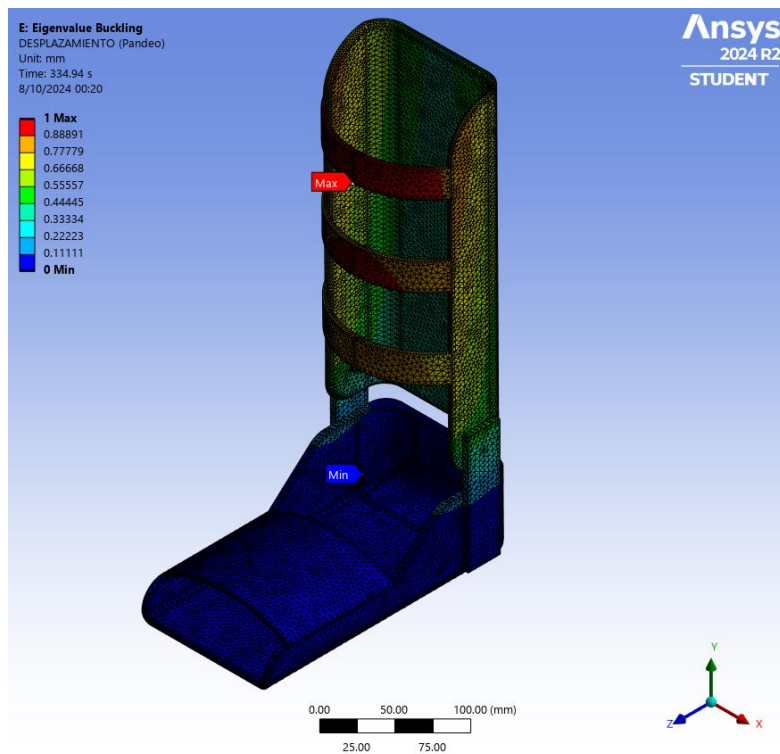
Figura 65: Fuerzas aplicadas en las varillas



Fuente: Elaboración propia

- **Desplazamientos**

Figura 66: Desplazamientos máximos y mínimos de la órtesis de tobillo y pie (Pandeo)



Fuente: Elaboración propia

El análisis de pandeo dio como resultado un desplazamiento máximo de 1 mm con un factor de multiplicación de 334,94. Esto significa que las varillas empezarán a sufrir desplazamiento cuando llegue a una carga máxima de 140567,9689 N ($333,94 * 420,9378$ N), la cuál es denominada como carga crítica. Este resultado garantiza la estabilidad de la órtesis, pues el valor crítico es mayor a la carga aplicada.

Tabla 34: Resumen de resultados con una fuerza de 1403,126 N

Tipo de Análisis	Apartados	Valor máximo	Valor mínimo	Unidad
Análisis Estático Estructural	Desplazamientos	0,3374	0	mm
	Deformaciones	0,0012353	0	
Análisis de Fatiga	Esfuerzos	17,328	0	MPa
	Factor de seguridad	15	8,4315	
	Vida	1E+32	1E+8	
Análisis de pandeo	Daño	10	1E-23	
	Factor de seguridad	15	4,2157	
Análisis de pandeo	Desplazamientos	1	0	mm
	Factor de carga	334,94		

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 34 se puede observar un resumen de los resultados del análisis estático estructural, de fatiga y de pandeo, donde los resultados de desplazamientos demuestran que la órtesis permite un valor máximo de 0,3374 mm, por lo que se puede afirmar que la órtesis provee una buena estabilidad en la articulación de tobillo y pie del paciente.

4.3.4. Resultados con una carga de 4209,378 N

Cuando la persona comienza a acelerar en la marcha normal, el peso puede multiplicarse hasta 3 veces. Por eso, teniendo en cuenta la carga de 1403,126 N; se tiene una nueva carga de 4209,378 N. Con la distribución de cargas en la zona del talón (60%) y el pie (40%), se obtiene fuerzas de 2525,627 N y 1683,751 N respectivamente. Por otro lado, las cargas para las varillas será el 50% de la carga aplicada en el talón, por lo que el valor para esta será de 1262,813 N.

Tabla 35: Resumen de resultados con una fuerza de 4208,378 N

Tipo de Análisis	Apartados	Valor máximo	Valor mínimo	Unidad
Análisis Estático Estructural	Desplazamientos	1,0121	0	mm
	Deformaciones	0,0037061	0	
	Esfuerzos	51,986	0	MPa
Análisis de Fatiga	Factor de seguridad	15	2,8104	
	Vida	1E+32	1E+8	
	Daño	10	1E-23	
	Factor de seguridad	15	1,4052	

Fuente: Elaboración propia

Con estas cargas, se realiza el mismo procedimiento (ver figura 86 a 92), obteniendo nuevos resultados en la tabla 35. Estos resultados demuestran que la órtesis puede resistir las cargas y proporciona una buena estabilidad (1,0121 mm) cuando la persona empieza a correr. Sin embargo, el factor de seguridad mínimo que está presente en las partes laterales de la base del pie es superior del 1,4 que es el valor mínimo permitido, pero solo por 0,0052, por lo que la órtesis podría fallar cuando la persona esté realizando movimientos con gran velocidad.

4.3.5. Discusión de resultados

Para comparar los resultados de la simulación estático estructural de esta tesis con los de las investigaciones propuestas anteriormente, se organizaron los resultados en la tabla 36.

Tabla 36: Discusión de resultados

Parámetro	Tesis propia	Tesis de Vásquez [7]	Tesis de Chaname [8]	Tesis de Núñez [9]	Artículo de Ali, Smagulov y Otepbergeno [10]
Carga (N)	1403,13	705,33	130,1125	1573909,64	490,03
Material	Nylon 12 + Fibra de vidrio	Fibra de Vidrio Tipo E + Resina Poliéster	Fibra de carbono	Fibra de carbono	Fibra de carbono + PLA
Esfuerzo máximo (MPa)	17,328	13,88	0,8871	204,03	69,77
Desplazamiento máximo (mm)	0,3374	0,00513	0,407196	87,83	1,34
Factor de seguridad	8,4315	7,2	2,457	1,734	7,929
Porcentaje de mejora	-	14,606	70,859	79,434	5,960

Fuente: Elaboración propia

Se puede observar como el diseño propuesto y el material compuesto de fibra de vidrio y Nylon 12 supera las investigaciones previas, debido a su factor de seguridad superior.

4.4. Elaboración de la propuesta económica del diseño

Para la elaboración de la propuesta económica del diseño propuesto en esta tesis, se consideró los precios económicos que establece la base de datos del software Granta Edupack [58] e investigaciones previas sobre el proceso de modelado de dispositivos protésicos y ortésicos [14]. Se tuvo en cuenta los costos de fabricación de cada pieza con su material correspondiente, los costos de envío, los recursos e insumos, los gastos generales y el IGV, realizando los cálculos en el software Excel, obteniendo el presupuesto final.

4.4.1. Costo de fabricación

Tabla 37: Costo de fabricación de estructura de pantorrilla

Estructura de pantorrilla			
Fabricación de la pieza			
Descripción	Tiempo (H)	Tarifa (S/. / H)	Costo Total (S/.)
Moldeo por inyección	2	40	80
Fresado	0,5	15	7,5
Perforación	0,25	15	3,75
Acabado	0,25	15	3,75
Subtotal			95
Costo de Mano de Obra			
Descripción	Tiempo (H)	Tarifa (S/. / H)	Costo Total (S/.)
Operario de moldeo	2	4	8
Operario de fresado	0,5	4	2
Operario de perforación	0,25	2	0,5
Operario de acabado	0,25	2	0,5
Subtotal			11
Costo del material			
Descripción	Cantidad (kg)	Costo unitario (S/. / kg)	Costo Total (S/.)
Plástico PA 6	0,4106	12,4	5,09
Total			111,09

Fuente: Elaboración propia

Tabla 38: Costo de fabricación de base del pie

Base del pie			
Fabricación de la pieza			
Descripción	Tiempo (H)	Tarifa (S/. / H)	Costo Total (S/.)
Moldeo por inyección	2	40	80
Perforación	0,25	15	3,75
Acabado	0,25	15	3,75
	Subtotal		87,5
Costo de Mano de Obra			
Descripción	Tiempo (H)	Tarifa (S/. / H)	Costo Total (S/.)
Operario de moldeo	2	4	8
Operario de perforación	0,25	2	0,5
Operario de acabado	0,25	2	0,5
	Subtotal		9
Costo del material			
Descripción	Cantidad (kg)	Costo unitario (S/. / kg)	Costo Total (S/.)
Plástico PA 6	0,3652	12,4	4,53
	Total		101,03

Fuente: Elaboración propia

Tabla 39: Costo de fabricación de las varillas

Varillas			
Fabricación de la pieza			
Descripción	Tiempo (H)	Tarifa (S/. / H)	Costo Total (S/.)
Extrusión	0,25	16	4
Cilindrado	0,25	15	3,75
Acabado	0,25	15	3,75
	Subtotal		11,5
Costo de Mano de Obra			
Descripción	Tiempo (H)	Tarifa (S/. / H)	Costo Total (S/.)
Operario de extrusión	0,25	10	2,5
Operario de perforación	0,25	20	5
Operario de acabado	0,25	20	5
	Subtotal		12,5

Costo del material			
Descripción	Cantidad (kg)	Costo unitario (S/. / kg)	Costo Total (S/.)
Aluminio	0,127	15,2	1,93
Total			25,93
Total (Dos unidades)			51,86

Fuente: Elaboración propia

4.4.2. Costo de envío

Tabla 40: Transporte de los materiales

Transporte de materiales			
Descripción	kg	Tarifa (S/. / kg)	Costo Total (S/.)
Plástico PA 6	0,7759	2,73	2,12
Aluminio	0,127	2,04	0,26
Total			2,38

Fuente: Elaboración propia

4.4.3. Recursos e insumos

Tabla 41: Recursos e insumos

Recursos e insumos				
Descripción	Unidad	Cantidad	Costo Unitario (S./)	Costo Total (S./)
Papel Bond	Millar	1	14	14
Lapicero	Unidad	3	1,50	4,50
Archivador	Unidad	1	10	10
Perforador	Unidad	1	5	5
Folder manila	Unidad	1	1	1
Memoria USB	Unidad	1	32	32
Total				66,5

Fuente: Elaboración propia

4.4.4. Gastos generales

Tabla 42: Gastos generales

Descripción	Cantidad	Costo Unitario	Costo Total (S./)
Asesor legal	1	100	100
C.M. (publicidad)	2	50	100
Total			200

Fuente: Elaboración propia

4.4.5. Presupuesto final del diseño

Tabla 43: Presupuesto final

Presupuesto Final	
Descripción	Costo (S./)
Estructura de Pantorrilla	111,09
Base del pie	101,03
Varillas	51,86
Recursos e Insumos	66,5
Costo de Transporte	2,38
Gastos generales	200
IGV (18%)	95,92
Costo Total	628,78

Fuente: Elaboración propia

El precio final del diseño propuesto de la órtesis de tobillo y pie es de S/. 628,78 o \$ 169,01; un precio competente para el mercado de dispositivos ortésicos.

V. Conclusiones

1. Mediante una recopilación de datos de la INEI y una encuesta a nivel regional, se realizó el diagnóstico de la situación actual de pacientes con obesidad en el rango de edades de 15 a 17 años, determinando que el 12,73% de la población en el Perú padece obesidad en el año 2024. Asimismo, se determinó que el 81,9 % de 11 pacientes con obesidad encuestados presentan dolor principalmente en las piernas, el IMC más alto es de 36,3 en Perú y se obtuvieron las medidas antropométricas promedio en el rango de edades establecido.
2. El diseño de la órtesis de tobillo y pie adecuado se determinó utilizando una matriz morfológica para escoger sus cuatro componentes clave que incluyen la estructura de la pantorrilla, la base del pie y dos varillas de conexión que permitan la dorsiflexión de la articulación, obteniendo una ponderación de 3,35. Para los materiales, se realizó una comparativa de propiedades, siendo el Nylon con fibra de vidrio (0,13 – 0,46 – 0,32) y el aluminio (0,57 – 1,46) los materiales seleccionados.
3. Para corroborar el diseño de la órtesis, se realizó un análisis estático estructural, de fatiga y de pandeo en el software ANSYS Workbench. La fuerza aplicada fue calculada según el IMC más alto registrado a nivel nacional, teniendo como resultado una fuerza de 1403,126 N. Se obtuvieron esfuerzos máximos de 17,328 MPa, desplazamientos máximos de 0,3376 mm, deformaciones de 0,0012353, un factor de seguridad máximo de 15 y mínimo de 8,43 (4,22 en fatiga), y un factor de carga de 334,94. Los desplazamientos obtenidos demuestran que la órtesis brindará estabilidad a la articulación del tobillo y pie.
4. El diseño propuesto de la órtesis de tobillo y pie tendrá un costo aproximado de S/. 628,78 o \$ 169,01; por tanto, el diseño es apto para competir en el mercado de dispositivos ortésicos.

VI. Recomendaciones

1. Realizar una optimización ergonómica al diseño y buscar materiales con mayor elasticidad para ofrecer mayor comodidad al paciente y la implementación de componentes como resortes y músculos artificiales para mejorar la marcha normal.
2. Utilizar este tipo de diseño de órtesis únicamente para la marcha normal, debido que su factor de seguridad disminuye considerablemente si se utiliza para acciones como correr o saltar.
3. Realizar las simulaciones estáticas, de fatiga y pandeo en ANSYS Workbench con licencia profesional, debido a que las limitaciones de la licencia de estudiante con respecto al número de elementos del mallado pueden dar resultados poco precisos.

VII. Referencias Bibliográficas

- [1] Redacción Publímetro, «Perú es el tercer país de la región en obesidad y sobrepeso,» Publímetro, 6 Marzo 2018. [En línea]. Available: <https://www.publimetro.pe/actualidad/2018/03/06/peru-tercer-pais-region-obesidad-y-sobrepeso-71459-noticia/>. [Último acceso: 28 Septiembre 2023].
- [2] F. B. Tassara Cánepa, «La obesidad como desventaja para conseguir empleo: ¿Por qué solo afecta a las mujeres?,» El Comercio, 20 Enero 2020. [En línea]. Available: <https://elcomercio.pe/economia/mundo/la-obesidad-como-desventaja-en-los-procesos-de-contratacion-por-que-las-mujeres-son-las-mas-perjudicadas-sobrepeso-discriminacion-brecha-de-genero-mexico-empleo-monterrey-salarial-sexo-raza-banco-mundial-noticia/>. [Último acceso: 2 Octubre 2023].
- [3] M. Soca, P. Enrique y N. Pena, «Consecuencias de la obesidad,» ACIMED, vol. IV, n° 20, pp. 84-92, 2009.
- [4] M. Güemes-Hidalgo, M. J. Ceñal Gonzáles-Fierro y M. I. Hidalgo Vicario, «Desarrollo durante la adolescencia. Aspectos físicos, psicológicos y sociales,» *Pediatr Integral*, vol. XXI, n° 4, pp. 233-244, 2017.
- [5] Fisiocrem, «Los efectos de la obesidad y sobrepeso en los músculos y articulaciones,» Fisiocrem, 2013. [En línea]. Available: <https://www.fisiocrem.es/blog/conoce-tu-cuerpo/obesidad/#:~:text=El%20sobrepeso%20puede%20ocasionar%20que,con%20menor%20grado%20de%20obesidad..> [Último acceso: 3 Octubre 2023].
- [6] Orliman, «Obesidad, problemas en las articulaciones,» Oneplus, 1 Diciembre 2022. [En línea]. Available: <https://www.orliman.com/obesidad-problemas-las-articulaciones/>. [Último acceso: 3 Octubre 2023].
- [7] F. F. Vásquez Aricoche, Artist, Diseño de prótesis transtibial utilizando fibra de vidrio tipo E y resina poliéster para mejorar estabilidad estática de personas discapacitadas. [Art]. Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, 2022.

- [8] F. A. Chaname Leon, Artist, Diseño de una órtesis de rodilla con sistema de actuadores para asistir la articulación en pacientes con artrosis. [Art]. Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, 2022.
- [9] Z. M. De Alba Pinilla, A. C. Andrade Betancour y E. A. Dueñas Román, Artists, Desarrollo de un modelo simulado de órtesis de tipo rodilla-pie con enfoque pediátrico integrado con un sistema de medición angular para la asistencia en rehabilitación de la marcha. [Art]. Universidad Autónoma de Bucaramanga, 2023.
- [10] C. Núñez Giracca, Artist, Ótesis de fibra de carbono basada en personas, proyectos, procesos y procedimientos. [Art]. Universidad Federal de Santa Catarina, 2021.
- [11] H. Ali, Z. Smagulov y T. Otepbergenov, «Análisis de elementos finitos de la órtesis de tobillo-pie impresa en 3D basada en CFRP,» *Procedia Computer Science*, vol. 179, pp. 55-62, 2021.
- [12] A. Morrás Ripa, Artist, Diseño de órtesis para deambulación en apoyo monopodal. [Art]. Universidad Pública de Navarra, 2020.
- [13] St. Jude Children's Research Hospital, «Ortesis de tobillo y pie (AFO),» St. Jude Children's Research Hospital, Tennessee, 2018.
- [14] SENADIS, «Ficha descriptiva de órtesis tobillo pie,» 2 Marzo 2018. [En línea]. Available: https://www.senadis.gob.cl/pag/567/1856/fichas_descriptivas_de_ayudas_tecnicas. [Último acceso: 20 Octubre 2023].
- [15] Ortoprono Blog, «Qué tipos de ortesis existen,» Ortoprono, 16 Febrero 2022. [En línea]. Available: <https://ortoprono.es/blog/ortopedia-tecnica/tipos-de-ortesis/>. [Último acceso: 22 Octubre 2023].
- [16] Rekovery Clinic, «PRÓTESIS Y ÓRTESIS: PREVENCIÓN Y TRATAMIENTO,» Rekovery Sports and Care, 25 Enero 2021. [En línea]. Available: <https://recoveryclinic.com/blog-de-fisioterapia/>. [Último acceso: 23 Octubre 2023].

- [17] M. Gaona, «Prótesis Y Órtesis: Prevención Y Tratamiento,» Movrehabilitacon, 4 Mayo 2021. [En línea]. [Último acceso: 22 Octubre 2023].
- [18] Mundo Dependencia, «Flexo Extensión,» Mundo Dependencia, 2020. [En línea]. Available: <https://mundodependencia.com/vida-diaria/ortopedia-tecnica/rodilla/flexo-extension/#:~:text=Rodillera%20con%20control%20de%20flexo,Rehabilitaci%C3%B3n%20postoperatoria%20y%20postoperatoria..> [Último acceso: 17 Mayo 2024].
- [19] A. Viladot Voegeli, «Biomecánica del tobillo y de la subastragalina,» de Artrodesis tibiotalar o tibiotocalcánea ¿cuándo y por qué?, Barcelona, Monografías de Actualización de la SEMCPT, 2022, pp. 9-15.
- [20] M. Moreno, «Definición y clasificación de la obesidad,» Revista Médica Clínica Las Condes, vol. 23, n° 2, pp. 125-128, 2012.
- [21] T. Zanin, «IMC: qué es, fórmula y tabla de resultados,» Tua saúde, Septiembre 2023. [En línea]. Available: <https://www.tuasaude.com/es/imc/>. [Último acceso: 6 Noviembre 2023].
- [22] A. Martín Noguerras, J. L. Calvo Arenillas, J. Orejuela Rodríguez, F. J. Barbero Iglesias y C. Sánchez Sanchez, «Fases de la marcha humana,» Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología, vol. 2, n° 1, pp. 44-49, 1999.
- [23] A. R. Martínez Alpízar, «Protesis transtibial para amputaciones congénitas en niños para el INR,» UNAM - Dirección General de Bibliotecas, Nezahualcóyotl, 2018.
- [24] A. Viladot Voegeli, «Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie,» Revista Española de Reumatología, vol. XXX, n° 9, pp. 469-477, 2003.
- [25] E. Camargo, L. Luengas y M. Balaguera, «Respuesta a carga de una prótesis transtibial con elementos infinitos durante el apoyo y balanceo,» Visión electrónica, vol. 6, n° 2, pp. 82-92, 2012.

- [26] O. Gonzáles Woge, C. O. Gonzáles Morán y A. López Chau, «Introducción al método del elemento finito: Solidworks y Matlab,» Ideas en ciencias de la ingeniería, vol. 1, nº 1, pp. 27-47, 2019.
- [27] J. T. Celigieta Lizarza, Método de los Elementos Finitos para Análisis Estructural, Guipúzcoa: Tecnun, 2008.
- [28] J. Cándido, «Cálculo estructural: El Método de los Elementos Finitos,» Eadic, 12 Abril 2017. [En línea]. Available: <https://eadic.com/blog/entrada/calculo-estructural-el-metodo-de-los-elementos-finitos/>. [Último acceso: 24 Mayo 2023].
- [29] L. Opitz, «Methodische Entwicklung und Anwendung eines 3D-Belastungsmesssystems an Orthesengelenken,» Universidad Técnica de Berlín, Berlín, 2018.
- [30] E. A. Ocaña Valenzuela, «Diseño y análisis de esfuerzos de prótesis transfemoral pasiva basada en mecanismo de cuatro barras,» CIATEQ, Villahermoso, 2018.
- [31] Iberisa, «Introducción al Análisis de Fatiga o Durabilidad,» Ibérica de Ingeniería, 2001. [En línea]. Available: <http://www.iberisa.com/soporte/fatiga/intro.htm#:~:text=El%20an%C3%A1lisis%20de%20fatiga%20estructural,conocidas%20como%20cargas%20de%20servicio..> [Último acceso: 25 Abril 2024].
- [32] Materiales Phemtycs, «Ensayo De Fatiga - Ciencia de los materiales,» Materiales Phemtycs, 27 Marzo 2022. [En línea]. Available: <https://materiales.phemtycs.com/ensayo-de-fatiga-de-los-materiales/>. [Último acceso: 25 Abril 2024].
- [33] M. C. Mora, «Criterio de resistencia a fatiga,» Mecapedia, 25 Julio 2022. [En línea]. Available: https://www.mecapedia.uji.es/pages/criterio_de_resistencia_a_fatiga.html. [Último acceso: 25 Abril 2024].
- [34] Colegio de Ingenieros Técnicos de Obras públicas, «Las estructuras y su clasificación,» Colegio de Ingenieros Técnicos de Obras públicas, 23 Diciembre 2021. [En línea]. Available: <https://ingenieros->

civiles.es/actualidad/actualidad/1/1075/ingenieria-civil-para-dummies-las-estructuras-y-su-clasificacion/. [Último acceso: 5 Octubre 2024].

- [35] M. González Ruiz, «CONDICIONES DE LAS ESTRUCTURAS,» Wix, 2024. [En línea]. Available: <https://tecnoeinfomgr.wixsite.com/tecnologia/condiciones-de-las-estructuras>. [Último acceso: 29 Septiembre 2024].
- [36] SkyCiv, «La importancia del análisis de pandeo,» SkyCiv Engineering, 21 Septiembre 2022. [En línea]. Available: <https://skyciv.com/es/education/the-importance-of-a-buckling-analysis/>. [Último acceso: 22 Junio 2023].
- [37] Prismacim, «¿Qué es el análisis de pandeo en estructuras?,» Prismacim, 26 Julio 2019. [En línea]. Available: <https://prismacim.com/analisis-pandeo-estructuras/#:~:text=PANDEO%20EN%20ESTRUCTURAS-%20BFQu%20es%20el%20an%C3%A1lisis%20de%20pandeo%20en%20estructuras%3F,compresi%C3%B3n%20o%20a%20un%20momento%20torsional..> [Último acceso: 22 Junio 2023].
- [38] AUTOFEM, «AUTOFEM,» AUTOFEM ANALYSIS, 2021. [En línea]. Available: https://autofem.com/help/es/buckling_analysis.html#:~:text=El%20m%C3%B3dulo%20de%20an%C3%A1lisis%20de,equilibrio%20correspondiente%20a%20la%20carga.. [Último acceso: 7 Octubre 2024].
- [39] SOLIDBI, «SOLIDWORKS. Qué es y para qué sirve,» SOLIDBI, [En línea]. Available: <https://solid-bi.es/solidworks/>. [Último acceso: 24 Mayo 2023].
- [40] Granta, «Granta Edupack Desing,» 2018. [En línea]. Available: https://www.grantadesign.com/download/pdf/edupack2018/overview_spa.pdf. [Último acceso: 6 Octubre 2024].
- [41] 3DCadPortal, «ANSYS,» 3DCadPortal, [En línea]. Available: <https://www.3dcadportal.com/ansys.html>. [Último acceso: 20 Abril 2023].
- [42] Arquinépolis, «ANSYS: Qué es, cómo funciona y precios,» Arquinépolis Arquitectura, Diseño y más, Diciembre 2014. [En línea]. Available:

<https://arquinetpolis.com/ingenieria-civil/ansys-como-funciona-y-precios/>.

[Último acceso: 24 Mayo 2023].

- [43] Giuseppe Miralisenna, «Método de los elementos finitos: ¿qué es?,» ESSS, 22 Enero 2016. [En línea]. Available: <https://www.esss.co/es/blog/metodo-de-los-elementos-finitos-que-es/>. [Último acceso: 24 Mayo 2023].
- [44] L. O. Perez Gonzáles, «Microsoft Excel: una herramienta para la investigación.,» MediSur, vol. IV, n° 3, pp. 68-71, 2006.
- [45] A. Sazo, «Diseño inicial de órtesis de inmovilización de tobillo,» Universidad Mariano Gálvez de Guatemala, Guatemala, 2023.
- [46] J. M. Cortés Barragán, «Biomecánica en las AFOS. AFO Podiátricas,» Revista Española de Podología, vol. XXIII, n° 5, pp. 184-194, 2012.
- [47] L. E. Contreras Bravo, J. A. Trisancho Ortiz y L. F. Vargas Tamayo, «Análisis Biomecánico de Marcha Humana a Través de Técnicas de Modelaje,» Entre Ciencia e Ingeniería, vol. 6, n° 12, pp. 29-35, 2012.
- [48] A. Arcila Cano, Artist, Evaluación de una órtesis pasiva tobillo-pie. [Art]. Universidad CES, 2010.
- [49] Ministerio de Salud, «SOBREPESO Y OBESIDAD EN LA POBLACIÓN PERUANA,» Instituto Nacional del Perú, Lima, 2023.
- [50] G. Llano, «Cada día hay más obesos en el país: diez regiones del país tienen mayor población con exceso de peso,» OJO, pp. 22-23, 21 Agosto 2022.
- [51] Observatorio Ceplan, «Incremento del sobrepeso y la obesidad,» Observatorio Ceplan, Septiembre 2022. [En línea]. Available: <https://observatorio.ceplan.gob.pe/ficha/t14>. [Último acceso: 15 Abril 2024].
- [52] Ministerio de Salud, «TABLA DE VALORACIÓN NUTRICIONAL ANTROPOMÉTRICA - VARONES (5 a 17 años),» Instituto Nacional de Salud, Lima, 2015.

- [53] Ministerio de Salud, «TABLA DE VALORACIÓN NUTRICIONAL ANTROPOMÉTRICA - MUJERES (5 a 17 años),» Instituto Nacional de Salud, Lima, 2015.
- [54] R. Avila-Chaurand, E. L. González-Muñoz y L. R. Prado-León, «Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana : México, Cuba, Colombia, Chile,» Universidad de Guadalajara, Guadalajara, 2007.
- [55] D. López Capapé, «Artrosis de tobillo,» Clínica CEMTRO, 2 Mayo 2022. [En línea]. Available: <https://doctorlopezcapape.com/cirugia-ortopedica/artrosis-de-tobillo>. [Último acceso: 10 Mayo 2023].
- [56] A. Delgado Gherzi, «Prótesis de tobillo. Una opción de tratamiento para la artrosis de esta articulación.,» DR ANDRES DELGADO Cirugía de pie y tobillo, 12 Octubre 2021. [En línea]. Available: <https://www.drandresdelgado.com/noticias/28/protesis-de-tobillo-una-opcion-de-tratamiento-para-la-artrosis-de-esta-articulacion-.html>. [Último acceso: 16 Mayo 2024].
- [57] S. Portugal, «Dispositivos terapéuticos y de ayuda,» Manual MSD, Agosto 2021. [En línea]. Available: <https://www.msmanuals.com/es-pe/professional/temas-especiales/rehabilitaci%C3%B3n/dispositivos-terap%C3%A9uticos-y-de-ayuda>. [Último acceso: 15 Mayo 2024].
- [58] G. Pahl, W. B. Beitz, J. Feldhusen y K. H. Grote, Engineering Design, Tercera ed., K. Wallace y L. Blessing, Edits., Londres: Springer, 2007.
- [59] Granta Design Limited, «CES EduPack software,» Granta Design Limited, 2009. [En línea]. Available: www.ansys.com/materials. [Último acceso: 20 Agosto 2024].
- [60] Ensinger, «PA - Poliamida,» Ensinger Plastics, 2024. [En línea]. Available: <https://www.ensingerplastics.com/es-br/semielaborados/plasticos-de-ingenieria/poliamida-pa>. [Último acceso: 14 Junio 2024].

- [61] Ensinger, «TECAMID 6 natural,» Ensinger Plastics, 2024. [En línea]. Available: <https://www.ensingerplastics.com/es-br/semielaborados/plastico/pa6-tecamid-6-natural>. [Último acceso: 29 Junio 2024].
- [62] Empirical Technologies, «ISO 10328,» Empirical Technologies, 2016. [En línea]. Available: <https://empiricaltech.com/iso-10328/>. [Último acceso: 5 Octubre 2024].

VIII. Anexos

8.1. Constancia de validación de expertos para encuesta

Figura 67: Constancia de validación de expertos

Juicio de expertos

Mediante la presente constancia reconozco que he participado en la validación de la encuesta presentada por el estudiante de pregrado Edgar André Andonaire Fernández de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la Universidad Santo Toribio de Mogrovejo en la tesis denominada “Diseño y simulación de una órtesis de tobillo y pie para reducir el desgaste de articulaciones en pacientes con obesidad” considerando que las preguntas propuestas en la encuesta son acordes con los objetivos de la tesis y por lo tanto la encuesta es válida para esta investigación.

Identificación del Experto:

Nombres y Apellidos:

DNI:

Título Universitario:

Cargo que desempeña:

Firma:

Fuente: Elaboración propia

8.2. Encuesta N° 001 para desarrollo de tesis

Figura 68: Encuesta N° 001 para desarrollo de tesis (Parte 1)

Estimado/a participante, se apreciaría su ayuda en la elaboración de una tesis realizada por Edgar André Andonaire Fernández, estudiante de la Facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, asesorado por el Dr. Alejandro Segundo Vera Lázaro. La tesis propone el diseño de una órtesis de tobillo y pie para reducir el desgaste de articulaciones en pacientes con obesidad. Si usted accede a participar en esta entrevista, deberá responder distintas preguntas sobre el tema propuesto. Se utilizarán datos personales como edad, peso y talla, los cuales serán publicados en la tesis y guardados por el investigador y su asesor hasta publicar la tesis. Después de esto, dicha información será eliminada. Dar su nombre en la encuesta es completamente voluntario, pues no se usará en la publicación de la tesis. Si hubiera alguna duda respecto a la investigación, puede realizar una consulta al correo electrónico: 73544639@usat.edu.pe o al número 959438483. También, si tiene alguna consulta con respecto a los aspectos éticos, puede comunicarse con dirección de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la universidad, al correo electrónico aquerevalu@usat.edu.pe.

¿Acepta realizar la encuesta?

- a. Sí
- b. No

Nombre y Apellidos (opcional):

Edad:

Talla:

Peso:

Fuente: Elaboración propia

Figura 69: Encuesta N° 001 para desarrollo de tesis (Parte 2)

- 1) ¿A qué se debe su condición actual?
 - a. Estrés
 - b. Ansiedad
 - c. Hereditario
 - d. Consumo excesivo de grasas saturadas

- 2) ¿La pandemia tuvo un impacto en su rutina de comer?
 - a. Sí
 - b. No

- 3) ¿Dónde siente mayor dolor cuando está de pie por un prolongado tiempo?
 - a. Piernas
 - b. Espalda
 - c. Caderas
 - d. Todas las anteriores

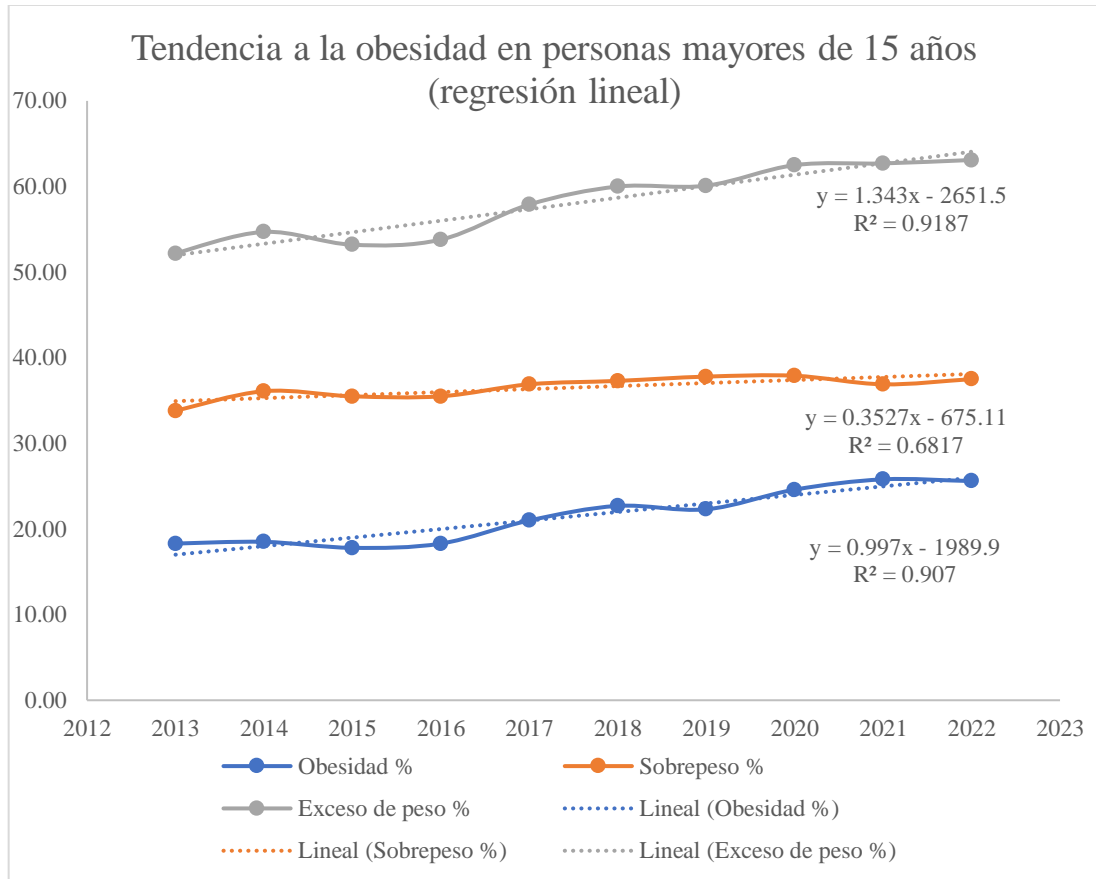
- 4) ¿Cuándo fue la última vez que realizó un proceso de dieta equilibrada?
 - a. Estoy en progreso de dieta
 - b. Recientemente (1 a 2 meses)
 - c. Hace no mucho (3 a 11 meses)
 - d. Hace mucho tiempo (1 a más años)
 - e. Nunca hice dieta

- 5) ¿Ha sido despedido o se le negó algún empleo por su condición?
 - a. Sí
 - b. No

- 6) ¿Utiliza alguna ortesis u otro dispositivo para sostenerse cuando camina?
 - a. Sí
 - b. No

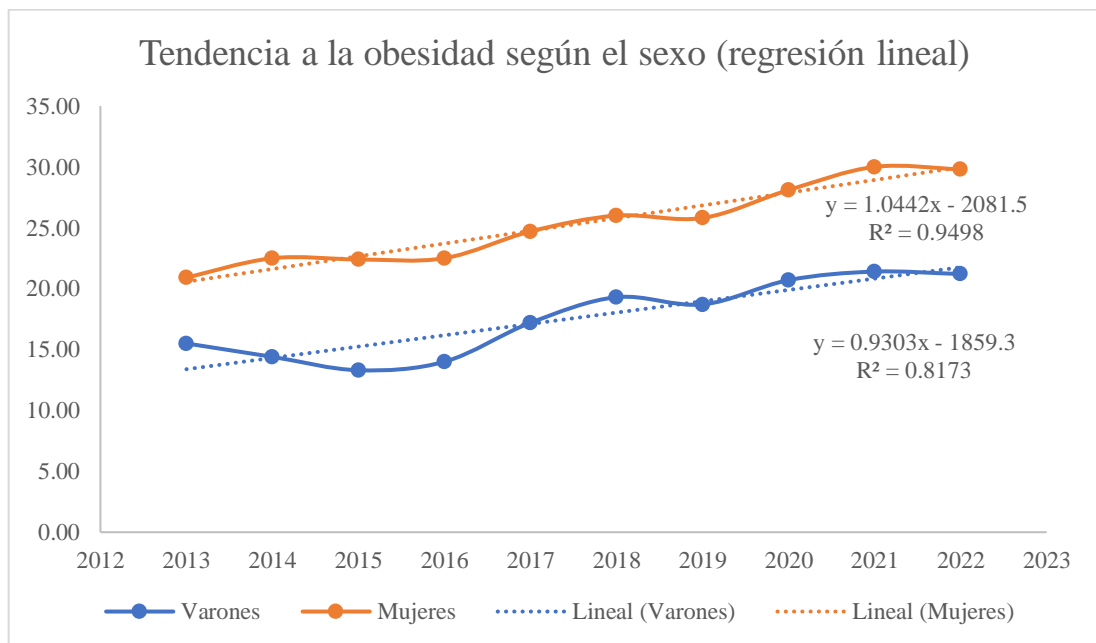
8.3. Curvas de proyección con regresión lineal

Figura 70: Tendencia a la obesidad en personas mayores a 15 años (regresión lineal)



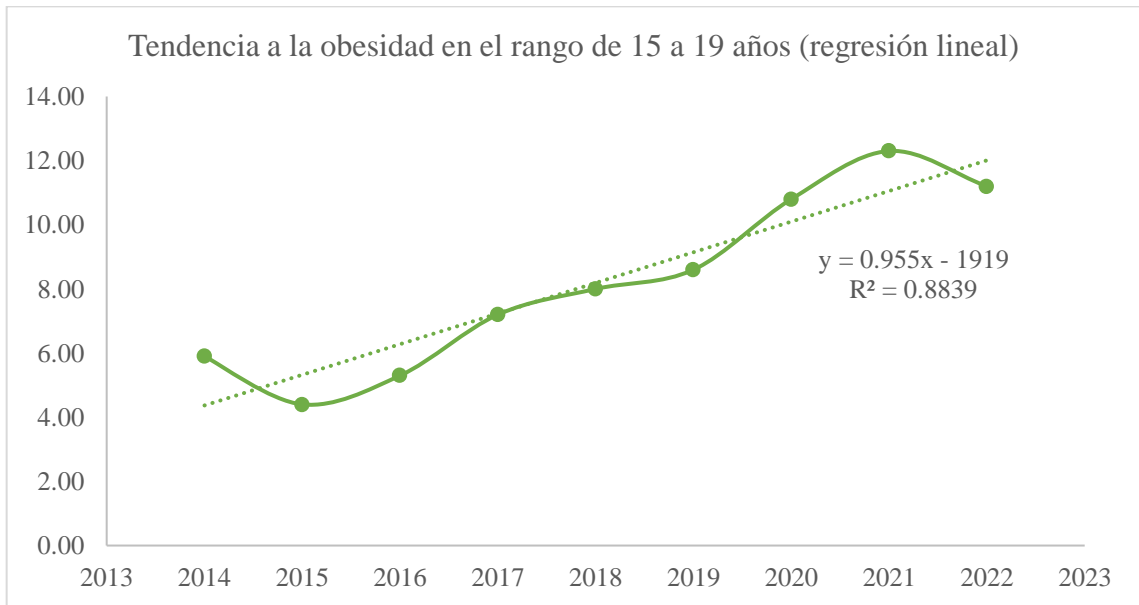
Fuente: Elaboración propia

Figura 71: Tendencia a la obesidad según el sexo (regresión lineal)



Fuente: Elaboración propia

Figura 72: Tendencia a la obesidad en personas entre 15 a 19 años (regresión lineal)



Fuente: Elaboración propia

8.4. Encuestas realizadas

Figura 73: Encuesta 001 (Persona 1)

Encuesta

Estimado/a participante, se agradecería su ayuda en la elaboración de una tesis realizada por Edgar André Andonairé Fernández, estudiante de la Facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, asesorado por el Dr. Alejandro Segundo Vera Lázaro. La tesis propone el diseño de una órtesis de tobillo y pie para reducir el desgaste de articulaciones en pacientes con obesidad. Si usted accede a participar en esta entrevista, deberá responder distintas preguntas sobre el tema propuesto. Se utilizarán datos personales como edad, peso y talla, los cuales serán publicados en la tesis y guardados por el investigador y su asesor hasta publicar la tesis. Después de esto, dicha información será eliminada. Dar su nombre en la encuesta es completamente voluntario, pues no se usará en la publicación de la tesis. Si hubiera alguna duda respecto a la investigación, puede realizar una consulta al correo electrónico: 73544639@ucsm.edu.pe o al número 959438483. También, si tiene alguna consulta con respecto a los aspectos éticos, puede comunicarse con dirección de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la universidad, al correo electrónico aguereval@ucsm.edu.pe.

¿Acepta realizar la encuesta?

a. Sí

b. No

Nombre y Apellidos (opcional): MORENO RAMÍREZ EDUARDO

Edad: 50

Talla: 1.69 m

Peso: 95 kg

IMC: 32

Fuente: Elaboración propia

Figura 74: Encuesta 001 (Persona 2)

Encuesta

Estimado/a participante, se agradecería su ayuda en la elaboración de una tesis realizada por Edgar André Andonairé Fernández, estudiante de la Facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, asesorado por el Dr. Alejandro Segundo Vera Lázaro. La tesis propone el diseño de una órtesis de tobillo y pie para reducir el desgaste de articulaciones en pacientes con obesidad. Si usted accede a participar en esta entrevista, deberá responder distintas preguntas sobre el tema propuesto. Se utilizarán datos personales como edad, peso y talla, los cuales serán publicados en la tesis y guardados por el investigador y su asesor hasta publicar la tesis. Después de esto, dicha información será eliminada. Dar su nombre en la encuesta es completamente voluntario, pues no se usará en la publicación de la tesis. Si hubiera alguna duda respecto a la investigación, puede realizar una consulta al correo electrónico: 73544639@ucsm.edu.pe o al número 959438483. También, si tiene alguna consulta con respecto a los aspectos éticos, puede comunicarse con dirección de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la universidad, al correo electrónico aguereval@ucsm.edu.pe.

¿Acepta realizar la encuesta?

a. Sí

b. No

Nombre y Apellidos (opcional): DÍAZ ALVARO ALVARO

Edad: 66

Talla: 1.60

Peso: 82 kg IMC: 32

Fuente: Elaboración propia

Figura 75: Encuesta 001 (Persona 3)

Encuesta

Estimado/a participante, se agradecería su ayuda en la elaboración de una tesis realizada por Edgar André Andonaire Fernández, estudiante de la Facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, asesorado por el Dr. Alejandro Segundo Vera Lázaro. La tesis propone el diseño de una órtesis de tobillo y pie para reducir el desgaste de articulaciones en pacientes con obesidad. Si usted accede a participar en esta entrevista, deberá responder distintas preguntas sobre el tema propuesto. Se utilizarán datos personales como edad, peso y talla, los cuales serán publicados en la tesis y guardados por el investigador y su asesor hasta publicar la tesis. Después de esto, dicha información será eliminada. Dar su nombre en la encuesta es completamente voluntario, pues no se usará en la publicación de la tesis. Si hubiera alguna duda respecto a la investigación, puede realizar una consulta al correo electrónico: 73544639@usat.edu.pe o al número 959438483. También, si tiene alguna consulta con respecto a los aspectos éticos, puede comunicarse con dirección de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la universidad, al correo electrónico aquerevalo@usat.edu.pe.

¿Acepta realizar la encuesta?

a. Sí
 b. No

Nombre y Apellidos (opcional): *GUINONES FERNANDEZ LEO*

Edad: *38*

Talla: *1.55 mt*

Peso: *83 kg*
I.M.C.: 34.6

Fuente: Elaboración propia

Figura 77: Encuesta 001 (Persona 5)

Encuesta

Estimado/a participante, se agradecería su ayuda en la elaboración de una tesis realizada por Edgar André Andonaire Fernández, estudiante de la Facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, asesorado por el Dr. Alejandro Segundo Vera Lázaro. La tesis propone el diseño de una órtesis de tobillo y pie para reducir el desgaste de articulaciones en pacientes con obesidad. Si usted accede a participar en esta entrevista, deberá responder distintas preguntas sobre el tema propuesto. Se utilizarán datos personales como edad, peso y talla, los cuales serán publicados en la tesis y guardados por el investigador y su asesor hasta publicar la tesis. Después de esto, dicha información será eliminada. Dar su nombre en la encuesta es completamente voluntario, pues no se usará en la publicación de la tesis. Si hubiera alguna duda respecto a la investigación, puede realizar una consulta al correo electrónico: 73544639@usat.edu.pe o al número 959438483. También, si tiene alguna consulta con respecto a los aspectos éticos, puede comunicarse con dirección de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la universidad, al correo electrónico aquerevalo@usat.edu.pe.

¿Acepta realizar la encuesta?

a. Sí
 b. No

Nombre y Apellidos (opcional): *RAMOS MONTAÑO VICTOR*

Edad: *63*

Talla: *1.85*

Peso: *86 kg*
I.M.C.: 31.58

Fuente: Elaboración propia

Figura 76: Encuesta 001 (Persona 4)

Encuesta

Estimado/a participante, se agradecería su ayuda en la elaboración de una tesis realizada por Edgar André Andonaire Fernández, estudiante de la Facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, asesorado por el Dr. Alejandro Segundo Vera Lázaro. La tesis propone el diseño de una órtesis de tobillo y pie para reducir el desgaste de articulaciones en pacientes con obesidad. Si usted accede a participar en esta entrevista, deberá responder distintas preguntas sobre el tema propuesto. Se utilizarán datos personales como edad, peso y talla, los cuales serán publicados en la tesis y guardados por el investigador y su asesor hasta publicar la tesis. Después de esto, dicha información será eliminada. Dar su nombre en la encuesta es completamente voluntario, pues no se usará en la publicación de la tesis. Si hubiera alguna duda respecto a la investigación, puede realizar una consulta al correo electrónico: 73544639@usat.edu.pe o al número 959438483. También, si tiene alguna consulta con respecto a los aspectos éticos, puede comunicarse con dirección de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la universidad, al correo electrónico aquerevalo@usat.edu.pe.

¿Acepta realizar la encuesta?

a. Sí
 b. No

Nombre y Apellidos (opcional): *MANRIQUE GHAFLORUS ZULETA*

Edad: *54*

Talla: *1.58 mt*

Peso: *78.1 kg*
I.M.C.: 35.02

Fuente: Elaboración propia

Figura 78: Encuesta 001 (Persona 6)

Encuesta

Estimado/a participante, se agradecería su ayuda en la elaboración de una tesis realizada por Edgar André Andonaire Fernández, estudiante de la Facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, asesorado por el Dr. Alejandro Segundo Vera Lázaro. La tesis propone el diseño de una órtesis de tobillo y pie para reducir el desgaste de articulaciones en pacientes con obesidad. Si usted accede a participar en esta entrevista, deberá responder distintas preguntas sobre el tema propuesto. Se utilizarán datos personales como edad, peso y talla, los cuales serán publicados en la tesis y guardados por el investigador y su asesor hasta publicar la tesis. Después de esto, dicha información será eliminada. Dar su nombre en la encuesta es completamente voluntario, pues no se usará en la publicación de la tesis. Si hubiera alguna duda respecto a la investigación, puede realizar una consulta al correo electrónico: 73544639@usat.edu.pe o al número 959438483. También, si tiene alguna consulta con respecto a los aspectos éticos, puede comunicarse con dirección de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la universidad, al correo electrónico aquerevalo@usat.edu.pe.

¿Acepta realizar la encuesta?

a. Sí
 b. No

Nombre y Apellidos (opcional): *RAMOS REBOLLOS JOEL*

Edad: *66*

Talla: *1.65*

Peso: *92 kg*
I.M.C.: 33.4

Fuente: Elaboración propia

Figura 79: Encuesta 001 (Persona 7)

Encuesta

Estimado/a participante, se agradecería su ayuda en la elaboración de una tesis realizada por Edgar André Andonaire Fernández, estudiante de la Facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, asesorado por el Dr. Alejandro Segundo Vera Lázaro. La tesis propone el diseño de una órtesis de tobillo y pie para reducir el desgaste de articulaciones en pacientes con obesidad. Si usted accede a participar en esta entrevista, deberá responder distintas preguntas sobre el tema propuesto. Se utilizarán datos personales como edad, peso y talla, los cuales serán publicados en la tesis y guardados por el investigador y su asesor hasta publicar la tesis. Después de esto, dicha información será eliminada. Dar su nombre en la encuesta es completamente voluntario, pues no se usará en la publicación de la tesis. Si hubiera alguna duda respecto a la investigación, puede realizar una consulta al correo electrónico: 7544639@ucsl.edu.pe o al número 959438483. También, si tiene alguna consulta con respecto a los aspectos éticos, puede comunicarse con dirección de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la universidad, al correo electrónico asesores@ucsl.edu.pe.

¿Acepta realizar la encuesta?

a. Sí
b. No

Nombre y Apellidos (opcional): *CHARLOLVE CAROLINA MORALES*

Edad: *36*

Talla: *1.62*

Peso: *161 kg*
IMC = 31.43

Fuente: Elaboración propia

Figura 81: Encuesta 001 (Persona 9)

Encuesta

Estimado/a participante, se agradecería su ayuda en la elaboración de una tesis realizada por Edgar André Andonaire Fernández, estudiante de la Facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, asesorado por el Dr. Alejandro Segundo Vera Lázaro. La tesis propone el diseño de una órtesis de tobillo y pie para reducir el desgaste de articulaciones en pacientes con obesidad. Si usted accede a participar en esta entrevista, deberá responder distintas preguntas sobre el tema propuesto. Se utilizarán datos personales como edad, peso y talla, los cuales serán publicados en la tesis y guardados por el investigador y su asesor hasta publicar la tesis. Después de esto, dicha información será eliminada. Dar su nombre en la encuesta es completamente voluntario, pues no se usará en la publicación de la tesis. Si hubiera alguna duda respecto a la investigación, puede realizar una consulta al correo electrónico: 7544639@ucsl.edu.pe o al número 959438483. También, si tiene alguna consulta con respecto a los aspectos éticos, puede comunicarse con dirección de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la universidad, al correo electrónico asesores@ucsl.edu.pe.

¿Acepta realizar la encuesta?

a. Sí
b. No

Nombre y Apellidos (opcional): *CHARLOLVE CAROLINA FEUSTINA*

Edad: *52*

Talla: *1.51 m*

Peso: *76 kg*
IMC = 32.3

Fuente: Elaboración propia

Figura 80: Encuesta 001 (Persona 8)

Encuesta

Estimado/a participante, se agradecería su ayuda en la elaboración de una tesis realizada por Edgar André Andonaire Fernández, estudiante de la Facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, asesorado por el Dr. Alejandro Segundo Vera Lázaro. La tesis propone el diseño de una órtesis de tobillo y pie para reducir el desgaste de articulaciones en pacientes con obesidad. Si usted accede a participar en esta entrevista, deberá responder distintas preguntas sobre el tema propuesto. Se utilizarán datos personales como edad, peso y talla, los cuales serán publicados en la tesis y guardados por el investigador y su asesor hasta publicar la tesis. Después de esto, dicha información será eliminada. Dar su nombre en la encuesta es completamente voluntario, pues no se usará en la publicación de la tesis. Si hubiera alguna duda respecto a la investigación, puede realizar una consulta al correo electrónico: 7544639@ucsl.edu.pe o al número 959438483. También, si tiene alguna consulta con respecto a los aspectos éticos, puede comunicarse con dirección de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la universidad, al correo electrónico asesores@ucsl.edu.pe.

¿Acepta realizar la encuesta?

a. Sí
b. No

Nombre y Apellidos (opcional):
VICTOR MORALES ROMERO

Edad: *27 años*

Talla: *1.67*

Peso: *92 kg*
IMC = 34.2 kg/m²

Fuente: Elaboración propia

Figura 82: Encuesta 001 (Persona 10)

Encuesta

Estimado/a participante, se agradecería su ayuda en la elaboración de una tesis realizada por Edgar André Andonaire Fernández, estudiante de la Facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, asesorado por el Dr. Alejandro Segundo Vera Lázaro. La tesis propone el diseño de una órtesis de tobillo y pie para reducir el desgaste de articulaciones en pacientes con obesidad. Si usted accede a participar en esta entrevista, deberá responder distintas preguntas sobre el tema propuesto. Se utilizarán datos personales como edad, peso y talla, los cuales serán publicados en la tesis y guardados por el investigador y su asesor hasta publicar la tesis. Después de esto, dicha información será eliminada. Dar su nombre en la encuesta es completamente voluntario, pues no se usará en la publicación de la tesis. Si hubiera alguna duda respecto a la investigación, puede realizar una consulta al correo electrónico: 7544639@ucsl.edu.pe o al número 959438483. También, si tiene alguna consulta con respecto a los aspectos éticos, puede comunicarse con dirección de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la universidad, al correo electrónico asesores@ucsl.edu.pe.

¿Acepta realizar la encuesta?

a. Sí
b. No

Nombre y Apellidos (opcional):
PEREZ HILARIO AGUIRRE

Edad: *54 años*

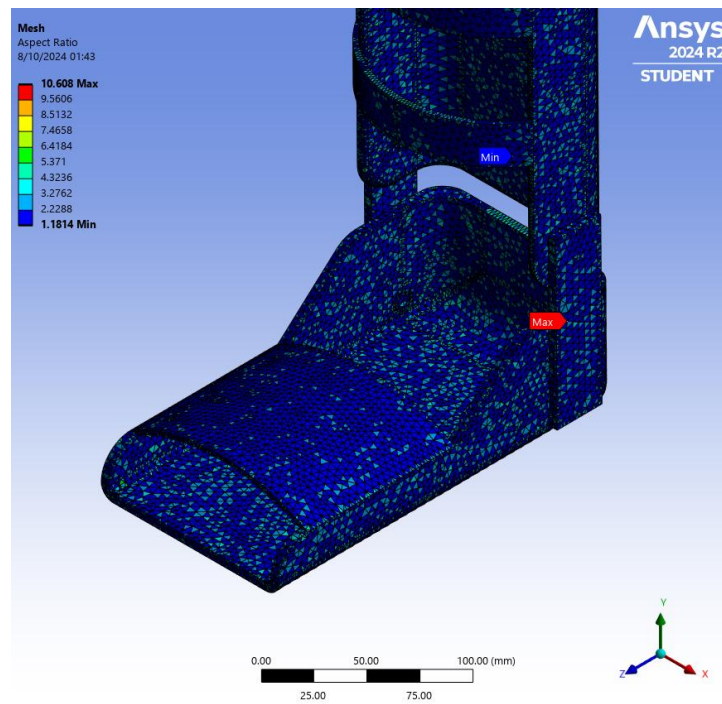
Talla: *1.47*

Peso: *68.5 kg*
IMC = 31.69

Fuente: Elaboración propia

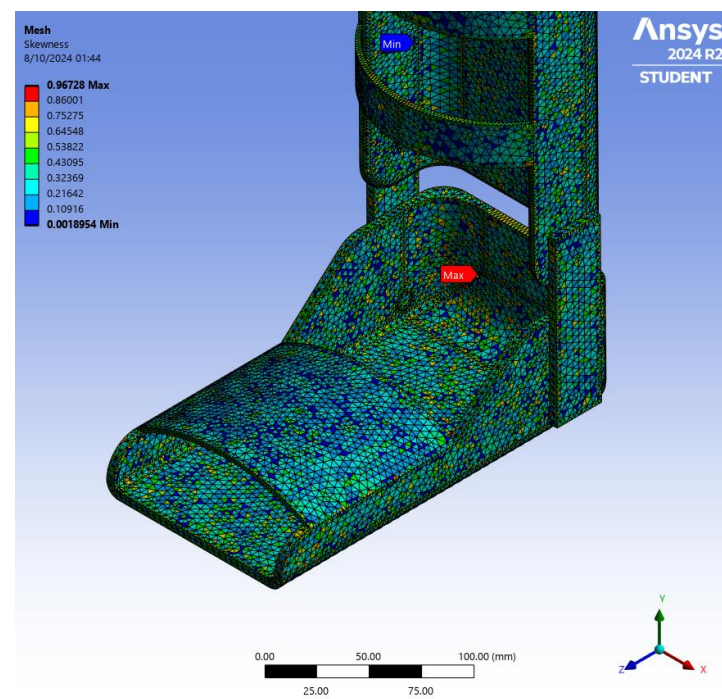
8.5. Simulaciones

Figura 83: Aspect Ratio



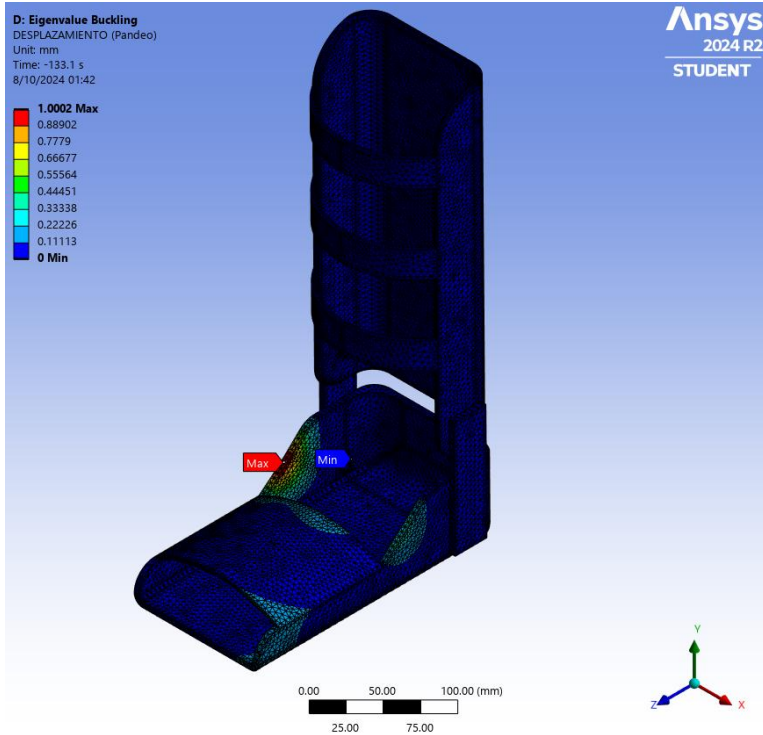
Fuente: Elaboración propia

Figura 84: Skewness



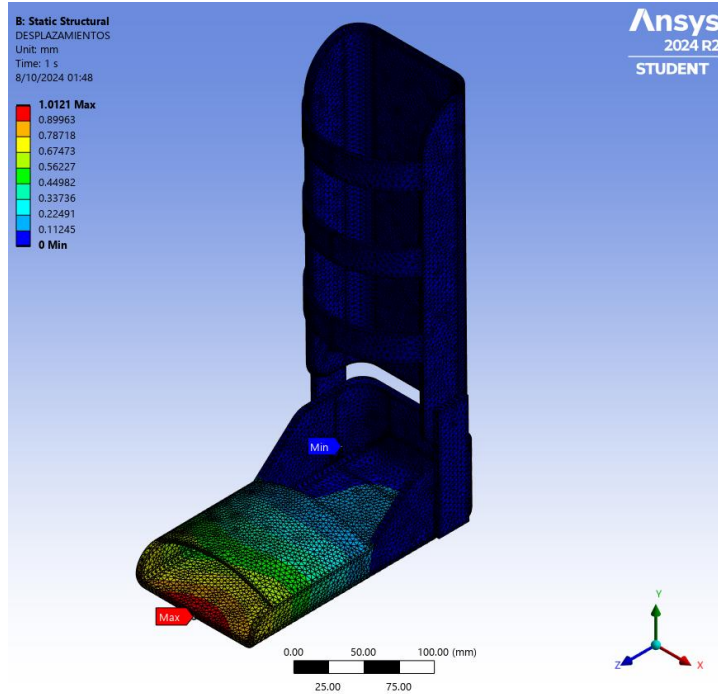
Fuente: Elaboración propia

Figura 85: Factor de carga y desplazamientos por pandeo del primer análisis



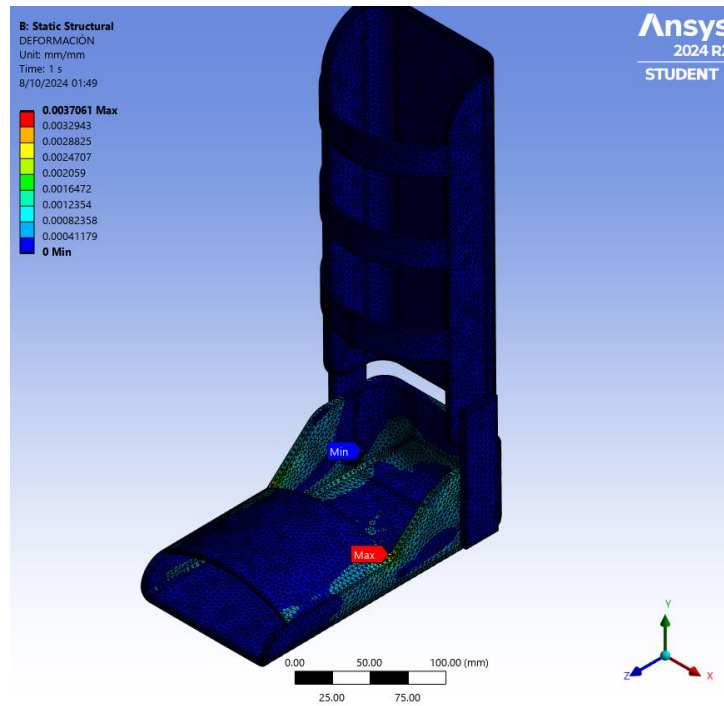
Fuente: Elaboración propia

Figura 86: Desplazamientos del análisis estático con una fuerza de 4209,4 N



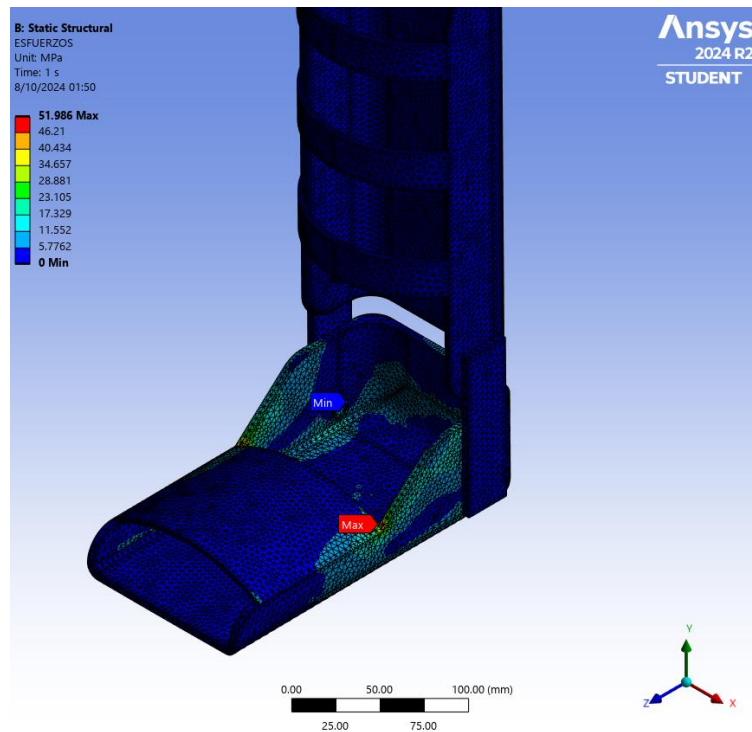
Fuente: Elaboración propia

Figura 87: Deformaciones del análisis estático con una fuerza de 4209,4 N



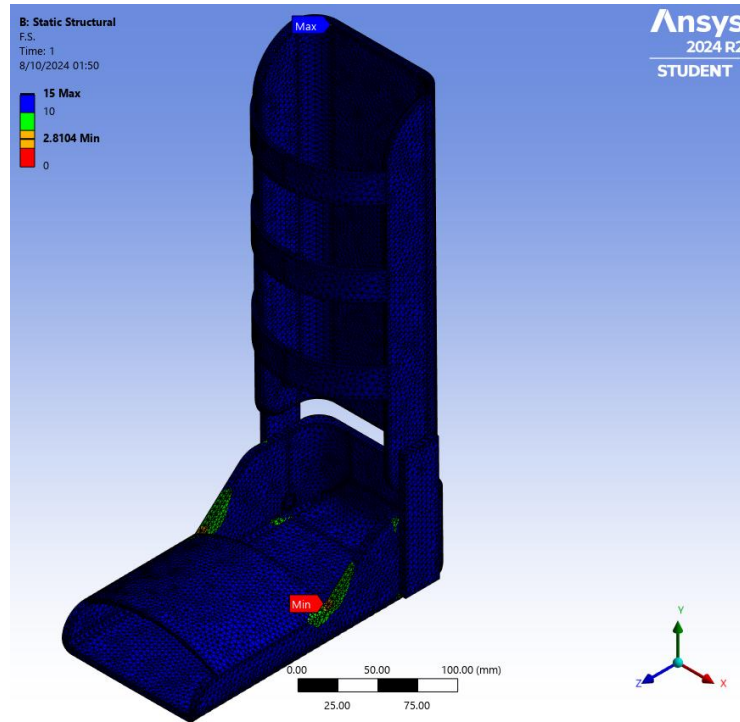
Fuente: Elaboración propia

Figura 88: Esfuerzos del análisis estático con una fuerza de 4209,4 N



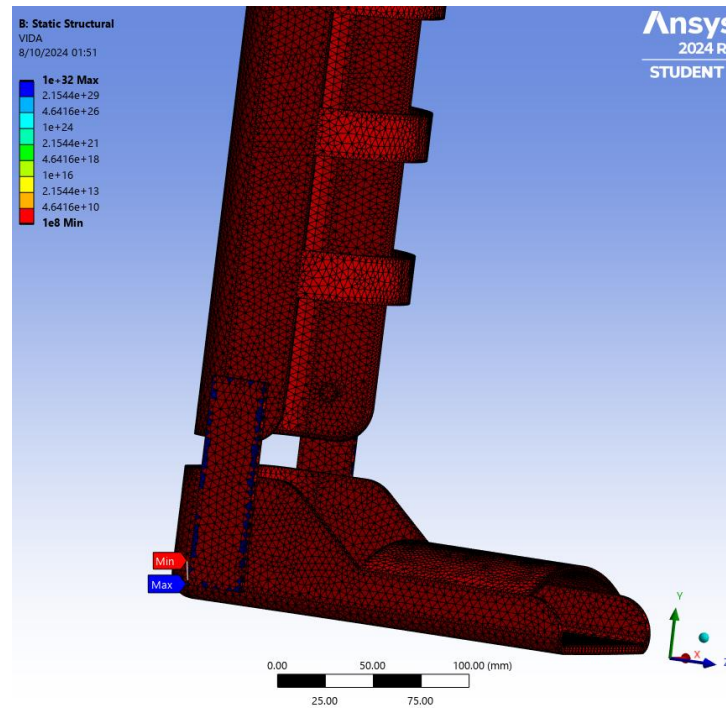
Fuente: Elaboración propia

Figura 89: Factor de seguridad del análisis estático con una fuerza de 4209,4 N



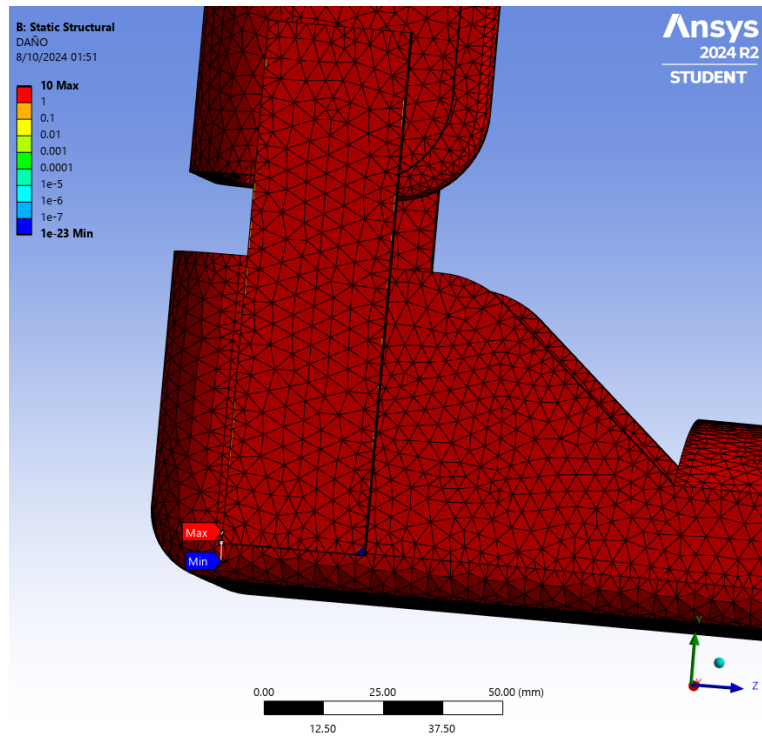
Fuente: Elaboración propia

Figura 90: Vida del análisis de fatiga con una fuerza de 4209,4 N



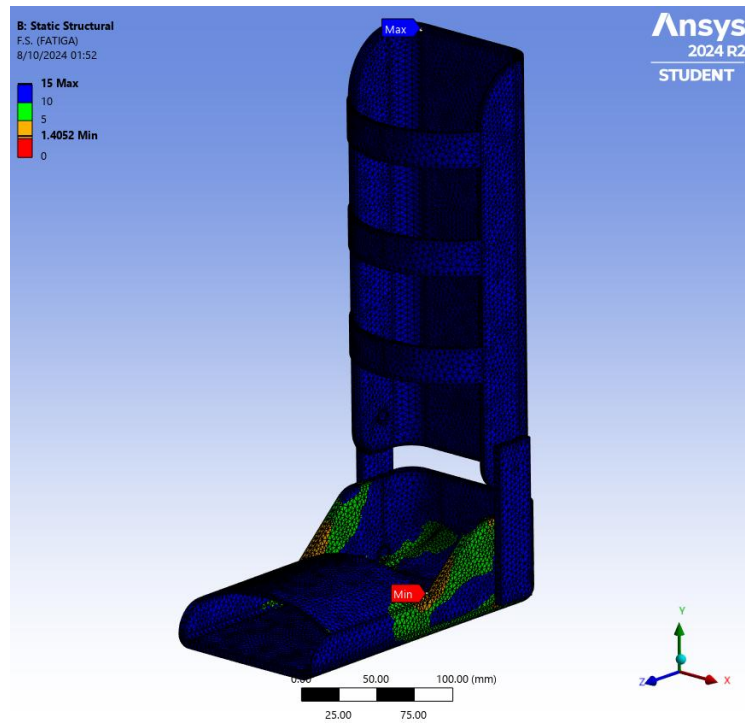
Fuente: Elaboración propia

Figura 91: Daño del análisis de fatiga con una fuerza de 4209,4 N



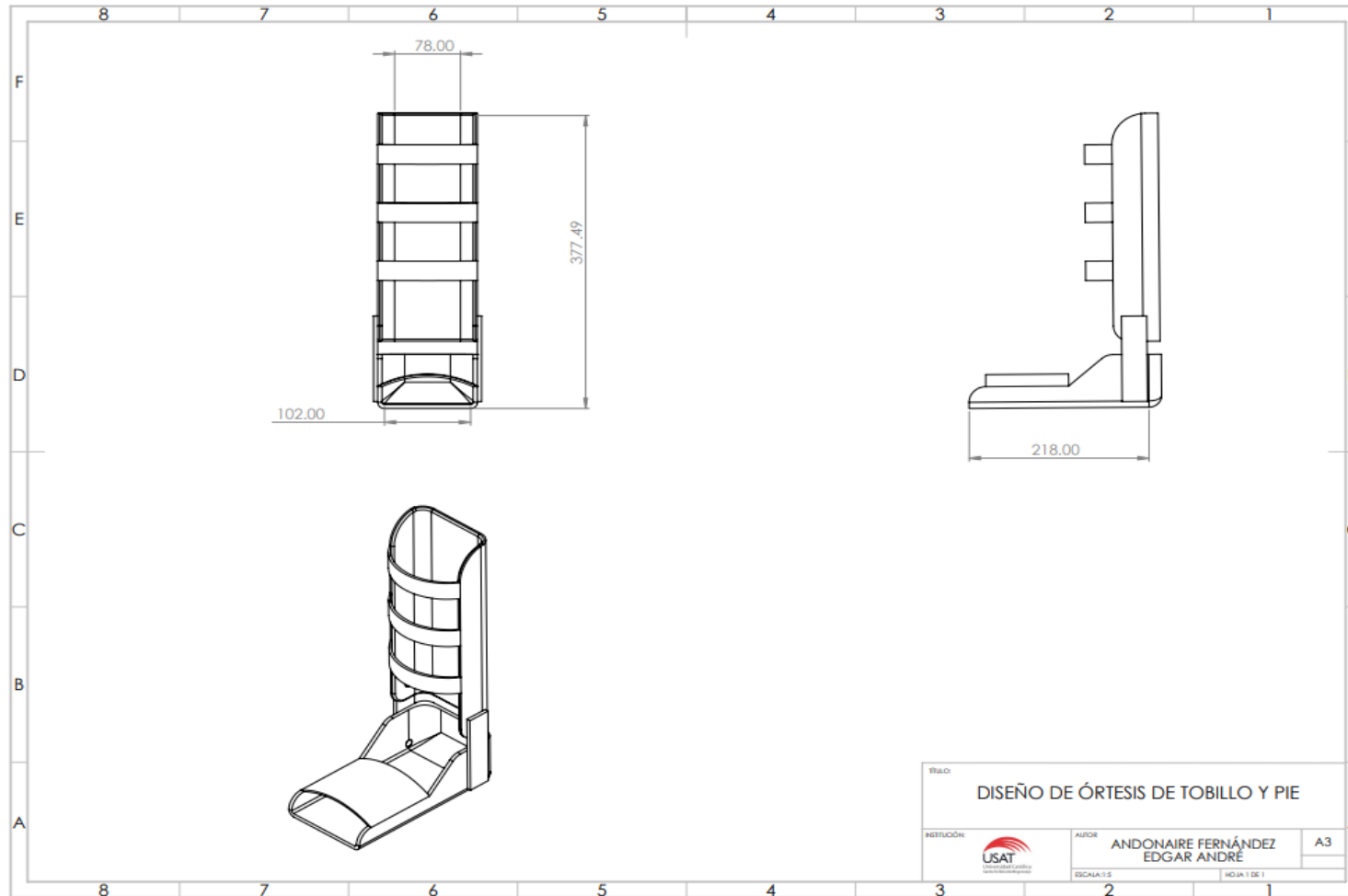
Fuente: Elaboración propia

Figura 92: Factor de seguridad del análisis de fatiga con una fuerza de 4209,4 N



Fuente: Elaboración propia

Figura 93: Plano del diseño de la órtesis de tobillo y pie



Fuente: Elaboración propia