UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA

SANTIAGO-CHILE

DISEÑO Y ANÁLISIS DE UN SISTEMA EXOESQUELÉTICO PARA APOYO TÉCNICO

Gabriel Ignacio García Picasso

MEMORIA DE TITULACIÓN PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

Profesor guía: Dr. Ing. Joaquín Mura Mardones

Profesora correferente: Dr. Ing. Sheila Lascano Farak

Agradecimientos

A mis padres, Cesar García y María Paz Picasso, por el constante apoyo que me han brindado durante este largo proceso, por creer en mí y estar presentes para levantarme el ánimo siempre que las cosas se han puesto difíciles y la motivación a estado baja.

A mis hermanos, Cristóbal y Valentina García, por inspirarme a ser mejor cada día y motivarme para terminar este trabajo.

A mis amigos, Matías, Christopher y Sebastián, por las risas, bromas y buenos momentos, por alegrarme el día y apoyarme siempre.

A mi profesor guía y profesora correferente, Joaquín Mura y Sheila Lascano respectivamente, por su buena voluntad y apoyo, por tomarse el tiempo de escucharme y guiarme en el desarrollo de este trabajo.

A todos los que me ayudaron de una u otra forma en mi desarrollo como persona y profesional.

Dedicatoria

Dedicado a mis padres, quienes hicieron posible gracias a su inmenso sacrificio y esfuerzo que nunca me faltara nada y tuviera una excelente educación básica, media y superior, gracias a su apoyo incondicional.

Resumen

Usando la metodología de diseño de Morris Asimow, se generó un diseño conceptual de un sistema exoesquelético orientado a reducir la probabilidad de caída en adultos mayores que pueden caminar de forma normal, pero que por su edad se encuentran en un alto riesgo de sufrir caídas, las que podrían llegar a generar lesiones de un impacto significativo.

El sistema exoesquelético diseñado consiste en un equipo ligero y ergonómico que se acopla al usuario en la cintura y parte superior de las rodillas. Utilizando sensores y un sistema de control basado en la posición del usuario, éste equipo monitorea permanentemente el movimiento del usuario mientras camina, y cuando detecta un patrón de movimiento que se aleja demasiado de lo esperado, se interpreta como un resbalón o tropiezo y se activan los actuadores para asistir al usuario en la recuperación del equilibrio, evitando así que una caída ocurra. Los actuadores consisten en dos motores eléctricos de corriente continua ubicados a la altura de la cadera del usuario. Para alimentar a los actuadores, sensores y sistema de control, se utiliza una batería de ion de litio ubicada a la altura de la espalda del usuario.

Adicionalmente, se seleccionó uno de los eslabones del sistema exoesquelético diseñado para aplicar una optimización topológica sobre este, la que consistió en rediseñar el eslabón, buscando reducir al máximo la masa de la pieza, al mismo tiempo que se mantiene al máximo la rigidez de esta misma, optimizando así el uso de materiales utilizados y haciendo más ligero al equipo, lo que es fundamental para que su uso sea agradable y efectivo para el usuario. Como resultado se logró reducir la masa de la pieza optimizada en un 49%, mientras que la deformación máxima aumento en un 255%.

Abstract

Using Morris Asimow's design methodology, a conceptual design of an exoskeleton system was generated aimed at reducing the probability of falling in older adults who can walk normally, but who are at high risk of falling due to their age. This falls could lead to significant impact injuries.

The designed exoskeletal system consists of lightweight, ergonomic equipment that attaches to the user at the waist and upper knees. Using sensors and a control system based on the user's position, this equipment permanently monitors user movements during the gait, and when it detects a movement pattern that is too far from expected, it is interpreted as a slip or trip and the actuators are activated to assist the user in regaining balance, thus preventing a fall from occurring. The actuators consist of two DC electric motors located at the user's hip height. To power the actuators, sensors and control system, a lithium ion battery located at the height of the user's back is used.

Additionally, one of the links of the designed exoskeletal system was selected to apply a topological optimization on it, which consisted of redesigning the link, seeking to reduce the mass of the piece as much as possible, while maintaining its stiffness as much as possible, optimizing the use of materials used and making the equipment lighter, which is essential for its use to be pleasant and effective for the user. As a result, the mass of the optimized part was reduced by 49%, while the maximum deformation increased by 255%.

Glosario

- Acelerómetro: Dispositivo que mide la aceleración lineal y angular de un sistema al detectar sus vibraciones.

- Actuador: Componente capaz de transformar energía hidráulica, neumática o eléctrica para la activación de un proceso.

- Biomecánica: Disciplina que estudia cómo y por qué el cuerpo humano se mueve de la forma que lo hace.

- Caídas accidentales: Venir a dar en el suelo u otro nivel más bajo de forma no intencionada, no considerándose así caer contra el mobiliario, paredes u otras estructuras.

- Densidad energética: Es la relación entre la cantidad de energía que se puede acumular y el volumen o masa necesarios para acumular esa energía.

- Exoesqueléto: mecanismo estructural externo acoplado a la persona y cuyas junturas y eslabones corresponden a las de la parte del cuerpo humano que emula.

- Exoesqueléto suave: Exoesqueléto con eslabones flexibles y elásticos.

- Freno regenerativo: Dispositivo que permite reducir la velocidad de un vehículo transformando parte de su energía cinética en energía eléctrica.

- Grados de libertad: Cantidad de movimientos independientes en un sistema o componente.

- Locomoción humana: Serie de movimientos alternativos en los cuales las piernas deben cumplir la función de soportar el cuerpo y trasladarlo.

Índice

Agradecimientos III
Dedicatoria IV
Resumen V
Abstract VI
Glosario VII
Índice VIII
Lista de figuras XI
Lista de tablas XV
Introducción XVI
Objetivos Generales y específicos XVII
Objetivos Específicos XVII
1. Estado del arte 1
1.1. Biomecánica de la marcha humana 1
1.2. Exoesquelétos existentes en el mercado y sus aplicaciones 2
1.2.1. SuitX 3
1.2.2. ATOUN 3
1.2.3. CYBERDYNE 4
1.3. Componentes presentes en sistemas exoesqueléticos 4
1.3.1. Actuadores 4
1.3.2. Sensores 5
1.3.3. Energía 5
1.3.4. Materiales 6
1.3.5. Estrategias de control 6
1.4. Dimensión del fémur humano 6
2. Marco teórico 8
2.1. Optimización topológica 8
3. Metodología de diseño 10
3.1. Diseño Conceptual 10
3.1.1. Identificación de las necesidades del cliente: 10
3.1.2. Definición del problema: 10
3.1.3. Recopilación de información: 10

3.1.4. Generación de conceptos: ... 11
3.1.5. Selección de concepto: ... 11
4. Diseño conceptual ... 12
4.1. Problema general ... 12
4.2. Definición del problema ... 12
4.2.1. Lista de atributos ... 13
4.2.2. Objetivos, funciones y restricciones ... 14
4.2.3. Clasificación de objetivos ... 15
4.2.4. Jerarquización de objetivos. ... 15
4.2.5. Árbol jerárquico de objetivos ... 17
4.2.6. Lista de objetivos jerarquizada con pesos ponderados ... 17
4.3. Análisis funcional ... 18
4.3.1. Árbol de funciones ... 19
4.3.2. Modelo de caja negra ... 20
4.3.3. Modelo de caja transparente ... 21
4.3.4. Benchmarking ... 23
4.3.5. Lista de requerimientos ... 24
4.3.6. Matriz de Objetivos-Métricas ... 26
4.3.7. Despliegue de la función de calidad ... 26
4.4. Generación de conceptos ... 29
4.4.1. Patentes ... 29
4.4.2. Carta morfológica ... 32
4.4.3. Brainstorming ... 34
4.4.4. Generación de conceptos ... 34
4.5. Selección de concepto ... 40
4.5.1. Metodología de pesos ponderados ... 40
5. Optimización topológica ... 45
5.1. Introducción ... 45
5.2. Desarrollo ... 45
5.2.1. Selección de material ... 46
5.2.2. Compatibilidad con software “ANSYS” ... 46
5.2.3. Mallado de geometría ... 46
5.2.4. Condiciones de frontera ... 47
5.2.5. Resultado de análisis estructural estático ... 47
5.2.6. Optimización Topológica ... 48

5.2.7. Proceso de rediseño 51
5.2.8. Selección de piezas 51
5.2.9. Rediseño de piezas optimizadas 63
5.3. Análisis cuantitativo 73
Conclusiones 75
Referencias 77
Anexos 79
A. Pesos ponderados 79
B. Cálculos 81
C. Optimización topológica 84

Lista de figuras

Figure 1-1. Dimensiones temporales del ciclo de marcha. Ilustración extraída de la enciclopedia de ciencias forenses. 2
Figure 1-2. Exoesquelétos de aplicación industrial para asistir los esfuerzos, en la espalda en b), piernas en c), hombros en d) y la combinación de los 3 en a). 3
Figure 1-3. Distintos modelos de exoesquelétos para asistir los movimientos de levantamiento y descenso de cargas. 3
Figure 1-4. Exoesquelétos a) y c) de carácter industrial y asistencia de cuidado respectivamente, para reducir los esfuerzos en espalda baja (zona lumbar). Exoesqueléto b) es para asistir a personas con impedimento físico y ejercer una energía motora más grande de lo habitual. 4
Figure 2-1 Categorías de optimización estructural: Optimización paramétrica (a), Optimización de forma (b), Optimización topológica (c). 8
Figure 4-1. Árbol jerárquico de objetivos. 17
Figure 4-2. Árbol de funciones y subfunciones. 19
Figure 4-3. Modelo de caja negra. Las líneas rojas representan las variables de entrada (INPUTS) mientras que las azules representan las variables de salida (OUTPUTS). Las líneas continuas representan flujo de energía mientras que las líneas segmentadas representan flujo de información. 20
Figure 4-4. Modelo de caja transparente. Las líneas rojas representan las variables de entrada (INPUTS) mientras que las azules representan las variables de salida (OUTPUTS). Las líneas continuas representan flujo de energía mientras que las líneas segmentadas representan flujo de información. 22
Figure 4-5. Cuando existe alguna relación entre un requerimiento y un objetivo de diseño, la casilla se rellena con un punto negro. 26
Figure 4-6: Diagrama de la “casa de la calidad”. 27
Figure 4-7. Diagrama “Brainstorming” para el diseño de un sistema exoesquelético de tren inferior orientado a reducir la probabilidad de caída en adultos mayores. 34
Figure 4-8. Vistas isométricas y desde abajo de concepto 1. 35
Figure 4-9: Vistas maniquí usando concepto 1. 36
Figure 4-10. Vistas isométricas de Concepto 2. 37
Figure 4-11: Vistas maniquí usando concepto 2. 38
Figure 4-12. Vistas isométricas de concepto 3. 39
Figure 4-13: Vistas maniquí usando concepto 3. 39
Figure 4-14. Dimensiones generales concepto 3. 41
Figure 4-15. Vista explosiva de concepto 3. 42
Figure 5-1. Mallado generado sobre EPI. Cumple la función de discretizar el dominio en elementos finitos. 46
Figure 5-2. El área de color azul corresponde a la región donde se ubican los soportes cilíndricos, mientras que el área de color rojo corresponde a la región donde se aplica la fuerza externa a la que está sometido el eslabón. 47
Figure 5-3. Esfuerzo equivalente de Von Mises en todos los nodos del mallado como resultado de las condiciones de frontera. Las etiquetas azul y rojo muestran los puntos donde el esfuerzo es mínimo y máximo respectivamente. 48
Figure 5-4. Regiones de optimización. El área en rojo es la región excluida mientras que el área azul es la región designada para la OT. 49
Figure 5-5. Vista 1 OT del eslabón con retención de masa del 60% del cuerpo original. 49
Figure 5-6. Vista 2 OT del eslabón con retención de masa del 60% del cuerpo original. 50

FIGURE 5-7. GRÁFICO DE CONVERGENCIA DEL ALGORITMO DE OPTIMIZACIÓN. LA MASA CONVERGE RAPIDAMENTE AL 60% DESEADO, MIENTRAS QUE LA CONVERGENCIA DE LA DISTRIBUCIÓN DE LA MASA QUE PROPORCIONE LA MAXIMA RIGIDES REQUIERE DE ALREDEDOR DE 20 ITERACIONES. 50
FIGURE 5-8. DISEÑO N°6 ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA, VISTA 1. 52
FIGURE 5-9. DISEÑO N°6 ESLABON PIERNA IZQUIERDA, VISTA 2 52
FIGURE 5-10. DISEÑO N°6 ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA, VISTA 3. 52
FIGURE 5-11. DISEÑO N°6 ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA, VISTA 4. 52
FIGURE 5-12. MALLADO GENERADO SOBRE EL DISEÑO N°6 DEL ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. CUMPLE LA FUNCIÓN DE DISCRETIZAR EL DOMINIO EN ELEMENTOS FINITOS. 53
FIGURE 5-13. DESPLAZAMIENTO TOTAL EN TODOS LOS NODOS DEL MALLADO DEL ESLABÓN COMO RESULTADO DE LAS CONDICIONES DE FRONTERA. MAS DETALLE EN LA ESQUINA SUPERIOR IZQUIERDA. 53
FIGURE 5-14. ESFUERZO EQUIVALENTE DE VON MISES EN TODOS LOS NODOS DEL MALLADO COMO RESULTADO DE LAS CONDICIONES DE FRONTERA. MAS DETALLES EN LA ESQUINA SUPERIOR IZQUIERDA. 54
FIGURE 5-15. VISTA DE LA FRANJA INTERNA UBICADA EN LA PARTE INFERIOR DEL ESLABÓN, DONDE EL ESFUERZO EQUIVALENTE DE VON MISES ES MÁXIMO. 54
FIGURE 5-16. VISTA 1 DE REGIONES DE OPTIMIZACIÓN. EL ÁREA EN ROJO ES LA REGIÓN EXCLUIDA MIENTRAS QUE EL ÁREA AZUL ES LA REGIÓN DESIGNADA PARA LA OT. 55
FIGURE 5-17. VISTA 2 DE REGIONES DE OPTIMIZACIÓN. EL ÁREA EN ROJO ES LA REGIÓN EXCLUIDA Y MIENTRAS QUE EL ÁREA AZUL ES LA REGIÓN DESIGNADA PARA LA OT. 55
FIGURE 5-18. VISTA 1 OT 1 DE DISEÑO N°6 CON RETENCIÓN DE MASA DEL 10% DEL CUERPO ORIGINAL. 55
FIGURE 5-19. VISTA 2 OT 1 DE DISEÑO N°6 CON RETENCIÓN DE MASA DEL 10% DEL CUERPO ORIGINAL. 56
FIGURE 5-20. VISTA 3 OT 1 DE DISEÑO N°6 CON RETENCIÓN DE MASA DEL 10% DEL CUERPO ORIGINAL. 56
FIGURE 5-21. GRÁFICO DE CONVERGENCIA DEL ALGORITMO DE OPTIMIZACIÓN. LA MASA CONVERGE RAPIDAMENTE AL 10% DESEADO, MIENTRAS QUE LA CONVERGENCIA DE LA DISTRIBUCIÓN DE LA MASA QUE PROPORCIONE LA MAXIMA RIGIDES REQUIERE DE ALREDEDOR DE 70 ITERACIONES. 57
FIGURE 5-22. VISTA 1 OT 2 DE DISEÑO N°6 CON RETENCIÓN DE MASA DEL 5% DEL CUERPO ORIGINAL. 57
FIGURE 5-23. VISTA 2 OT 2 DE DISEÑO N°6 CON RETENCIÓN DE MASA DEL 5% DEL CUERPO ORIGINAL. 58
FIGURE 5-24. VISTA 3 OT 2 DE DISEÑO N°6 CON RETENCIÓN DE MASA DEL 5% DEL CUERPO ORIGINAL. 58
FIGURE 5-25. GRÁFICO DE CONVERGENCIA DEL ALGORITMO DE OPTIMIZACIÓN. LA MASA CONVERGE RAPIDAMENTE AL 5% DESEADO, MIENTRAS QUE LA CONVERGENCIA DE LA DISTRIBUCIÓN DE LA MASA QUE PROPORCIONE LA MAXIMA RIGIDES REQUIERE DE ALREDEDOR DE 60 ITERACIONES. 59
FIGURE 5-26. VISTA 1 DE REGIONES DE OPTIMIZACIÓN. EL ÁREA EN ROJO ES LA REGIÓN EXCLUIDA MIENTRAS QUE EL ÁREA AZUL ES LA REGIÓN DESIGNADA PARA LA OT. 59
FIGURE 5-27. VISTA 2 DE REGIONES DE OPTIMIZACIÓN. EL ÁREA EN ROJO ES LA REGIÓN EXCLUIDA MIENTRAS QUE EL ÁREA AZUL ES LA REGIÓN DESIGNADA PARA LA OT. 60
FIGURE 5-28. VISTA 2 OT 3 DE DISEÑO N°6 CON RETENCIÓN DE MASA DEL 10% DEL CUERPO ORIGINAL. 60
FIGURE 5-29. VISTA 3 OT 3 DE DISEÑO N°6 CON RETENCIÓN DE MASA DEL 10% DEL CUERPO ORIGINAL. 61
FIGURE 5-30. VISTA 4 OT 3 DE DISEÑO N°6 CON RETENCIÓN DE MASA DEL 10% DEL CUERPO ORIGINAL. 61
FIGURE 5-31. VISTA 1 OT 4 DE DISEÑO N°6 CON RETENCIÓN DE MASA DEL 5% DEL CUERPO ORIGINAL. 62
FIGURE 5-32. VISTA 2 OT 4 DE DISEÑO N°6 CON RETENCIÓN DE MASA DEL 5% DEL CUERPO ORIGINAL. 62
FIGURE 5-33. VISTA 3 OT 4 DE DISEÑO N°6 CON RETENCIÓN DE MASA DEL 5% DEL CUERPO ORIGINAL. 63
FIGURE 5-34. VISTA 1 REDISEÑO N°1 DE ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. 63
FIGURE 5-35. VISTA 2 REDISEÑO N°1 DE ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. 64
FIGURE 5-36. VISTA 3 REDISEÑO N°1 DE ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. 64
FIGURE 5-37. VISTA 4 REDISEÑO N°1 DE ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. 64
FIGURE 5-38. VISTA 5 REDISEÑO N°1 DE ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. 65
FIGURE 5-39. ESFUERZO EQUIVALENTE DE VON MISES EN TODOS LOS NODOS DEL MALLADO COMO RESULTADO DE LAS CONDICIONES DE FRONTERA. MAS DETALLES EN LA ESQUINA SUPERIOR IZQUIERDA. 65
FIGURE 5-40. VISTA DE LA UBICACIÓN MÁS CRÍTICA DEL ESLABÓN, DONDE EL ESFUERZO ES MÁXIMO (ÁREA DE COLOR ROJO). 65

FIGURE 5-41. DESPLAZAMIENTO TOTAL DE TODOS LOS PUNTOS DEL MALLADO, CON RESPECTO A LA FRANJA INTERNA DEL ESLABÓN UBICADA EN LA PARTE INFERIOR DE ESTE MISMO (ÁREA AZUL A LA DERECHA DE LA ILUSTRACIÓN.) 66
FIGURE 5-42. VISTA 1 REDISEÑO N°2 DE ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. 66
FIGURE 5-43. VISTA 2 REDISEÑO N°2 DE ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. 66
FIGURE 5-44. VISTA 3 REDISEÑO N°2 DE ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. 67
FIGURE 5-45. VISTA 4 REDISEÑO N°2 DE ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. 67
FIGURE 5-46. VISTA 5 REDISEÑO N°2 DE ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. 67
FIGURE 5-47. ESFUERZO EQUIVALENTE DE VON MISES EN TODOS LOS NODOS DEL MALLADO COMO RESULTADO DE LAS CONDICIONES DE FRONTERA. MAS DETALLES EN LA ESQUINA SUPERIOR IZQUIERDA. 68
FIGURE 5-48. VISTA DE LA UBICACIÓN MÁS CRÍTICA DEL ESLABÓN, DONDE EL ESFUERZO ES MÁXIMO (ÁREA DE COLOR ROJO). 68
FIGURE 5-49. DESPLAZAMIENTO TOTAL DE TODOS LOS PUNTOS DEL MALLADO, CON RESPECTO A LA FRANJA INTERNA DEL ESLABÓN UBICADA EN LA PARTE INFERIOR DE ESTE MISMO (ÁREA AZUL A LA DERECHA DE LA ILUSTRACIÓN.) 68
FIGURE 5-50. VISTA 1 REDISEÑO N°3 DE ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. 69
FIGURE 5-51. VISTA 2 REDISEÑO N°3 DE ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. 69
FIGURE 5-52. VISTA 3 REDISEÑO N°3 DE ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. 69
FIGURE 5-53. VISTA DE LA UBICACIÓN MÁS CRÍTICA DEL ESLABÓN, DONDE EL ESFUERZO ES MÁXIMO (ÁREA DE COLOR ROJO). 70
FIGURE 5-54. DESPLAZAMIENTO TOTAL DE TODOS LOS PUNTOS DEL MALLADO, CON RESPECTO A LA FRANJA INTERNA DEL ESLABÓN UBICADA EN LA PARTE INFERIOR DE ESTE MISMO (ÁREA AZUL A LA DERECHA DE LA ILUSTRACIÓN 70
FIGURE 5-55. VISTA 1 REDISEÑO N°4 DE ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. 70
FIGURE 5-56. VISTA 2 REDISEÑO N°4 DE ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. 71
FIGURE 5-57. VISTA 3 REDISEÑO N°4 DE ESLABÓN PIERNA IZQUIERDA. 71
FIGURE 5-58. VISTA 1 DE LA UBICACIÓN MÁS CRÍTICA DEL ESLABÓN, DONDE EL ESFUERZO ES MÁXIMO (ÁREA DE COLOR ROJO). 71
FIGURE 5-59. VISTA 2 DE LA UBICACIÓN MÁS CRÍTICA DEL ESLABÓN, DONDE EL ESFUERZO ES MÁXIMO (ÁREA DE COLOR ROJO). 72
FIGURE 5-60. DESPLAZAMIENTO TOTAL DE TODOS LOS PUNTOS DEL MALLADO, CON RESPECTO A LA FRANJA INTERNA DEL ESLABÓN UBICADA EN LA PARTE INFERIOR DE ESTE MISMO (ÁREA AZUL A LA DERECHA DE LA ILUSTRACIÓN.) 72
FIGURE 5-61: VISTA FRONTAL DE LOS REDISEÑOS GENERADOS A PARTIR DEL DISEÑO N°6 DEL EPI. 73
FIGURE 0-1. RELACIÓN CUADRÁTICA INVERSA ENTRE ACELERACIÓN ANGULAR Y TIEMPO. 83
FIGURE 0-2. RELACIÓN CUADRÁTICA INVERSA ENTRE TORQUE Y TIEMPO. 83
FIGURE 0-3. RELACIÓN CUBICA INVERSA ENTRE POTENCIA Y TIEMPO. 84
FIGURE 0-4. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 1 DEL DISEÑO 1. 85
FIGURE 0-5. DISEÑO MAS ERGONOMICO QUE SE AJUSTA MEJOR A LA GEOMETRIA DE LA PIERNA DEL USUARIO. 86
FIGURE 0-6. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 1 DEL DISEÑO 2. 86
FIGURE 0-7. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 1 DEL DISEÑO 2. 87
FIGURE 0-8. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 1 DEL DISEÑO 3. MALLADO MUCHO MÁS FINO QUE LOS ANTERIORMENTE UTILIZADOS, CONCENTRADO EN LAS ESQUINAS Y ORIFICIOS. 88
FIGURE 0-9. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 2 DEL DISEÑO 3. MALLA FINA DISTRIBUIDA DE FORMA HOMOGÉNEA 89
FIGURE 0-10. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 3 DEL DISEÑO 3. 89
FIGURE 0-11. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 4 DEL DISEÑO 3. 89
FIGURE 0-12. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 5 DEL DISEÑO 3. 90
FIGURE 0-13. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 6 DEL DISEÑO 3. 90
FIGURE 0-14. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 7 DEL DISEÑO 3. MALLA FINA EN LAS ESQUINAS Y ORIFICIOS, Y DENSIDAD MEDIA EN LAS DEMÁS UBICACIONES. 91

FIGURE 0-15. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 8 DEL DISEÑO 3. SE INCORPORÓ UNA FUERZA ADICIONAL EN LOS PASADORES CILÍNDRICOS DE 50 [N] EN EL EJE X. 92
FIGURE 0-16. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 9 DEL DISEÑO 3. SE INCORPORÓ UNA FUERZA ADICIONAL EN LOS PASADORES CILÍNDRICOS DE -50 [N] EN EL EJE X. 93
FIGURE 0-17 RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 10 DEL DISEÑO 3. SE INCORPORARON FUERZAS EN X, Y Y Z. 94
FIGURE 0-18. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 11 DEL DISEÑO 3. SE INCORPORARON FUERZAS EN X, Y Y Z. 95
FIGURE 0-19. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 12 DEL DISEÑO 3. SE INCORPORARON FUERZAS EN X, Y Y Z. 96
FIGURE 0-20. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 13 DEL DISEÑO 3. SE INCORPORARON FUERZAS EN X, Y Y Z. 97
FIGURE 0-21. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 14 DEL DISEÑO 3. NUEVAS CONDICIONES DE FRONTERA AL ANALIZAR MEJOR EL ESTADO DE CARGAS AL QUE ESTÁ SOMETIDO EL ESLABÓN. 98
FIGURE 0-22. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 15 DEL DISEÑO 3. 99
FIGURE 0-23. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 16 DEL DISEÑO 3. 99
FIGURE 0-24. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 17 DEL DISEÑO 3. 100
FIGURE 0-25. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 18 DEL DISEÑO 3. 101
FIGURE 0-26. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 19 DEL DISEÑO 3. 102
FIGURE 0-27. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 20 DEL DISEÑO 3. 103
FIGURE 0-28. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 21 DEL DISEÑO 3. BORDES DE LA GEOMETRÍA RESTRINGIDOS PARA LA OPTIMIZACIÓN. 104
FIGURE 0-29. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 22 DEL DISEÑO 3. 105
FIGURE 0-30. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 1 DEL DISEÑO 4. SE GENERARON ORIFICIOS EN LA GEOMETRÍA PARA MEJORAR LA RESPUESTA DEL ALGORITMO DE OPTIMIZACIÓN. 106
FIGURE 0-31. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 2 DEL DISEÑO 4. SE GENERARON ORIFICIOS EN LA GEOMETRÍA PARA MEJORAR LA RESPUESTA DEL ALGORITMO DE OPTIMIZACIÓN. 107
FIGURE 0-32. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 1 DEL DISEÑO 5. SE GENERARON ORIFICIOS EN LA GEOMETRÍA PARA MEJORAR LA RESPUESTA DEL ALGORITMO DE OPTIMIZACIÓN. 108
FIGURE 0-33. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 2 DEL DISEÑO 4. SE GENERARON ORIFICIOS EN LA GEOMETRÍA PARA MEJORAR LA RESPUESTA DEL ALGORITMO DE OPTIMIZACIÓN. 109
FIGURE 0-34. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 1 DEL DISEÑO 6. SE GENERARON ORIFICIOS EN LA GEOMETRÍA PARA MEJORAR LA RESPUESTA DEL ALGORITMO DE OPTIMIZACIÓN. ADEMÁS, SE MODIFICÓ EL EPI CREANDO UNA FRANJA INTERNA EN LA PARTE INFERIOR DE LA PIEZA DESTINADA AL PASO DE UNA CORREA. 110
FIGURE 0-35. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 2 DEL DISEÑO 6. 111
FIGURE 0-36. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 3 DEL DISEÑO 6. 112
FIGURE 0-37. RESULTADOS OBTENIDOS DE LA OPTIMIZACIÓN 4 DEL DISEÑO 6. 112

Lista de tablas

TABLE 4-1. JERARQUIZACIÓN DE OBJETIVOS POR CATEGORÍA EN ORDEN DE MAYOR A MENOR IMPORTANCIA. . 16
TABLE 4-2. JERARQUIZACIÓN DE OBJETIVOS, RESTRICCIONES Y FUNCIONES POR CATEGORÍA. 16
TABLE 4-3. LISTA DE OBJETIVOS JERARQUIZADOS DENTRO DE DISTINTAS CATEGORÍAS, CON LA RELEVANCIA CUANTITATIVA DE CADA UNO DE ESTOS OBJETIVOS (INDICADA ENTRE PARÉNTESIS). 18
TABLE 4-4. COMPARACIÓN DEL DISEÑO CONCEPTUAL A GENERAR CON ALGUNOS EXOESQUELÉTOS PRESENTES EN EL MERCADO. 23
TABLE 4-5. EL SÍMBOLO "D" REPRESENTA LOS REQUERIMIENTOS QUE SE DEBEN CUMPLIR MIENTRAS QUE LA "W" SON LOS REQUERIMIENTOS QUE SE DESEAN, PERO NO SON ESENCIALES. 25
TABLE 4-6. PATENTES DE SISTEMAS EXOESQUELÉTICO CON SU RESPECTIVA DESCRIPCIÓN, N° DE PATENTE, FUNCIÓN E ILUSTRACIÓN. 30
TABLE 4-7. SE PRESENTAN DISTINTAS OPCIONES DE COMPONENTES CON SUS RESPECTIVAS ILUSTRACIONES.... 33
TABLE 4-8. TABLA DE SELECCIÓN DE CONCEPTOS. EL PESO DE CADA OBJETIVO DE DISEÑO CORRESPONDE AL GRADO DE IMPORTANCIA PORCENTUAL DE ESTE MISMO. 40
TABLE 4-9. ESCALA DE PUNTAJES UTILIZADA PARA MEDIR EL NIVEL DE CUMPLIMIENTO DE LOS CONCEPTOS PARA CADA OBJETIVO DE DISEÑO. 41
TABLE 4-10. DESCRIPCIÓN DE COMPONENTES INDICADOS EN LA FIGURA 3-14..... 42
TABLE 4-11. ILUSTRACIONES E IMÁGENES DE COMPONENTES DEL CONCEPTO 3..... 43
TABLE 4-12. DISTINCIÓN DE LOS COMPONENTES PRESENTADOS EN LA TABLA 3-10 ENTRE DISEÑO, FABRICACIÓN Y COMPRA..... 44
TABLE 5-1. MASA, ESFUERZO MÁXIMO Y DEFORMACIÓN MÁXIMA DEL DISEÑO N°6 Y LOS CUATRO REDISEÑOS GENERADOS A PARTIR DE ESTE, ADEMÁS DE LA COMPARACIÓN DE CADA REDISEÑO CON RESPECTO AL DISEÑO N°6 EN LAS VARIABLES MENCIONADAS..... 73

Introducción

De acuerdo con la organización mundial de la salud (OMS), las caídas accidentales (ver glosario) son la segunda causa más importante de muerte por lesiones accidentales o no intencionales en el mundo, cobrando la vida de alrededor de 684 mil personas anualmente. Esta tasa de mortalidad se concentra principalmente en los mayores de 60 años.

Las caídas se definen como acontecimientos involuntarios que hacen perder el equilibrio al sujeto y golpear con su cuerpo el suelo u otra superficie firme que lo detenga. “Si bien las lesiones relacionadas con las caídas pueden ser mortales, la mayoría de ellas no lo son, sin embargo, el costo medico asociado al tratamiento de estas lesiones es muy alto en la mayoría de los países”. (OMS, 2021)

A medida que las personas envejecen, todos sus sentidos se van debilitando y sus capacidades físicas se reducen continuamente. Se reduce su visión y audición, empeora su sentido del equilibrio y pierden fuerza y masa muscular en todo su cuerpo. Todas estas condiciones hacen que la probabilidad de caída en adultos mayores sea más alta que en los sujetos más jóvenes, y de igual forma, que sufran lesiones más graves.

Es por esto por lo que se analiza y estudia la factibilidad de diseñar un sistema exoesquelético simple, que reduzca la probabilidad de caídas en adultos mayores que pueden caminar de forma normal, pero que corren un riesgo alto de caída y posterior lesión, esperando generar una medida preventiva más efectiva que las ya existentes y evitando lesiones que pueden hacer perder la independencia del sujeto debido a situación de discapacidad e incluso llevarlo a la muerte. De esta forma se espera contribuir en mejorar su calidad de vida y de igual manera alargar su esperanza de vida.

Objetivos Generales y específicos

El objetivo general consiste en proponer diseño conceptual de sistema exoesquelético de tren inferior orientado a reducir la probabilidad de caída en adultos mayores que pueden caminar de forma normal, pero que por su edad se encuentran en alto riesgo de caída y lesión.

Objetivos Específicos

- Revisión del estado del arte en modelos de exoesquelétos livianos para apoyo en caminata.
- Estudiar factibilidad en el ámbito mecánico e identificar variables biomecánicas relevantes.
- Identificar los tipos de actuadores, sensores, fuente de energía, materiales y estrategias de control más utilizados dentro de un sistema exoesquelético.
- Generar un diseño optimizado compatible con las restricciones biomecánicas del cuerpo humano.

1. Estado del arte

1.1. Biomecánica de la marcha humana

La locomoción humana consiste en una actividad en la cual el centro de gravedad es cargado alternadamente entre una pierna y la otra. “La marcha normal implica una serie de movimientos alternativos en los cuales las piernas deben cumplir la función de soportar el cuerpo y trasladarlo”. (Lockhart, 2012)

En esencia el objetivo fundamental de caminar es transportar el cuerpo de forma segura y eficiente a través del terreno. Para hacerlo se deben cumplir 5 funciones principales durante cada paso.

- En primer lugar, mantener el soporte de las extremidades altas y bajas, previniendo por ejemplo el colapso de una pierna mientras soporta el cuerpo.
- En segundo lugar, mantener la postura erguida y el balance del cuerpo.
- Tercero, controlar la trayectoria del pie.
- Cuarto, generación de energía mecánica para mantener o aumentar la velocidad de desplazamiento.
- Y quinto, absorción de energía mecánica para reducir la velocidad de desplazamiento.

Todas estas funciones deben cumplirse dentro de las restricciones biomecánicas del cuerpo y las restricciones del entorno. Adicionalmente el sistema nervioso central (SNC) debe entregar feedback de los órganos sensoriales para generar los patrones de movimiento adecuados. (Lockhart, 2012)

La marcha humana ha sido estudiada de acuerdo al “ciclo de caminar”, en el cual se identifican dos fases principales para cada pierna, una fase larga de soporte y una fase corta de balanceo. Como se aprecia en la figura 1, durante la marcha, las piernas se van alternando entre las fases de soporte y balanceo, siendo la primera de mayor duración.

Una variable importante es la velocidad del talón, ya que ésta está directamente relacionada con la probabilidad de resbalar. Durante la fase de balanceo, la velocidad horizontal del talón aumenta gradualmente y comienza a disminuir rápidamente justo antes del contacto del talón con la superficie. Esto toma gran importancia ya que la velocidad del talón justo antes del contacto debe disminuir lo suficiente para que un resbalón peligroso no ocurra. Cabe destacar que la velocidad de contacto del talón está directamente relacionada a la velocidad de la marcha, es decir, cuando se camina más rápido la velocidad de contacto del talón es más rápida y por lo tanto la probabilidad de resbalar aumenta.

Para evitar un resbalón se define el coeficiente de fricción requerido (COFR), el cual es el valor mínimo de fricción que debe existir entre la superficie del terreno y el pie para que el resbalón no ocurra.

Utilizando una plataforma capaz de medir la fuerza horizontal y vertical del zapato sobre la superficie, Perkins encontró que existen 2 puntos críticos en los cuales la probabilidad de resbalar es mayor, uno ocurre justo después del contacto del talón con la superficie, y el segundo ocurre cuando el zapato está despegando de la superficie y solo la punta está en contacto con esta misma. Teóricamente es más peligroso el primer caso ya que todo el peso del cuerpo se está trasladando hacia la pierna que resbala, mientras que en el segundo caso la mayor parte del peso ya ha sido transferido de la pierna que resbala a la otra pierna. (Lockhart, 2012)

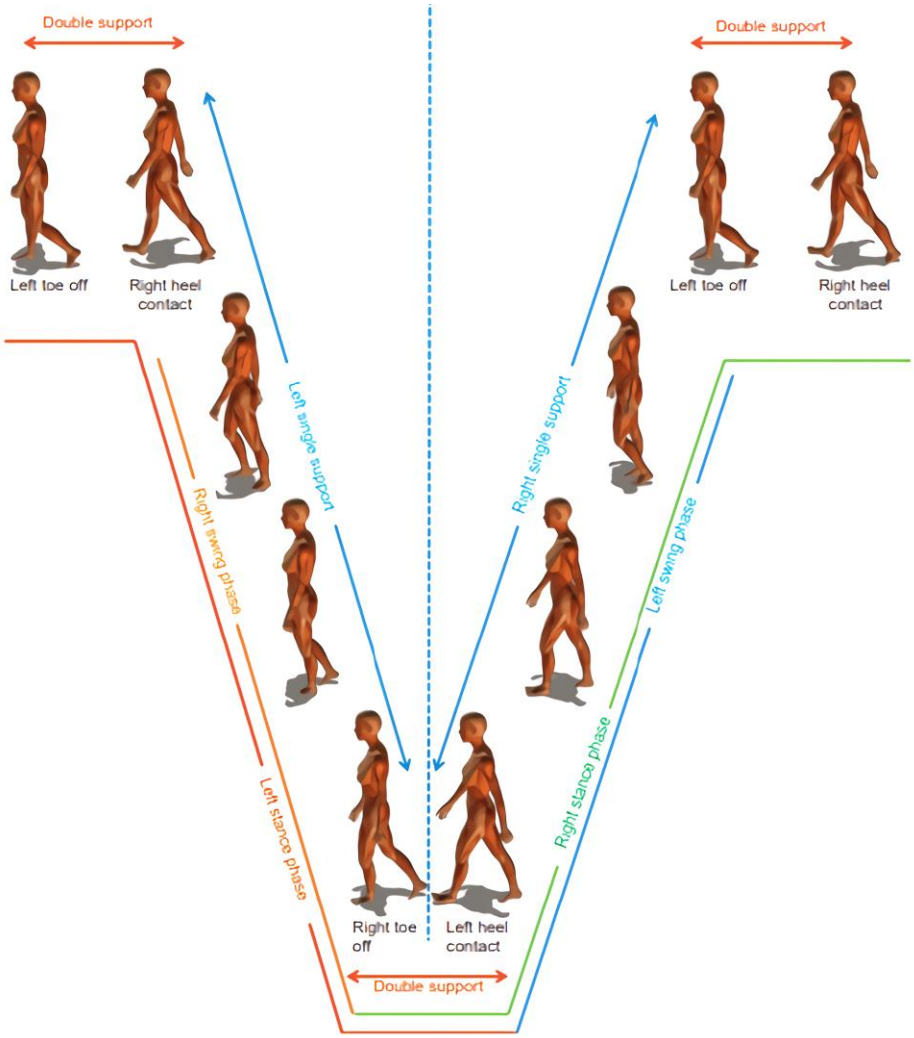


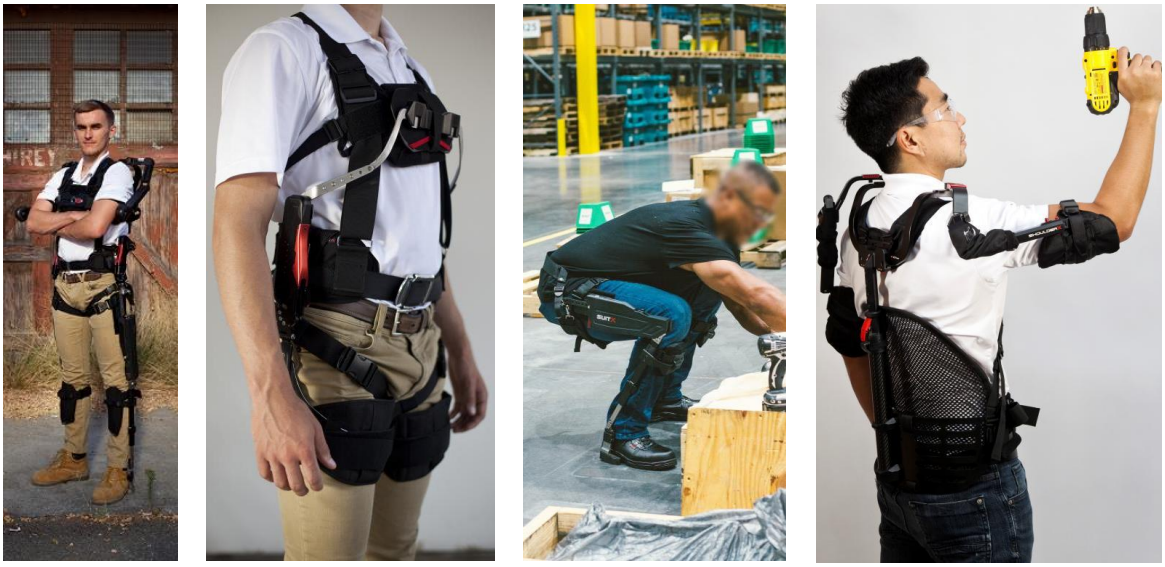
Figure 1-1. Dimensiones temporales del ciclo de marcha. Ilustración extraída de la enciclopedia de ciencias forenses.

1.2.Exoesquelétos existentes en el mercado y sus aplicaciones

Los principales campos de aplicación de esta tecnología son la industria, y la asistencia y rehabilitación de personas con situación de discapacidad. Todas las fotos fueron tomadas directamente de las páginas de las empresas mencionadas a continuación.

1.2.1. SuitX

Esta empresa desarrolla exoesquelétos orientados principalmente a reducir la fatiga de los trabajadores en la industria, lo que no implica que estos puedan trabajar con cargas mayores a las usuales, pero si aumenta su rendimiento y eficiencia en su trabajo, reduciendo la probabilidad de lesión por movimientos repetitivos.

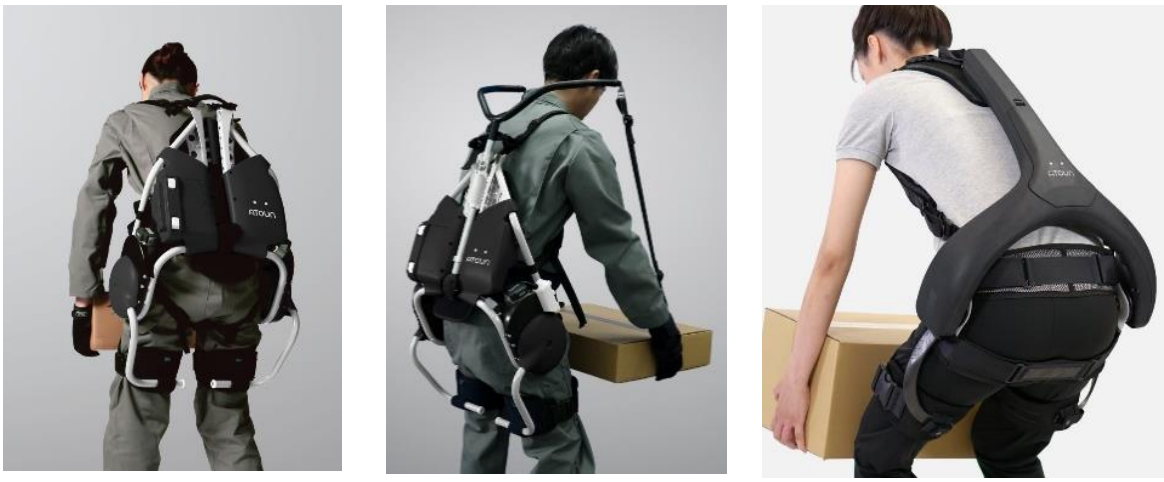


a) b) c) d)

Figure 1-2. Exoesquelétos de aplicación industrial para asistir los esfuerzos, en la espalda en b), piernas en c), hombros en d) y la combinación de los 3 en a).

1.2.2. ATOUN

Esta empresa japonesa al igual que SuitX desarrolla exoesquelétos para la industria, asistiendo los movimientos de levantamiento y descenso de cargas y reduciendo el esfuerzo del trabajador.

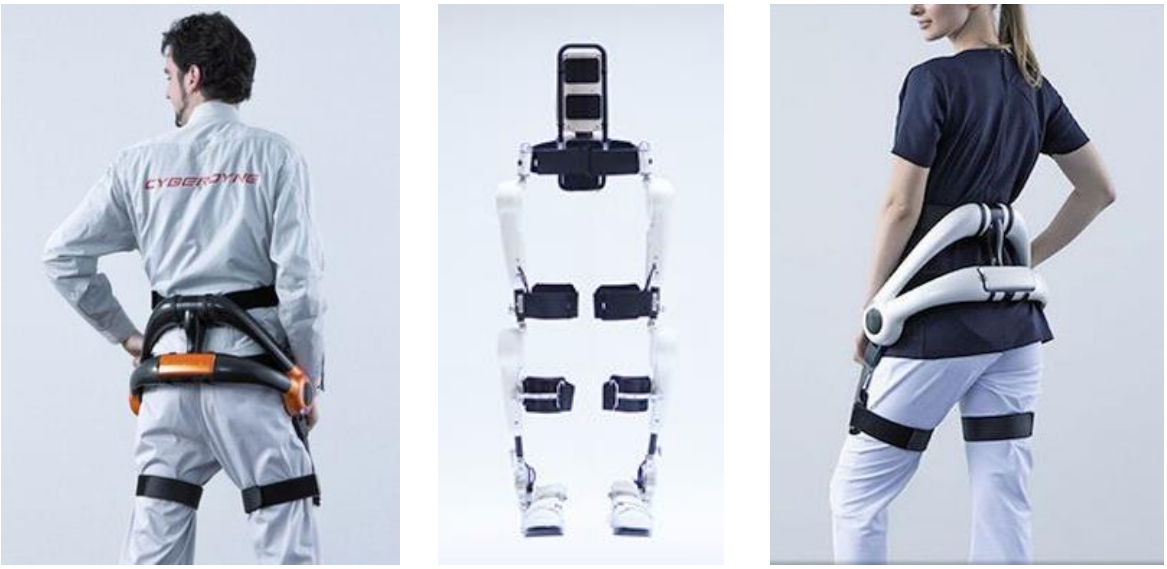


a) b) c)

Figure 1-3. Distintos modelos de exoesquelétos para asistir los movimientos de levantamiento y descenso de cargas.

1.2.3. CYBERDYNE

Esta empresa japonesa desarrolla exoesquelétos para el beneficio de las personas en los campos de la medicina, cuidado y bienestar, industria, trabajo pesado y entretenimiento. En las fotos se pueden ver exoesquelétos para asistir la zona lumbar (a y c) donde a) es de carácter industrial y c) es para cuidado personal, y b) es para asistir a personas con impedimento físico a caminar, y se utiliza también en centros médicos para rehabilitación.



a) b) c)

Figure 1-4. Exoesquelétos a) y c) de carácter industrial y asistencia de cuidado respectivamente, para reducir los esfuerzos en espalda baja (zona lumbar). Exoesqueléto b) es para asistir a personas con impedimento físico y ejercer una energía motora más grande de lo habitual.

1.3. Componentes presentes en sistemas exoesqueléticos

En esta sección se describe cuáles son las tendencias más comunes en los exoesquelétos existentes, dirigiendo el enfoque a cinco tipos de componentes principales: actuadores, sensores, fuentes de energía, materiales y estrategias de control que estos utilizan. (Young & Ferris, 2017, Pag. 177)

1.3.1. Actuadores

Hasta ahora, los actuadores han sido un importante limitador para los sistemas exoesqueléticos, principalmente debido a su peso, tamaño y eficiencia energética. Se reconocen 3 tipos de actuadores entre los más utilizados en los exoesquelétos existentes: motores eléctricos, preneumáticos e hidráulicos, de los cuales los motores eléctricos son los más utilizados, mientras que los preneumáticos e hidráulicos son menos comunes. A su vez, dentro de los motores eléctricos aquellos de corriente continua y sin escobillas son los más utilizados en exoesquelétos debido a su buena relación torque-peso, confiabilidad y funcionamiento silencioso en comparación con los otros.

Debido al movimiento relativamente rápido de las piernas durante la marcha humana, las relaciones de transmisión de potencia no pueden ser muy grandes por lo que el torque que se puede generar en los motores eléctricos está limitado.

Las baterías que alimentan a los motores eléctricos se han vuelto más factibles con el desarrollo y mejora de las tecnologías de ion litio reduciendo su tamaño y peso, y aumentando la densidad energética de estas mismas, abriendo espacio a nuevas oportunidades para los exoesquelétos con motores eléctricos.

Los actuadores hidráulicos son los que poseen mejor relación potencia-masa pudiendo generar entre 300 y 600 [w] por kilogramo, por lo que son los más apropiados para propósitos militares y trabajos pesados en la industria, mientras que los motores eléctricos y pre neumáticos solo poseen relaciones de potencia masa entre 100 y 200 [w] por kilogramo. Cabe mencionar que los sistemas pre neumáticos necesitan de un generador de aire comprimido, lo que limita su uso en sistemas portables.

1.3.2. Sensores

Casi todos los exoesquelétos poseen algún tipo de sensor mecánico para ayudar a controlar la posición, fuerza o torque presentes. La mayoría de los exoesquelétos codifican la posición de las articulaciones como medida de seguridad. Adicionalmente la mayoría de los exoesquelétos de tren inferior usan sensores de posición y tratan de especificar con precisión la trayectoria angular de las articulaciones. En muchos casos se utilizan sensores de fuerza, comúnmente en los zapatos, los que generalmente se usan para detectar cuando se produce el contacto del talón con el piso (“heel contact”) y la separación de los dedos de este mismo (“toe off”). Esto ayuda proporcionando distintos estados de control para las fases de balanceo y soporte de las piernas. Sensores de efecto hall también han sido usados para detectar el torque que están entregando los motores. Acelerómetros y giroscopios son incorporados ocasionalmente pero no se ha documentado que sean críticos o que mejoren los esquemas de control.

Mientras que los sensores mecánicos están presentes en casi todos los exoesquelétos, otro tipo de sensores no son tan comunes. Sensores musculares y neurales han sido propuestos en numerosos artículos y pueden tener un potencial muy grande si se logran sobreponer a los obstáculos actuales que esta tecnología enfrenta.

1.3.3. Energía

El suministro de energía tradicionalmente ha sido establecido como uno de los problemas más grandes si es que no el más grande de todos en la generación de exoesquelétos portables, y es que más energía implica mayor peso lo que reduce la funcionalidad de los exoesquelétos. Casi todos los exoesquelétos usan baterías para suministrar la energía que sus sistemas necesitan, por lo que su éxito esta estrictamente ligado al desarrollo de tecnología de estas. Los avances que se han logrado con las baterías de ion litio han permitido a algunos

exoesquelétos tener energía por periodos continuos de uso de hasta 5 horas. Otros diseños ingeniosos han incorporado elementos mecánicos pasivos como resortes para absorber la energía liberada. Adicionalmente se pueden utilizar frenos regenerativos para hacer uso de la parte excéntrica del ciclo de marcha y recuperar una parte de la energía. Estos diseños junto con baterías mejoradas pueden permitir que los exoesquelétos portátiles funcionen durante un periodo de tiempo significativo, en la medida que puedan ser prácticos en situaciones cotidianas.

1.3.4. Materiales

El diseño del cuerpo de los exoesquelétos es otra importante prioridad a tener en cuenta. La mayoría de estos están diseñados con una estructura rígida y metálica. La meta principal es crear un diseño lo más ligero posible, para lo cual el mejor material es el titanio, pero tiene el inconveniente de tener un valor muy elevado en comparación con las otras alternativas, las que principalmente consisten en aleaciones de aluminio y fibra de carbono.

Otro concepto interesante para ayudar a reducir el peso son los exoesquelétos suaves, pero hasta el momento las estructuras rígidas son el diseño usado para cualquier exoesqueléto que actúe en múltiples grados de libertad.

1.3.5. Estrategias de control

Las estrategias de control varían ampliamente entre distintos exoesquelétos, siendo las dos formas más comunes el control basado en la fuerza directa (o torque) y el control basado en la posición.

En el primer caso la estrategia de control que más se utiliza consiste en generar una fuerza o torque preespecificado que depende de la posición dentro del ciclo de la marcha humana, estrategia que puede considerar variables como la velocidad al caminar o el tamaño de los pasos. Otra estrategia más sensitiva consiste en la generación de fuerza o torque en respuesta a la activación muscular utilizando sensores musculares. Estos son adaptables a diversas situaciones, pero difíciles de implementar en la realidad. En general estas estrategias son las más comunes cuando se busca aumentar el desempeño del usuario.

Por otra parte, el control basado en la posición se usa generalmente para ayudar en la locomoción humana entregando una serie de trayectorias angulares predefinidas para las articulaciones, lo cual es especialmente útil cuando el usuario tiene poca habilidad para interactuar o controlar al exoesqueléto, aunque esto limita su aplicabilidad general.

1.4. Dimensión del fémur humano

El tamaño del fémur depende de la altura de la persona.

“La proporción entre el tamaño del fémur y la altura varia en los hombres, mujeres y en la mayoría de los grupos étnicos, pero el valor promedio es de 26,74% del tamaño de la persona.” (Feldesman et al., 1990)

Este hueso se extiende desde la articulación de la cadera hasta la articulación de la rodilla, y es importante conocer su dimensión para el diseño del exoesqueléto.

De esta relación se extrae la siguiente información:

Tabla 1-1. Tamaño del fémur en función de la altura de la persona.

Altura [cm]	Fémur [cm]
150	40,11
160	42,78
170	45,46
180	48,13
190	50,81
200	53,48

2. Marco teórico

2.1. Optimización topológica

Cuando se trata de optimización estructural se emplean diferentes técnicas, que van desde enfoques netamente empíricos a métodos matemáticos analíticos y numéricos. (Valencia, 2012, Pag. 15). Los métodos numéricos son los más relevantes y se pueden dividir en tres categorías, como se muestra en la siguiente ilustración:

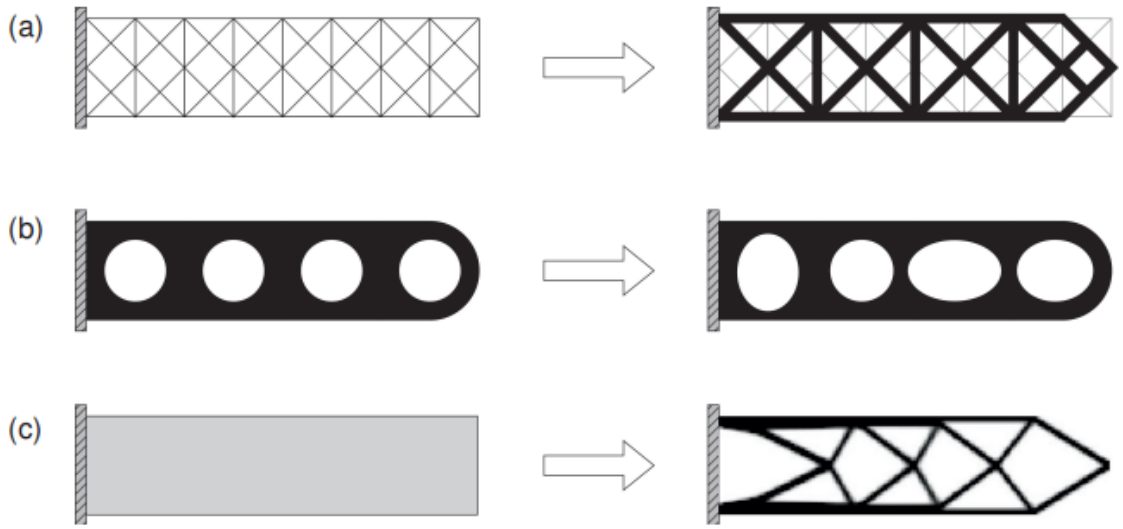


Figure 2-1 Categorías de optimización estructural: Optimización paramétrica (a), Optimización de forma (b), Optimización topológica (c).

La primera categoría (a) corresponde a la optimización paramétrica que consiste en discretizar una estructura preestablecida permitiendo variar parámetros de área transversal, longitudes, espesores y radios de entalle.

La segunda categoría (b) corresponde a la optimización de forma, donde se busca modificar la geometría sin agregar huecos o cavidades en su interior. En este caso se parametrizan los contornos internos y externos de la geometría como curvas splines, siendo estas las variables del diseño que dan como resultado la estructura óptima.

La tercera y última categoría (C) corresponde a la optimización topológica, la cual consiste en la modificación estructural de la geometría mediante la generación de huecos y cavidades, donde inicialmente solo se dispone de la información de las condiciones de carga y las restricciones (apoyos), y el dominio inicial donde se desarrollará la estructura.

Los pasos para un análisis por optimización topológica (OT) son (Valencia, 2012):

- Definir un dominio inicial lo más grande posible, ya que un dominio pequeño limitaría el espacio de soluciones. El tamaño del dominio está directamente ligado a la aplicación de cargas y restricciones sobre la geometría.
- Discretización del dominio en elementos finitos.
- Implementación del algoritmo de OT, que comienza a analizar el dominio iterativamente calculando las tensiones mecánicas por elementos finitos, y distribuyendo y eliminando el material de la estructura para obtener como resultado la óptima distribución de material en un espacio.
- Interpretación de los resultados obtenidos, corrigiendo los problemas que generan los algoritmos.
- Verificación de los resultados obtenidos por medio de algún programa de elementos finitos.

3. Metodología de diseño

Existen diferentes definiciones para la palabra "diseño", donde una de las más aceptadas para el área ingenieril es la siguiente: "El diseño establece y define soluciones y estructuras pertinentes para problemas que no han sido resueltos, o nuevas soluciones para problemas que ya han sido resueltos de una forma diferente." (Dieter & Schmidt, 2013, Pag. 1)

La metodología de diseño utilizada en esta tesis consiste en lo que Morris Asimow llamo "la morfología de diseño". (Dieter & Schmidt, 2013, Pag. 14). Este fue uno de los primeros en describir de forma detallada el proceso de diseño ingenieril, el cual consiste en las siguientes 7 etapas:

- Diseño conceptual
- Diseño de realización
- Diseño de detalle
- Planificación para la manufactura
- Planificación para la distribución
- Planificación para el uso
- Planificación para el retiro del producto

3.1. Diseño Conceptual

El alcance de esta tesis abarca solo la primera etapa que corresponde al "**diseño conceptual**", en el cual, mediante un proceso estructurado se generan múltiples ideas y soluciones, y progresivamente se van acotando las opciones hasta llegar al mejor concepto posible. Esta etapa es la que más creatividad requiere y en la que existe mayor incertidumbre, además de requerir gran coordinación entre muchas funciones y organizaciones.

A continuación, se describen brevemente las distintas etapas del diseño conceptual:

3.1.1. Identificación de las necesidades del cliente: El objetivo es entender completamente al cliente y comunicar sobre sus necesidades al equipo de diseño.

3.1.2. Definición del problema: Consiste en crear una declaración de lo que tiene que conseguirse para satisfacer las necesidades del cliente. Además, se generan listas de atributos que son clasificados y jerarquizados, se realiza un análisis de la competencia, se definen especificaciones de ingeniería, su relación con los objetivos de diseño y como estos están interrelacionados.

3.1.3. Recopilación de información: Para generar un diseño ingenieril se necesitan requerimientos especiales que se deben recopilar mediante una amplia revisión

de los avances de ingeniería en temas relacionados para adquirir un amplio espectro de información.

3.1.4. Generación de conceptos: Implica generar una amplia gama de conceptos que sean potenciales candidatos para cumplir con la declaración creada al definir el problema en cuestión.

3.1.5. Selección de concepto: Evaluación de los conceptos creados, comparación de sus cualidades y selección del mejor concepto.

4. Diseño conceptual

4.1. Problema general

Como se mencionó en la introducción del informe, de acuerdo con datos recopilados por la OMS, las caídas representan la segunda causa más importante de muerte por lesiones accidentales o no intencionales en el mundo, siendo superado solamente por los accidentes relacionados con el tránsito de vehículos.

Aunque en la mayoría de los casos las caídas no llevan a la muerte, estas pueden resultar perjudiciales para quienes las sufren, especialmente los adultos mayores de 60 años, quienes por su edad se encuentran en mayor riesgo de sufrir una caída y lesión.

Con el paso del tiempo las poblaciones en las ciudades y países tienden a envejecer, por lo que prevenir los accidentes en adultos mayores y mantenerlos sanos mediante medidas preventivas eficientes y eficaces resulta cada vez más importante.

4.2. Definición del problema

El problema para resolver es cómo generar medidas preventivas eficientes y eficaces para reducir la probabilidad de caída en adultos mayores. El objetivo que se espera conseguir es, por un lado, mejorar la calidad de vida de estos mismos, manteniéndolos libres de lesiones que fácilmente los pueden dejar en situación de discapacidad y en el peor escenario llevarlos a la muerte, y por otro, reducir el alto costo económico medico asociado a el tratamiento de estas lesiones, el cual en la mayoría de los países es considerable. (OMS, 2021)

Entre las medidas preventivas utilizadas para abarcar este problema, se encuentra la intervención educacional, mediante charlas y talleres con información sobre riesgo y prevención de caídas en personas mayores dirigidos a familiares, cuidadores y los propios ancianos; intervención asistencial, cuando los profesionales supervisan a los mayores y evalúan los riesgos de tener una caída; y la intervención mediante la realización de ejercicios que ayuden a mejorar el estado físico de la persona mayor (fuerza muscular, equilibrio, etc.). En cuanto a la efectividad de estas intervenciones, los estudios indican que la realización de ejercicios obtuvo mejores resultados en comparación con el resto de las estrategias. Las intervenciones que no implicaron contacto físico con las personas mayores resultaron ineficaces. (Lumbreras Lacarra et al., 2008, pag. 237)

La solución prevista consiste en el diseño de un sistema exoesquelético simple capaz de identificar cuándo el usuario está sufriendo una caída y asistirlo en tiempo real para evitar que ésta ocurra.

Un exoesqueléto es un mecanismo estructural externo acoplado a la persona y cuyas junturas y eslabones corresponden a las de la parte del cuerpo humano que emula. La principal característica de estas interfaces hombre-máquina, es que el contacto entre el usuario y el exoesqueléto permite transferir potencia mecánica y señales de información, por lo tanto, su

diseño debe ser lo más ergonómico posible para evitar lesiones en el usuario. (Grosso & Tibaduiza, 2009, pag. 2)

Para que el sistema exoesquelético a diseñar sea efectivo y eficiente, es necesario que este cuente con una serie de atributos asociados a distintas características, las cuales se verán en detalle en el apartado siguiente.

4.2.1. Lista de atributos

Ya definido el problema a enfrentar, se genera una lista de atributos que el producto a diseñar debe satisfacer, esto de acuerdo con un análisis de necesidades de los clientes obteniéndose lo siguiente:

- Alta eficiencia energética.
- Asistir al usuario en la recuperación del equilibrio.
- Bajo consumo energético.
- Bajo costo de mantención.
- Bajo costo de manufactura.
- Bajo costo de operación.
- Bordes suaves.
- Diseño compacto.
- Diseño ergonómico.
- Fácil acceso a componentes internos.
- Fácil ensamble y desensamble.
- Fácil transporte.
- Funcionamiento silencioso.
- Grados de libertad de movimiento: 2 [-].
- Interferencia negativa mínima con el usuario.
- Liviano.
- Monitorear la marcha del usuario.
- Permitir al usuario caminar de forma normal.
- Rápida respuesta frente a pérdidas del equilibrio.
- Reducir la probabilidad de caída del usuario.
- Repuestos accesibles.
- Repuestos económicos.
- Resistente al desgaste y la corrosión.
- Resistente a cargas de tracción y torsión.
- Resistente a cargas por impacto.
- Resistente a la oxidación.

4.2.2. Objetivos, funciones y restricciones

Ya realizada la lista de atributos, se procede a categorizar estos en objetivos (representan los atributos deseados en el producto), funciones (acciones que el producto debe ser capaz de realizar en forma exitosa) y restricciones (Son los límites que se deben cumplir para que el producto sea exitoso):

Objetivos:

- Alta eficiencia energética.
- Bajo consumo energético.
- Bajo costo de mantención.
- Bajo costo de manufactura.
- Bajo costo de operación.
- Bordes suaves.
- Diseño compacto.
- Diseño ergonómico
- Fácil acceso a componentes internos.
- Fácil ensamble y desensamble.
- Fácil transporte.
- Interferencia negativa mínima con el usuario.
- Liviano.
- Reducir la probabilidad de caída del usuario.
- Repuestos accesibles.
- Repuestos económicos.
- Resistente a cargas por impacto.
- Resistente a la oxidación.
- Resistente al desgaste y la corrosión.

Funciones:

- Asistir al usuario en la recuperación del equilibrio.
- Monitorear la marcha del usuario.
- Permitir al usuario caminar de forma normal.

Restricciones:

- Funcionamiento silencioso. (sonido < 40 decibeles)
- Grados de libertad de movimiento: 2 [-].
- Rápida respuesta frente a perdidas del equilibrio. (tiempo < 0,4 segundos)
- Resistente a cargas de tracción y torsión. (factor de seguridad > 2.)

4.2.3. Clasificación de objetivos

A continuación, se procede a separar los objetivos en distintas categorías de acuerdo con su similitud:

- **Seguridad**:
  - Reducir la probabilidad de caída del usuario.
  - Resistente a la oxidación.
  - Resistente al desgaste y la corrosión.
  - Resistente a cargas por impacto.

- **Costos**:
  - Bajo consumo energético.
  - Bajo costo de mantención.
  - Bajo costo de manufactura.
  - Bajo costo de operación.
  - Repuestos económicos.

- **Desempeño**:
  - Alta eficiencia energética.
  - Interferencia negativa mínima con el usuario.
  - Liviano.

- **Apariencia y confort:**
  - Repuestos accesibles.
  - Fácil transporte.
  - Fácil ensamble y desensamble.
  - Fácil acceso a componentes internos.
  - Diseño compacto.
  - Diseño ergonómico
  - Bordes suaves.

4.2.4. Jerarquización de objetivos.

Se procede a ordenar los objetivos dentro de sus categorías de acuerdo con su importancia, donde el orden queda a criterio del diseñador. Estos se presentan en la siguiente tabla:

Table 4-1. Jerarquización de objetivos por categoría en orden de mayor a menor importancia.

Seguridad	Costos	Desempeño	Apariencia y confort
1.1 Reducir la probabilidad de caída del usuario. 1.2 Resistente a cargas por impacto. 1.3 Resistente a la oxidación. 1.4 Resistente al desgaste y la corrosión.	1.1 Bajo costo de operación. 1.2 Bajo consumo energético. 1.3 Bajo costo de manufactura. 1.4 Bajo costo de mantención. 1.5 Repuestos económicos.	1.1 Interferencia negativa mínima con el usuario. 1.2 Liviano. 1.3 Alta eficiencia energética.	1.1 Fácil ensamble y desensamble. 1.2 Fácil transporte. 1.3 Diseño compacto. 1.4 Diseño ergonómico. 1.5 Bordes suaves. 1.6 Fácil acceso a componentes internos. 1.7 Repuestos accesibles.

Se incorporan las restricciones y funciones dentro de las clasificaciones de los objetivos, para comprender a que categoría pertenecen:

Table 4-2. Jerarquización de objetivos, restricciones y funciones por categoría.

Seguridad	Costo
1.1 Reducir la probabilidad de caída del usuario. 1.2 Resistente a cargas por impacto. 1.3 Resistente a la oxidación. 1.4 Resistente al desgaste y la corrosión. F.1 Asistir al usuario en la recuperación del equilibrio. R.3 Rápida respuesta frente a perdidas del equilibrio. R.4 Resistente a cargas de tracción y torsión.	1.1 Bajo costo de operación. 1.2 Bajo consumo energético. 1.3 Bajo costo de manufactura. 1.4 Bajo costo de mantención. 1.5 Repuestos económicos.
Desempeño	**Apariencia y confort**
1.1 Interferencia negativa mínima con el usuario. 1.2 Liviano. 1.3 Alta eficiencia energética. F.2 Monitorear la marcha del usuario. F.3 Permitir al usuario caminar de forma normal. R.1 Funcionamiento silencioso. R.2 Grados de libertad de movimiento:2 [-].	1.1 Fácil ensamble y desensamble. 1.2 Fácil transporte. 1.3 Diseño compacto. 1.4 Diseño ergonómico. 1.5 Bordes suaves. 1.6 Fácil acceso a componentes internos. 1.7 Repuestos accesibles.

4.2.5. Árbol jerárquico de objetivos

Se presentan los datos obtenidos en la tabla 1 mediante un diagrama para visualizar más fácilmente la jerarquización de los objetivos:

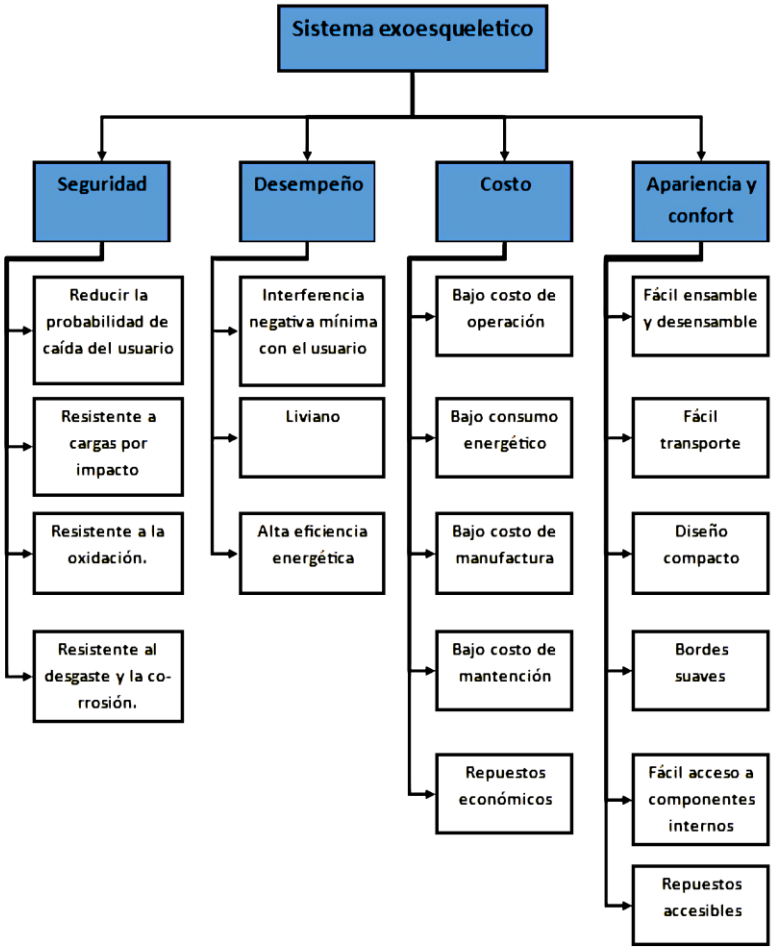


Figure 4-1. Árbol jerárquico de objetivos.

4.2.6. Lista de objetivos jerarquizada con pesos ponderados

En la siguiente tabla, se presentan los objetivos jerarquizados dentro de distintas categorías al igual que se hizo anteriormente en la tabla 3-1, con la diferencia que ahora se presenta el peso ponderado o relevancia cuantitativa de cada uno de estos objetivos (detalle en anexo A), valor que se determina mediante la metodología de escala relativa de Saaty modificada para el diseño (Saaty, 1986):

Table 4-3. Lista de objetivos jerarquizados dentro de distintas categorías, con la relevancia cuantitativa de cada uno de estos objetivos (indicada entre paréntesis).

Seguridad (0,47)	**Costos (0,19)**	**Desempeño (0,32)**	**Apariencia y confort (0,03)**
1.1 Reducir la probabilidad de caída del usuario. (0,28) 1.2 Resistente a cargas por impacto. (0,12) 1.3 Resistente a la oxidación. (0,05) 1.4 Resistente al desgaste y la corrosión. (0,02)	1.1 Bajo costo de operación. (0,07) 1.2 Bajo consumo energético. (0,05) 1.3 Bajo costo de manufactura. (0,03) 1.4 Bajo costo de mantención. (0,02) 1.5 Repuestos económicos. (0,01)	1.1 Interferencia negativa mínima con el usuario. (0,19) 1.2 Liviano. (0,11) 1.3 Alta eficiencia energética. (0,02)	1.1 Fácil ensamble y desensamble. (0,009) 1.2 Fácil transporte. (0,007) 1.3 Diseño compacto. (0,006) 1.4 Diseño ergonómico. (0,004) 1.5 Bordes suaves. (0,002) 1.6 Fácil acceso a componentes internos. (0,001) 1.7 Repuestos accesibles. (0,001)

4.3. Análisis funcional

Las funciones de una herramienta, componente o sistema son acciones que esta o este realizan durante su uso para transformar las variables de entrada disponibles (inputs) en variables de salida deseadas(outputs). En el siguiente apartado se presenta un análisis de las funciones que el sistema exoesquelético a diseñar debe poseer, utilizando distintas estrategias, las que permiten comprender de mejor manera como estas están relacionadas entre sí, y además su relación con los inputs y outputs.

Las funciones que el sistema exoesquelético debe realizar están indicadas en el punto 4.2.2. Cada una de estas posee varias subfunciones, y a su vez, entre todas dan origen a una función principal, lo que se presenta a continuación:

- Función principal: Reducir la probabilidad de caída del usuario.

- Funciones secundarias:

    - Asistir al usuario en la recuperación del equilibrio.
        - Almacenar energía.
        - Aplicar torques de acción contraria en la cadera.
        - Detectar las pérdidas de balance.
        - Soportar esfuerzos.
        - Transformar energía eléctrica en energía mecánica.

- Transmitir potencia mecánica.

- Monitorear la marcha del usuario.
  - Detectar las fuerzas de contacto con el suelo.
  - Detectar posición angular de cadera, rodilla y tobillo.
  - Interpretar datos de sensores.

- Permitir al usuario caminar de forma normal.
  - Permitir rango completo de movimiento del usuario.

4.3.1. Árbol de funciones

A continuación, se presentan las funciones y subfunciones del sistema exoesquelético en un diagrama para comprender y visualizar fácilmente la relación entre estas.

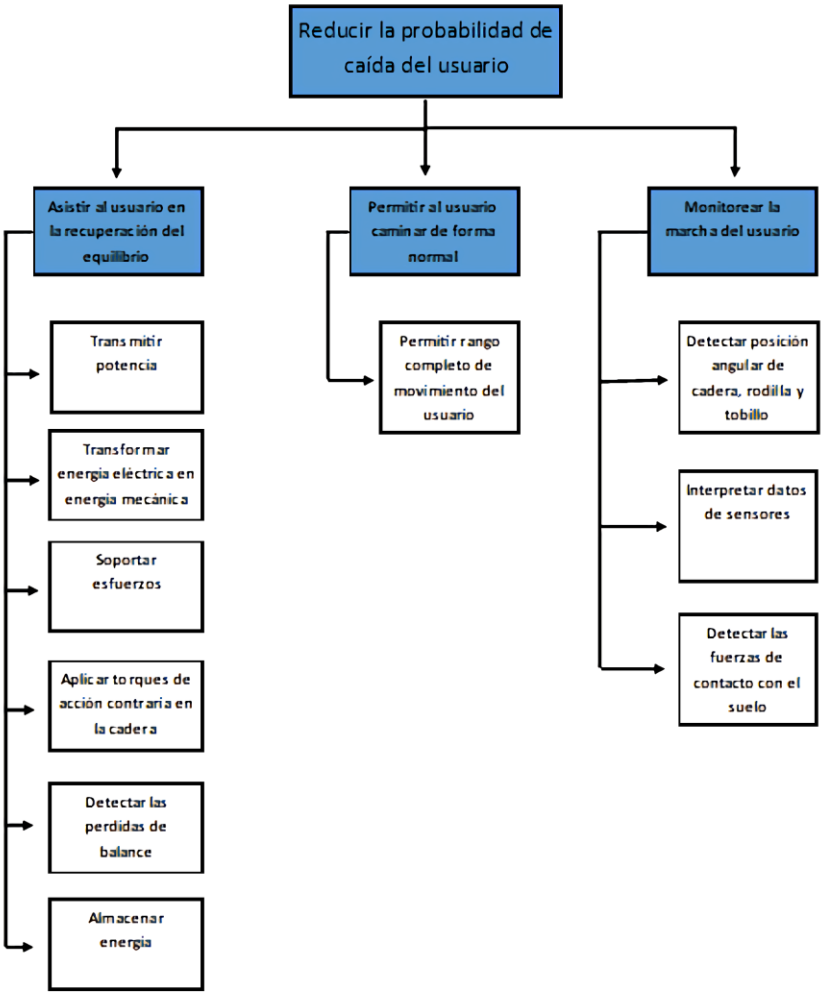


Figure 4-2. Árbol de funciones y subfunciones.

4.3.2. Modelo de caja negra

El siguiente diagrama esquematiza las variables de entrada del sistema (**inputs**) y las variables de salida de este mismo (**outputs**), categorizándolas en **materiales, energía e información**.

La energía de entrada corresponde al suministro eléctrico para los componentes que conforman el sistema exoesquelético, específicamente los sensores, actuadores y sistema de control, mientras que la energía de salida corresponde a perdidas por calor y a la energía mecánica generada para la recuperación del balance frente a un resbalón o tropiezo.

La información de entrada es la que recopilan los distintos sensores del sistema, mientras que la información de salida corresponde a un registro de la cinemática de las articulaciones del usuario (en concreto las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo.) y de las fuerzas de contacto con la superficie.

No hay ingresos ni salidas de materiales tangibles en el proceso asociado al funcionamiento del sistema exoesquelético.

Este modelo permite analizar los inputs y outputs del sistema, sin entrar a analizar las funciones de este mismo.

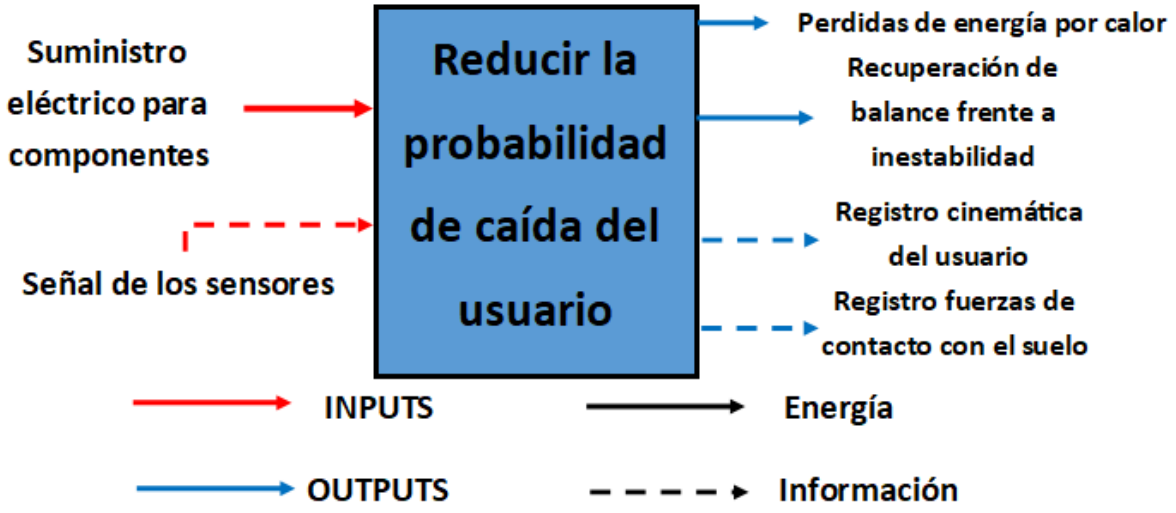


Figure 4-3. Modelo de caja negra. Las líneas rojas representan las variables de entrada (INPUTS) mientras que las azules representan las variables de salida (OUTPUTS). Las líneas continuas representan flujo de energía mientras que las líneas segmentadas representan flujo de información.

4.3.3. Modelo de caja transparente

A diferencia del modelo de caja negra, el modelo de caja transparente analiza las funciones y subfunciones asociadas al funcionamiento del sistema y como se relacionan unas con otras, permitiendo buscar y establecer una estructura de funciones optima.

Esta información facilita la identificación de los componentes necesarios en el sistema para realizar todas estas funciones.

La energía que ingresa al sistema es almacenada, para luego ser utilizada por otros componentes en la realización de sus propias funciones.

Esta energía, por un lado, se utiliza para la detección de pérdidas de balance, posición angular de cadera, rodilla y tobillo, y fuerzas de contacto con el suelo, información que luego debe ser analizada e interpretada. Este análisis e interpretación de los datos permite indicar al sistema cuándo es necesario actuar para asistir al usuario en la prevención de una caída, además de monitorear la marcha del usuario, lo que culmina en la generación de un registro de la cinemática del usuario y de las fuerzas de contacto con la superficie durante la marcha. Esta información es utilizada como retroalimentación para realizar mejoras en la asistencia que proporciona el sistema al usuario.

Por otro lado, la energía eléctrica almacenada es transformada en energía mecánica, la que es necesaria cuando los datos interpretados por los sensores detectan que una caída está ocurriendo. Para asistir al usuario en la prevención de la caída, la energía mecánica se utiliza para aplicar torques de acción contraria en la cadera del usuario y transmitir esta energía al mismo (proceso en el cual existen perdidas de energía por calor), con el objetivo de recuperar el balance frente a un resbalón o tropiezo. En el proceso, la estructura del sistema debe ser capaz de soportar los esfuerzos generados por la aplicación de los torques de acción contraria.

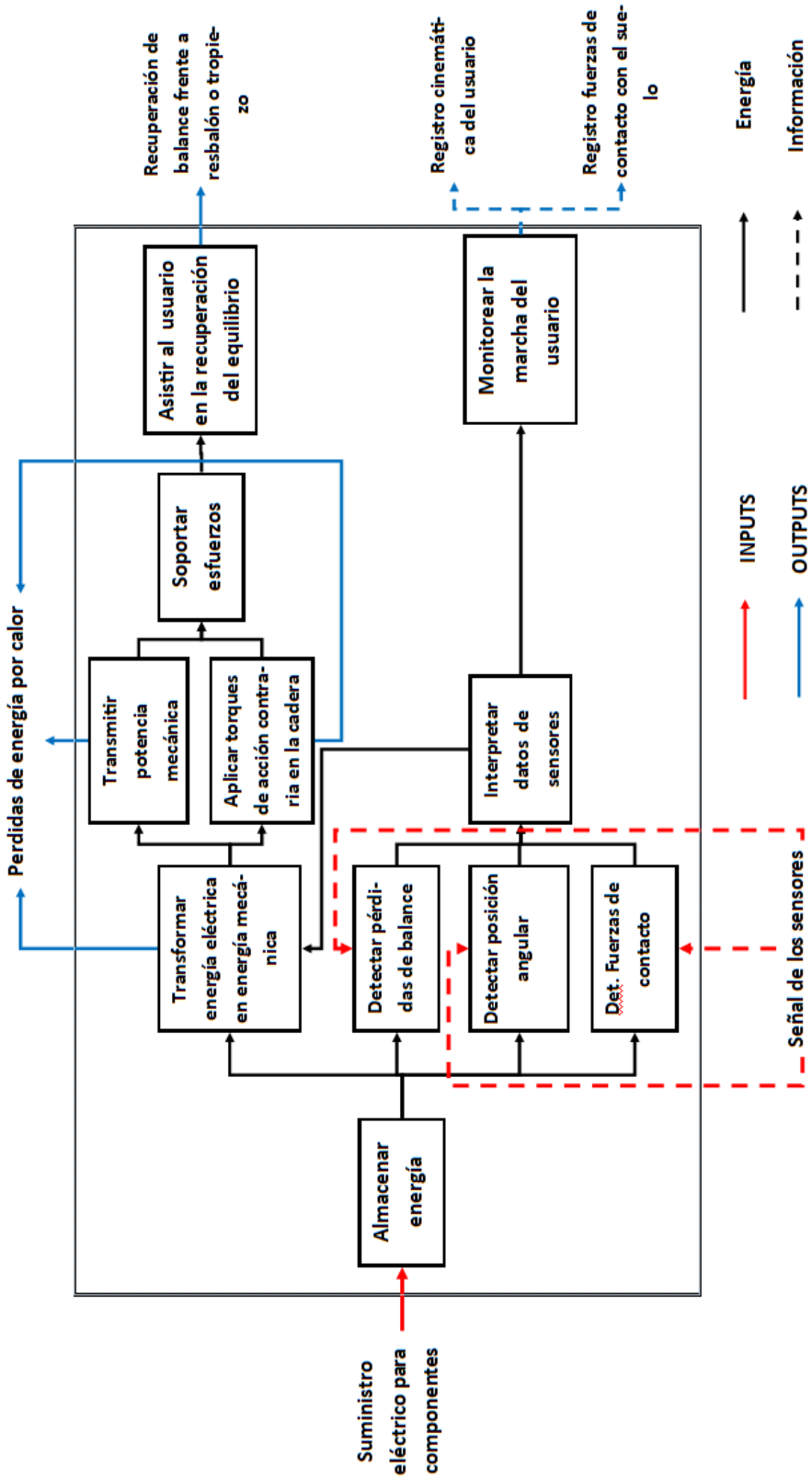


Figure 4-4. Modelo de caja transparente. Las líneas rojas representan las variables de entrada (INPUTS) mientras que las azules representan las variables de salida (OUTPUTS). Las líneas continuas representan flujo de energía mientras que las líneas segmentadas representan flujo de información.

4.3.4. Benchmarking

Este consiste en comparar el producto a diseñar con los productos similares que ya existen en el mercado, esto con el fin de identificar las fortalezas y debilidades de la competencia y detectar oportunidades. Para esto se utiliza una escala de 1 a 5, donde 1 es la puntuación más baja y 5 la más alta, y se comparan los objetivos de diseño ya establecidos estimando el desempeño de los productos existentes en el mercado en base a la información disponible y al criterio del diseñador. (Dieter & Schmidt, 2013, Pag. 95)

Table 4-4. Comparación del diseño conceptual a generar con algunos exoesquelétos presentes en el mercado.

Competidores	1)ATOUN	2)CYBERDYNE	3)Suit X	4) Producto a diseñar
Alta eficiencia energética	3	4	3	3
Bajo consumo energético	3	3	3	4
Bajo Costo de mantención	3	4	3	4
Bajo costo de manufactura	3	4	3	5
Bajo costo de operación	3	4	3	4
Bordes suaves	4	4	3	5
Diseño compacto	2	4	3	4
Diseño ergonómico	2	4	3	4
Fácil acceso a componentes internos	4	3	4	4
Fácil ensamble y desensamble	4	4	4	4
Fácil transporte	2	5	4	5
Interferencia negativa mínima con el usuario	3	4	3	4
Liviano	2	5	4	4

Reducir la probabilidad de caída del usuario	3	3	4	4
Repuestos accesibles	4	4	4	3
Repuestos económicos	4	3	3	3
Resistente a cargas por impacto	5	4	4	4
Resistente a la oxidación	5	4	3	4
Resistente al desgaste y la corrosión	4	4	4	4
Promedio	3,3	3,9	3,4	4,0

De acuerdo con lo obtenido en la tabla, se espera que el producto a diseñar obtenga las calificaciones más altas en los objetivos de diseño, considerando que los otros exoesquelétos utilizados para este estudio si bien cumplen funciones similares a las deseadas en el producto a diseñar, están orientados a satisfacer otras necesidades.

4.3.5. Lista de requerimientos

La siguiente lista muestra los requerimientos que el sistema exoesquelético a diseñar debe cumplir, separándolos en requerimientos demandados (D) que son los que se deben cumplir bajo cualquier circunstancia, y requerimientos deseados (W) que son aquellos que deberían ser tomados en consideración. Además, los requerimientos incluyen especificaciones cuantitativas en el caso de los datos que involucran números y magnitudes (Monaco et al., 2017, pag. 7), y especificaciones cualitativas en el caso de los datos con variación permisible o para requerimientos especiales.

Table 4-5. El símbolo "D" representa los requerimientos que se deben cumplir mientras que la "W" son los requerimientos que se desean, pero no son esenciales.

	Requerimiento
	1. Geometría
D	Bordes no afilados
D	Numero de partes < 100
D	Partes internas encerradas > 95%
D	Largo eslabón pierna 25 < L < 40 [cm]
	2. Cinemática
D	Tiempo de detección de caída < 400 [ms]
D	Grados de libertad de movimiento = 2
D	Posición angular de movimiento 30°> θ >40°
D	Velocidad angular de movimiento 0> ω > 7 [rad/s]
D	Aceleración angular de movimiento 2> α > 35 [rad/s2]
	3. Fuerza
D	Torque proporcionado en la cadera > 0,2 [Nm/kg de peso del usuario]
W	Dirección de la fuerza perpendicular a la pierna
D	Duración de la aplicación de la fuerza ≤ 250 [ms]
	4. Energía
W	Perdidas de energía por calor < 5 %
W	Eficiencia energética > 80%
D	Autonomía de las baterías > 3 [h]
D	Tiempo de recarga de baterías < 15 [h]
	5. Ergonomía
W	Reducción de movilidad del usuario < 10%
W	Unión simbiótica entre sujeto y exoesqueleto. Beneficio sin interferencia.
	6. seguridad
D	Partes móviles encerradas > 95 %
D	Sistema eléctrico encerrado > 95 %
	7. Señales
W	Indicador de carga de batería
D	Detección de posición angular de articulaciones de cadera, rodilla y tobillo
D	Detección de fuerzas de contacto con el suelo
D	Registro de posición angular de articulaciones en función del tiempo
	8. Operación
D	Peso usuario 50 < P < 100 [Kg]
D	Altura usuario 160 < H < 180 [cm]
W	Temperatura de operación 0 < T < 30 [°C]
	9. mantenimiento
W	Vida útil de batería > 3 [años]
W	Mantenimiento preventivo > 1 [año]
	10. Costos
W	Costo del equipo < $1.000.000
W	Costo de operación < $200.000 [año]
W	Costo de mantenimiento < $100.000 [año]

4.3.6. Matriz de Objetivos-Métricas

La siguiente matriz señala las relaciones existentes entre los requerimientos definidos en la lista del apartado anterior, y los objetivos de diseño.

Metricas	Bordes no afilados	N° de partes < 100	Partes internas encerradas > 95 %	Largo eslabón pierna 25 < L < 40 [cm]	Tiempo de detección de caída < 400 [ms]	Grados de libertad de movimiento = 2	Posición angular de movimiento > ? °	Velocidad angular de movimiento > ? °	Aceleración angular de movimiento > ? °	Torque cadera > 0,2 [Nm/kg de peso usuario]	Dirección fuerza perpendicular a la pierna	Duración fuerza ≤ 250 [ms]	Perdidas de energía por calor < 5 %	Eficiencia energética > 80%	Autonomía de las baterías > 3 [h]	Tiempo de recarga de baterías < 15 [h]	Reducción de movilidad del usuario < 10%	Unión simbiótica entre sujeto y exoesqueleto. Beneficio sin interferencia.	Partes móviles encerradas > 95 %	Sistema eléctrico encerrado > 95 %	Indicador de carga de batería	Detección de posición angular de articulaciones de cadera, rodilla y tobillo	Detección de fuerzas de contacto con el suelo	Registro de posición angular de articulaciones en función del tiempo	Peso usuario 50 < P < 100 [Kg]	Altura usuario 160 < H < 180 [cm]	Temperatura de operación 0 < T < 30 [°C]	Vida útil de batería > 3 [años]	Mantenimiento preventivo > 1 [año]	Costo del equipo < $1.000.000	Costo de operación < $ 1.500.000 [año]	Costo de mantenimiento < $
Objetivos de diseño																																
Alta eficiencia energética													●	●																		
Bajo consumo energético													●	●							●	●	●	●			●					
Bajo costo de mantención		●	●																●	●								●	●			●
Bajo costo de manufactura		●																												●		
Bajo costo de operación													●	●								●	●	●							●	
Bordes suaves	●																															
Diseño compacto		●																	●	●						●						
Diseño ergonómico	●			●		●											●	●														
Fácil acceso a componentes internos			●																													
Fácil ensamble y desensamble		●	●																●	●												
Fácil transporte	●			●															●	●												
Interferencia negativa mínima con el usuario	●	●				●										●	●								●	●						
Liviano		●		●						●					●																	
Reducir la probabilidad de caída del usuario					●					●	●	●										●	●	●								
Repuestos accesibles		●																														●
Repuestos económicos		●																														●
Resistente a cargas por impacto			●																													
Resistente a la oxidación			●																													
Resistente al desgaste y la corrosión			●																													

Figure 4-5. Cuando existe alguna relación entre un requerimiento y un objetivo de diseño, la casilla se rellena con un punto negro.

4.3.7. Despliegue de la función de calidad

El siguiente diagrama es una herramienta que combina la información recopilada de los diagramas presentados en los apartados anteriores y permite analizar esta misma en un nivel de profundad aun mayor, detectando oportunidades de mejora en diversos aspectos del producto a diseñar.

La parte superior del diagrama (la pirámide) se enfoca en indicar qué métricas de diseño se busca maximizar, minimizar o alcanzar un valor objetivo, además de comparar la relación

que existe entre las métricas de diseño, donde algunas se complementan, otras se entorpecen y las demás no tienen relación alguna.

La parte central del diagrama compara los objetivos con las métricas, indicando si la relación que existe entre estos es débil, normal o fuerte.

La parte derecha del diagrama compara al producto a diseñar con los de la competencia.

La parte inferior del diagrama permite ver la importancia absoluta y relativa de las métricas de diseño, lo que depende de la importancia cuantitativa de los objetivos de diseño (esta se definió anteriormente, ver figura 4-3.) y su grado de relación con estos mismos.

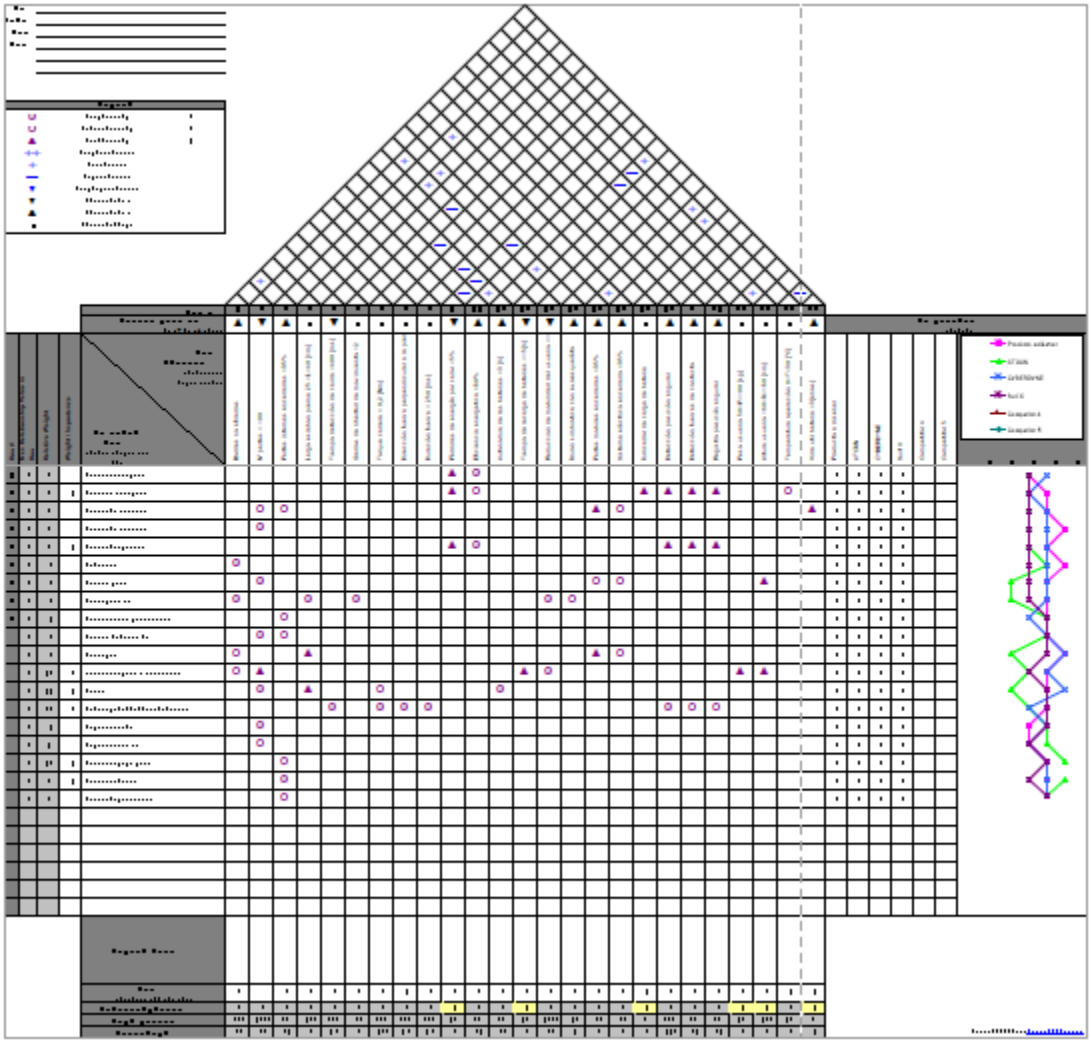


Figure 4-6: Diagrama de la "casa de la calidad".

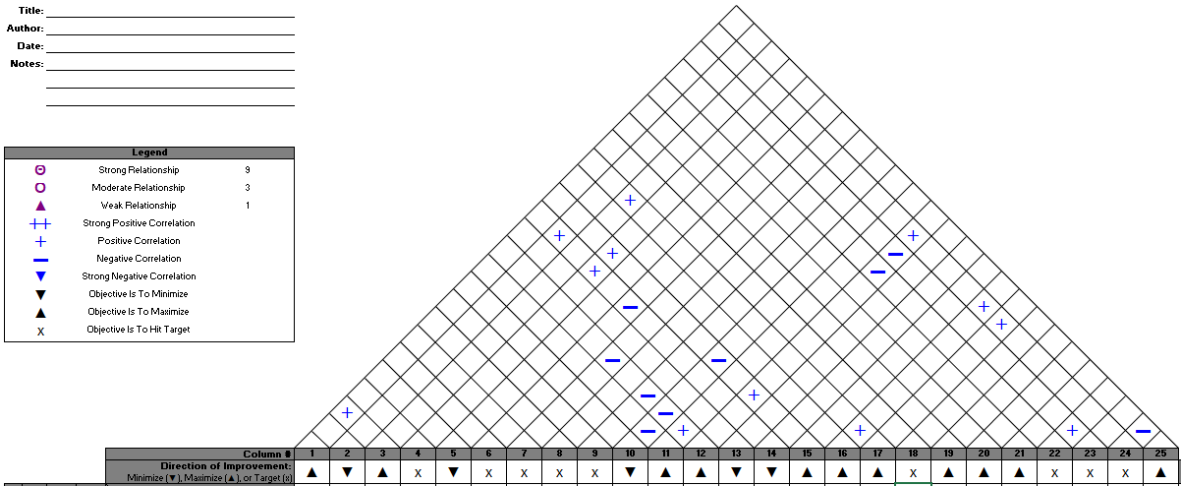


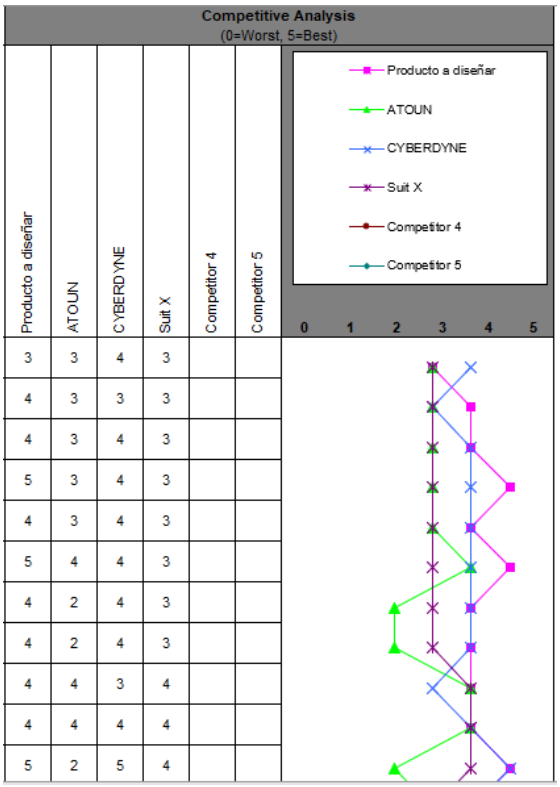
Figure 4-7: Zoom de la parte superior del diagrama de la "casa de la calidad".

Quality Characteristics (a.k.a. "Functional Requirements" or "Hows") / Demanded Quality (a.k.a. "Customer Requirements" or "Whats")	Bordes no afilados	N° partes < 100	Partes internas encerradas >95%	Largo eslabon pierna 25 <L<40 [cm]	Tiempo detección de caida <400 [ms]	Grados de libertad de movimiento ≥2	Torque cadera > 0,2 [N/m]	Dirección fuerza perpendicular a la pierna	Duración fuerza < 250 [ms]	Pérdidas de energía por calor <5%	Eficiencia energetica >80%	Autonomia de las baterias >3 [h]	Tiempo de recarga de baterias <15[h]	Reduccion de mobilidad del usuario <10%	Union simbiotica con excesquelèto	Partes mobiles encerradas >95%	Sistema eléctrico encerrado >95%	Indicador de carga de bateria	Detección posición angular	Detección fuerzas de contacto	Registro posición angular	Peso usuario 50<P<100 [kg]	Altura usuario 160<U<180 [cm]	Temperatura operación 0<T<30 [°C]
Alta eficiencia energetica										▲	⊙													
Bajo consumo energetico										▲	O							▲	▲	▲	▲			O
Bajo costo de mantención		O	O													▲	O							
Bajo costo de manufactura		⊙																						
Bajo costo de operación										▲	⊙								▲	▲	▲			
Bordes suaves	⊙																							
Diseño compacto		⊙														O	O						▲	
Diseño ergonomico	⊙			⊙		⊙								⊙	O									
Facil acceso a componentes internos			O																					
Facil ensamble y desensamble		⊙	O																					
Facil transporte	O			▲												▲	O							
Interferencia negativa minima con el usuario	O	▲											▲	⊙								▲	▲	

Figure 4-8: Zoom de la parte central del diagrama de la "casa de la calidad".

Target or Limit Value													
Difficulty (0=Easy to Accomplish, 10=Extremely Difficult)	3	0	7	2	5	3	6	1	4	6	2	3	2
Max Relationship Value in Column	9	9	9	9	9	9	9	9	9	1	9	9	1
Weight / Importance	64,5	168,4	96,0	15,3	252,0	3,6	285,0	252,0	252,0	14,0	96,0	99,0	19,0
Relative Weight	2,8	7,2	4,1	0,7	10,8	0,2	12,3	10,8	10,8	0,6	4,1	4,3	0,8

Figure 4-9: Zoom de la parte inferior del diagrama de la "casa de la calidad".



Competitive Analysis (0=Worst, 5=Best)					
Producto a diseñar	ATOUN	CYBERDYNE	Suit X	Competitor 4	Competitor 5
3	3	4	3		
4	3	3	3		
4	3	4	3		
5	3	4	3		
4	3	4	3		
5	4	4	3		
4	2	4	3		
4	2	4	3		
4	4	3	4		
4	4	4	4		
5	2	5	4		

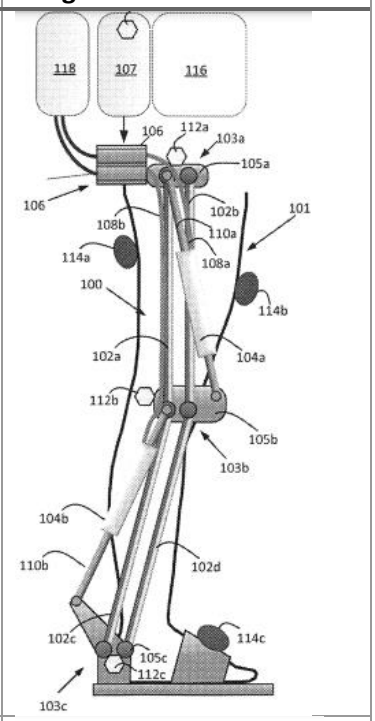
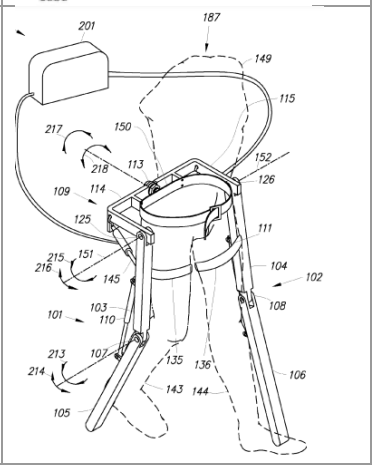
Figure 4-10: Zoom de la parte derecha del diagrama de la "casa de la calidad".

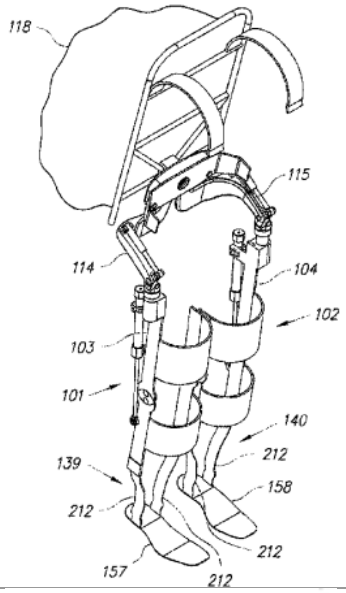
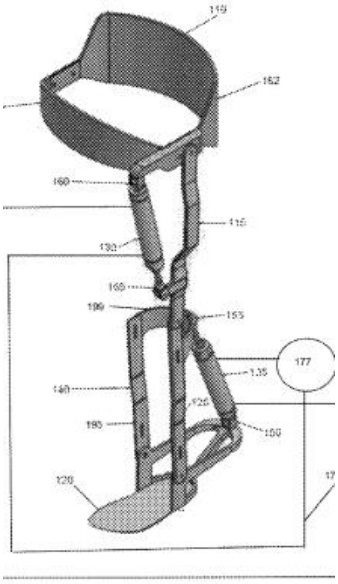
4.4. Generación de conceptos

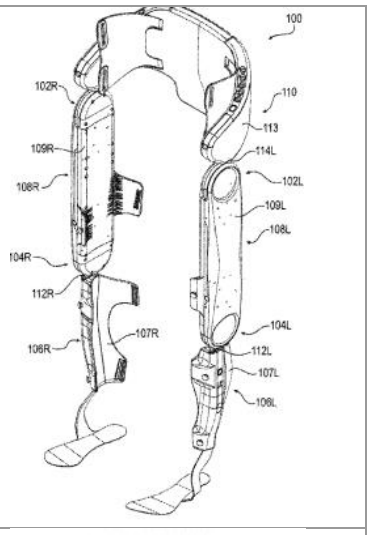
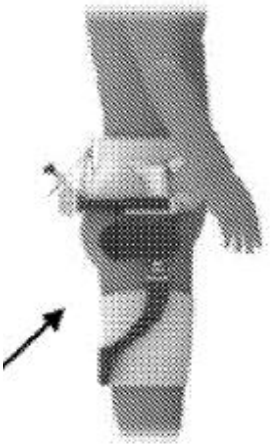
4.4.1. Patentes

En este apartado se presentan algunas patentes de sistemas exoesqueléticos de tren inferior similares al sistema a diseñar, con el objetivo de buscar soluciones técnicas a distintos problemas, además de evitar generar un diseño que ya esté patentado. En la tabla siguiente se presentan algunas de las patentes encontradas:

Table 4-6. Patentes de sistemas exoesquelético con su respectiva descripción, N° de patente, Función e ilustración.

Función	**Patente**	**Descripción**	**Imagen**
Exoesqueléto robótico con acción y control de caída (Bosscher, 2016)	US 9474632 B2	Mediante la detección de una aceleración descontrolada en alguna sección del exoesqueléto, se genera un cambio en el estado de al menos uno de los actuadores del sistema, estado en el cual este actúa como un amortiguador de energía el cual disipa las cargas de impacto ejercidas sobre el exoesqueléto.	
Exoesqueléto de tren inferior y método para controlar la fase de balanceo en las pierna de este mismo (Kazerooni, Amundson, & Harding, 2010)	US 8801641 B2	Exoesqueléto de tren inferior con soporte en ambas piernas y actuadores en la cadera, que asisten en la fase de balanceo de la pierna durante la marcha.	

Dispositivo y método para reducir el consumo de energía de una persona mediante exoesqueléto de tren inferior (KAZEROONI, AMUNDSON, & HARDING, 2009)	US 9610208 B2	Exoesqueléto de tren inferior acoplable a una persona, diseñado para descansar durante la fase de soporte de la marcha, con dos actuadores en la cadera para proporciona torque, reduciendo el consumo de energía al caminar.	
Sistema exoesquelético (Van Den Bogert, Miller, Doris, Moody, & Grimes, 2021)	US 11191694 B2	Sistema exoesquelético con actuador pasivo y operado de forma preneumática para restaurar la marcha humana. Contiene un actuador lineal en la parte frontal superior de la pierna y un segundo actuador lineal ubicado en la parte trasera inferior de la pierna.	

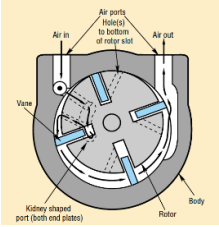
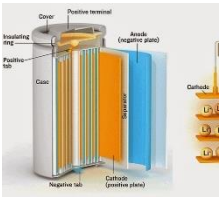
Método de recuperación y mitigación de caída para exoesqueléto de tren inferior (Dalley, Farris, & Jefferson-Shawn, 2019)	US 2019/0070059 A1	Método de control con detección de estado de caída, indicando extensión y dirección de esta misma. Incluye componentes que realicen una operación de recuperación para asistir al usuario a volver a la marcha normal.	
Dispositivo portátil para prevenir la caída del usuario (Arpigliano et al., 2020)	US 2020/0179217 A1	Dispositivo robótico portátil conectado al tren inferior del usuario, capaz de detectar perdidas de equilibrio potencialmente peligrosas y generar estrategias para evitar la caída del usuario.	

4.4.2. Carta morfológica

La carta morfológica consiste en identificar las posibles soluciones para las distintas funciones y subfunciones del equipo o sistema a diseñar, de esta forma se puede disponer de una amplia gama de opciones al momento de elegir la solución más adecuada para cada función, teniendo en cuenta la relación que existe entre las distintas soluciones y asegurándose de que estas sean compatibles.

A continuación, se presenta la carta morfológica en forma de tabla con la información descrita en el párrafo anterior:

Table 4-7. Se presentan distintas opciones de componentes con sus respectivas ilustraciones.

Función	Opción 1	Opción 2	Opción 3	Opción 4
Aplicar torques de acción contraria en la cadera Transformar energía eléctrica en energía mecánica	Motor eléctrico CC sin escobillas	Motor neumático 	Pistón hidráulico	Pistón neumático
Detectar fuerzas de contacto con el suelo Detectar posiciones angulares	Sensores de posición	Sensores de fuerza	Sensores musculares	Sensores neurales
Almacenar energía	Baterías de litio 	Frenos regenerativos	Resortes	
Soportar esfuerzos	Titanio	Fibra de carbono	Aleaciones de aluminio	Materiales blandos
Detectar las pérdidas de balance Interpretar datos de sensores.	Basado en la fuerza directa	Basado en la posición		

4.4.3. Brainstorming

A continuación, se presenta un diagrama de "brainstorming", el cual consiste en una lluvia de ideas para el diseño del sistema exoesquelético en cuestión. Este diagrama se hace bajo el pensamiento de que no existen ideas malas, por lo que todas son aceptables, ya sean ingenieriles o no ingenieriles. De esta forma se genera un pensamiento más abierto que puede ampliar el espectro de soluciones posibles para el diseño a generar.

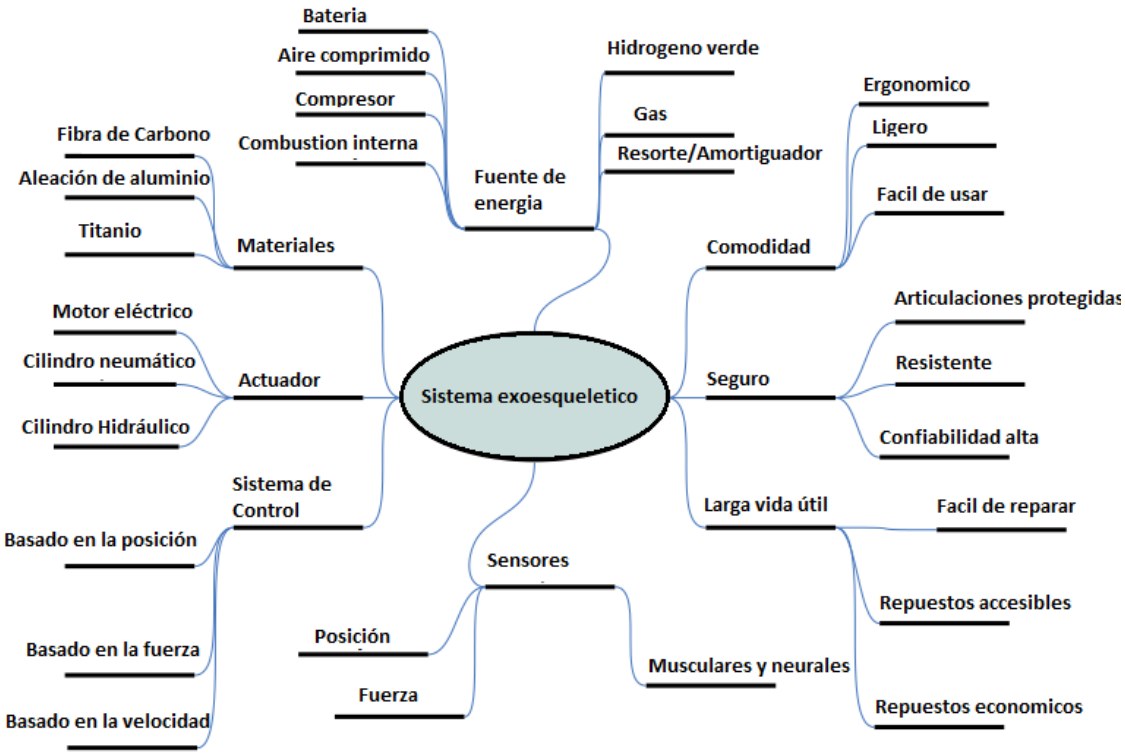


Figure 4-11. Diagrama "Brainstorming" para el diseño de un sistema exoesquelético de tren inferior orientado a reducir la probabilidad de caída en adultos mayores.

4.4.4. Generación de conceptos

En este apartado se generan algunos diseños conceptuales en base a toda la información recopilada en la sección de diseño conceptual, buscando satisfacer todas las variables analizadas y encontrar la mejor solución para el problema planteado inicialmente. Los diseños fueron generados utilizando el software "Fusion 360".

4.4.4.1. Concepto 1: Exoesqueléto con control basado en la fuerza

El cuerpo del exoesqueléto consiste en eslabones rígidos de fibra de carbono para el tren inferior del usuario, en la pierna completa de este mismo, con articulaciones en la cadera, rodilla y tobillo. La articulación de la cadera ofrece dos grados de libertad mientras que las de la rodilla y tobillo solo uno. Esto limita ligeramente la libertad de movimiento del usuario, pero hace más estable y fácil de analizar sus movimientos al caminar.

Para asistir al usuario, los actuadores utilizados corresponden a motores eléctricos de corriente continua sin escobillas, ya que estos entregan una buena relación potencia-peso, además de poseer un funcionamiento silencioso. Estos se ubican en las articulaciones de la cadera y rodillas.

El sistema de control está basado en la fuerza, con el cual se determinan los instantes en los que tanto el talón como la punta de los dedos del pie entran y salen de contacto con el suelo. La información de estas fuerzas viene de sensores de fuerza ubicados en la planta del pie del exoesqueléto y por tanto del usuario. Mediante la lectura de la magnitud de estas fuerzas y el tiempo que transcurre entre cada una se puede determinar cuándo una caída está en progreso y tomar acciones de asistencia para evitarlas.

La fuente de energía para alimentar los sensores, actuadores y sistema de control corresponde a una batería de ion litio de alta densidad energética, la cual se encuentra ubicada a la altura de la cadera, en la parte trasera de esta misma junto a los componentes del sistema de control. Para conocer el nivel de carga de la batería se dispone de un pequeño panel que indica el porcentaje de carga de esta misma.

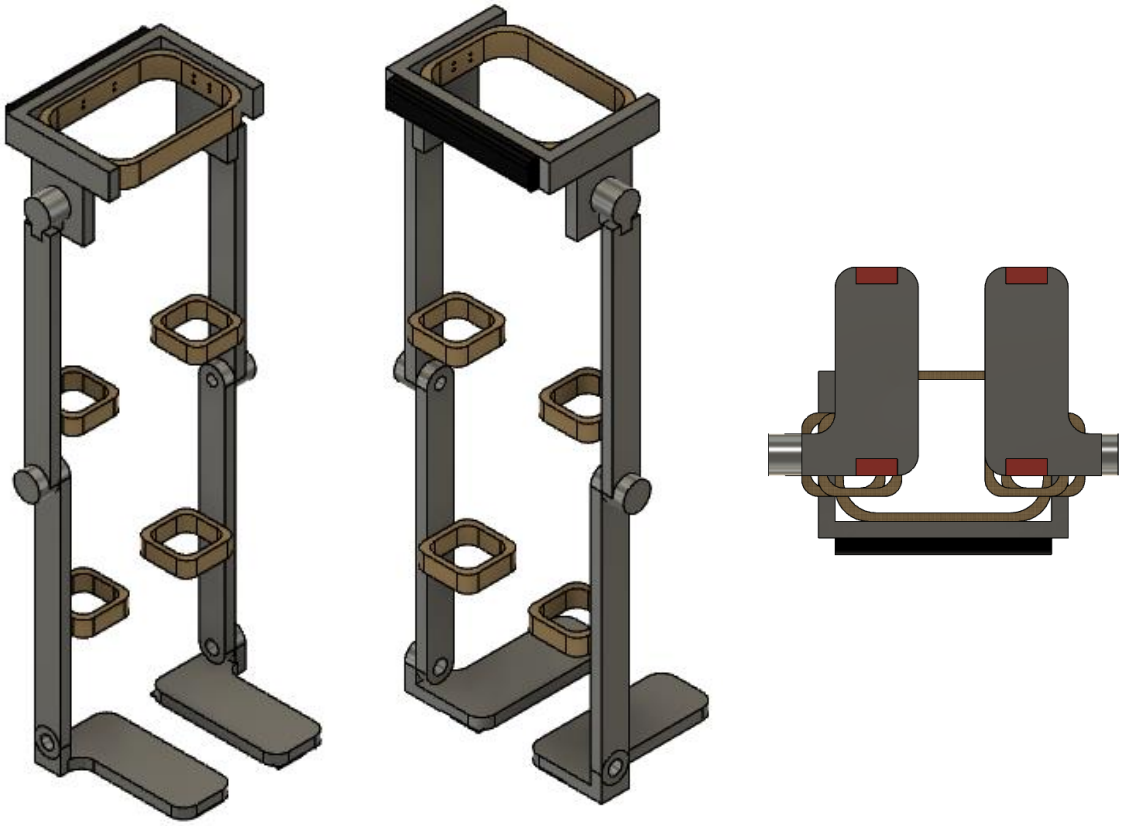


Figure 4-12. Vistas isométricas y desde abajo de concepto 1.

Figure 4-13: Vistas maniquí usando concepto 1.

4.4.4.2. Concepto 2: Exoesqueléto con control basado en la activación muscular

El cuerpo del exoesqueléto consiste en eslabones rígidos de fibra de carbono para el tren inferior del usuario, con articulaciones en la cadera y rodilla. La articulación de la cadera ofrece dos grados de libertad mientras que las de la rodilla solo uno. Esto limita ligeramente la libertad de movimiento del usuario, pero hace más estable y fácil de analizar sus movimientos al caminar.

Para asistir al usuario, los actuadores utilizados corresponden a motores eléctricos de corriente continua sin escobillas, ya que estos entregan una buena relación potencia-peso, además de poseer un funcionamiento silencioso. Estos se ubican en las articulaciones de la cadera y rodillas.

El sistema de control está basado en el comportamiento muscular de las piernas del usuario. Se utilizan sensores de electromiografía (EMG), los cuales deben ser implantados en los músculos principales de las piernas de este mismo, para detectar las señales eléctricas que estos reciben e interpretarlas. Cuando la persona sufre un tropezón y su pie resbala, este genera una respuesta automática para evitar la caída. Los sensores detectan esta respuesta muscular anormal y activan los actuadores del exoesqueléto para asistir al usuario en la recuperación del equilibrio. Esta tecnología está todavía en desarrollo y falta mucho conocimiento todavía para entender en profundidad cómo funcionan las señales eléctricas que activan los músculos. (Young & Ferris, 2017, pag. 174)

La fuente de energía para alimentar los sensores, actuadores y sistema de control corresponde a dos baterías de ion litio de alta densidad energética, las cuales se encuentran ubicadas en los eslabones de las piernas del exoesqueléto. A la altura de la espalda baja se encuentran los componentes del sistema de control. Para conocer el nivel de carga de la batería se dispone de un pequeño panel que indica el porcentaje de carga de esta misma.

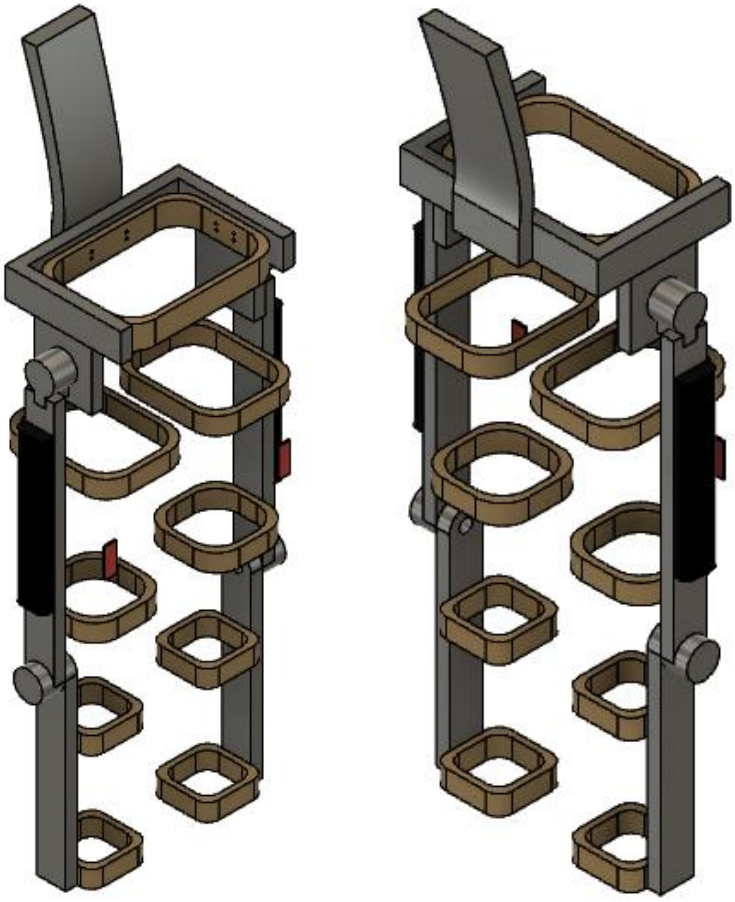


Figure 4-14. Vistas isométricas de Concepto 2.

Figure 4-15: Vistas maniquí usando concepto 2.

4.4.4.3. **Concepto 3: Exoesqueléto con control basado en la posición**

El cuerpo de este diseño conceptual es más simple que los anteriores, el cual consiste en un arco rígido a la altura de la cadera, y un solo eslabón para la parte posterior de cada pierna. La unión entre los eslabones de las piernas y el arco rígido de la cadera proporciona dos grados de libertad de movimiento, dándole completa libertad de movimiento al usuario. Los eslabones descritos son de una aleación de aluminio altamente resistente a esfuerzos de tracción y compresión.

Para asistir al usuario, los actuadores utilizados corresponden a motores eléctricos de corriente continua sin escobillas, ya que estos entregan una buena relación potencia-peso, además de poseer un funcionamiento silencioso. Estos se ubican en las articulaciones de la cadera.

El sistema de control está basado en la posición. Para controlar el movimiento del usuario, se utilizan sensores de posición angular ubicados en la articulación de la cadera, los que constantemente están monitoreando el movimiento del usuario. Con esta base de datos, se genera un patrón deseado de marcha que se modela como una onda sinusoidal, la cual es comparada con la onda sinusoidal real del movimiento del usuario. Cuando la diferencia de amplitud entre la onda esperada y la onda real supera cierto limite, esto se interpreta como una caída y activa los actuadores del sistema exoesquelético para asistir al usuario en la recuperación del equilibrio. (Monaco et al., 2017, pag. 2)

La fuente de energía para alimentar los sensores, actuadores y sistema de control corresponde a una batería de ion litio de alta densidad energética, la cual se encuentra ubicada a la altura

de la espalda baja, en la parte trasera de esta misma junto a los componentes del sistema de control. Para conocer el nivel de carga de la batería se dispone de un pequeño panel que indica el porcentaje de carga de esta misma.

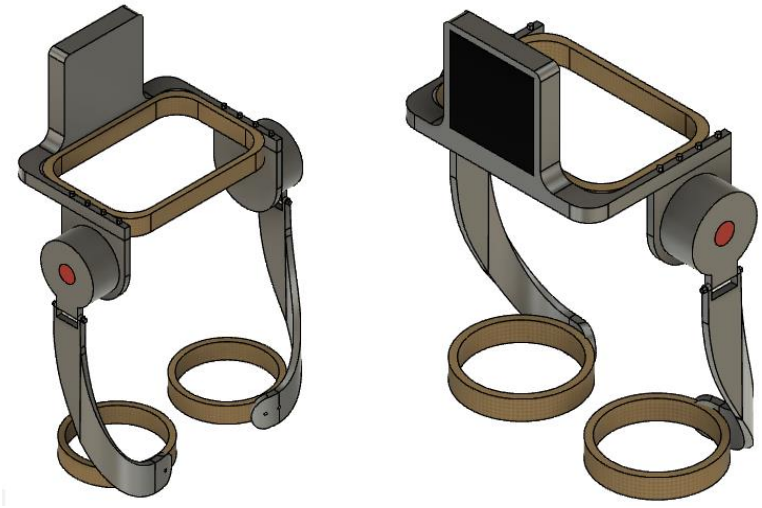


Figure 4-16. Vistas isométricas de concepto 3.

Figure 4-17: Vistas maniquí usando concepto 3.

4.5. Selección de concepto

A continuación, se determina cuál de los conceptos anteriormente mencionados cumple mejor con las distintas características necesarias para solucionar el problema en cuestión. Para esto se utiliza el método de pesos ponderados descrito en el punto siguiente.

4.5.1. Metodología de pesos ponderados

Anteriormente, se generó una lista de objetivos de diseño y se definió el "peso" o nivel de importancia porcentual de cada uno de estos. A continuación, se compararán los conceptos generados en el apartado anterior, evaluando que tan bien cumplen con los objetivos de diseño, asignando puntos del 1 al 5, donde 1 es lo más bajo y 5 es lo más alto, de esta forma y teniendo en cuenta el peso de cada uno de los objetivos, se puede obtener un valor cuantitativo del desempeño de cada uno de los conceptos y así identificar cual cumple mejor con estos para continuar trabajándolo.

Table 4-8. Tabla de selección de conceptos. El peso de cada objetivo de diseño corresponde al grado de importancia porcentual de este mismo.

		Conceptos					
		Concepto 1		Concepto 2		Concepto 3	
Criterio de selección	**Peso**	**Puntaje**	**Peso**	**Puntaje**	**Peso**	**Puntaje**	**Peso**
Alta eficiencia energética	0,020	3	0,06	3	0,06	3	0,06
Bajo consumo energético	0,050	3	0,15	3	0,15	5	0,25
Bajo costo de mantención	0,020	5	0,1	5	0,1	5	0,1
Bajo costo de manufactura	0,030	3	0,09	1	0,03	5	0,15
Bajo costo de operación	0,070	5	0,35	5	0,35	5	0,35
Bordes suaves	0,002	3	0,006	3	0,006	5	0,01
Diseño compacto	0,006	3	0,018	3	0,018	5	0,03
Diseño ergonómico	0,004	3	0,012	3	0,012	5	0,02
Fácil acceso a componentes internos	0,001	5	0,005	5	0,005	5	0,005
Fácil ensamble y desensamble	0,009	5	0,045	5	0,045	5	0,045
Fácil transporte	0,007	5	0,035	5	0,035	5	0,035
Interferencia negativa mínima con el usuario	0,190	3	0,57	3	0,57	5	0,95
Liviano	0,110	3	0,33	3	0,33	5	0,55
Reducir la probabilidad de caída del usuario	0,280	3	0,84	3	0,84	3	0,84
Repuestos accesibles	0,001	3	0,003	1	0,001	3	0,003
Repuestos económicos	0,010	3	0,03	1	0,01	3	0,03
Resistente a cargas por impacto	0,120	5	0,6	5	0,6	5	0,6
Resistente a la oxidación	0,050	5	0,25	5	0,25	5	0,25
Resistente al desgaste y la corrosión	0,020	5	0,1	5	0,1	5	0,1
Puntaje total		3,594		3,512		4,378	
Ranking		2		3		1	

Table 4-9. Escala de puntajes utilizada para medir el nivel de cumplimiento de los conceptos para cada objetivo de diseño.

Escala de puntajes	
Alto	5
Medio	3
Bajo	1

De la tabla 3-8, se puede apreciar que el concepto 3 es el que cumple de mejor forma con los objetivos de diseño, ya que obtuvo el puntaje total más alto.

Las principales características que hacen a este concepto mejor que los otros 2, son el poseer un diseño más simple, con menos componentes, lo que permite al exoesqueléto ser más liviano, tener un consumo energético más bajo ya que hay menos actuadores, ser más ergonómico al no restringir la libertad de movimiento del usuario, entre otros.

A continuación, se presentan las dimensiones generales del concepto seleccionado, además de el detalle de sus componentes y un layout de estos mismos:

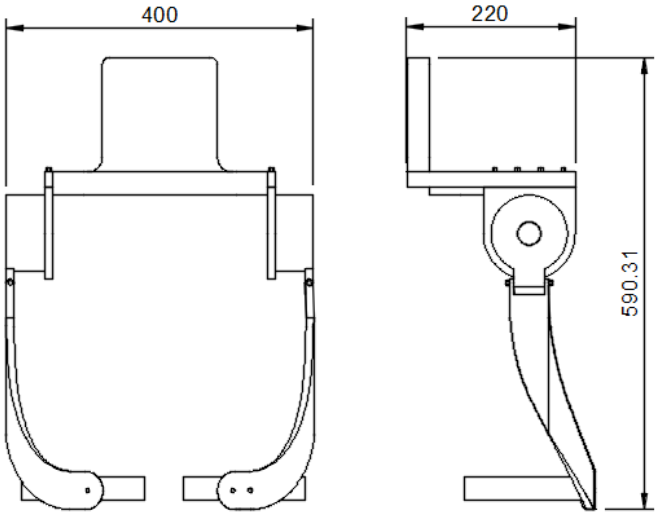


Figure 4-18. Dimensiones generales concepto 3.

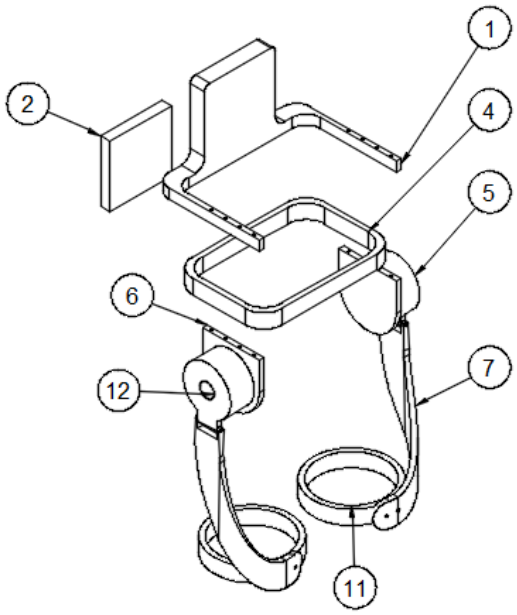
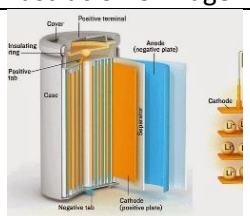


Figure 4-19. Vista explosiva de concepto 3.

Table 4-10. Descripción de componentes indicados en la figura 3-14.

Lista de piezas	
N° de pieza	**Descripción**
1	Marco general
2	Bateria y S.C.
4	Correa 1
5	Motor
6	Soporte Motor
7	Eslabón pierna
11	Correa 2
12	Sensor posición

Table 4-11. Ilustraciones e imágenes de componentes del concepto 3.

Componentes	Ilustración o imagen
Batería de ion de litio.	
Sensor de posición.	
Motor de corriente continua sin escobillas.	
Aleación de aluminio.	
Sistema de control basado en la posición.	

Para dimensionar el tamaño de los motores del concepto 3, se realizó un modelo simplificado usando como ejemplo a un sujeto de masa 80 [kg], y utilizando los datos de velocidad angular y torque necesarios de acuerdo con información sacada de referencias (ver anexo B), de donde se obtuvo que la potencia requerida de los motores debe ser de 112 [W] aproximadamente.

Es importante hacer la distinción entre los componentes que se van a diseñar y fabricar, y aquellos que se van a comprar, lo que se presenta en la siguiente tabla:

Table 4-12. Distinción de los componentes presentados en la tabla 3-10 entre diseño, fabricación y compra.

Componentes para diseñar y fabricar	**Componentes para comprar**
Marco general	Batería
Soporte motor	Sensor de posición
Eslabón pierna	Motor
-	Material de los eslabones
-	Componentes sistema de control
-	Correas
-	Pernos

Con respecto al proceso de fabricación de los eslabones del sistema exoesquelético a diseñar, existen distintas tecnologías, donde podemos destacar aquellas que se basan en la remoción de material, como también las que se basan en la adición de material. Éstas permiten generar geometrías más complejas que otras tecnologías como la fundición, lo que podría ser necesario para las piezas a fabricar.

En los procesos de remoción de material, una pieza de trabajo inicial es sometida a distintos procesos de manufactura (torneado, fresado, taladrado, etc.) donde herramientas de corte van dando la forma deseada a esta misma. En los procesos de adición de material, particularmente en metales, la pieza a fabricar se genera mediante la fusión de una serie de finas capas de polvo metálico sucesivas, lo que permite crear estructuras complejas que con otras tecnologías no son posibles de generar.

Para tomar una decisión sobre la tecnología a utilizar en la fabricación de los eslabones del sistema exoesquelético, habría que realizar una comparación de distintas variables, como los costos, tiempos, eficiencias energéticas y de uso de material, y sacar una conclusión de esto, considerando que ambas tecnologías son perfectamente viables para generar la geometría de las piezas y trabajar el material que en este caso corresponde a una aleación de aluminio.

5. Optimización topológica

5.1. Introducción

Una de las principales limitantes en los sistemas exoesqueléticos actuales es el peso de estos mismos, ya que para que su utilización sea productiva y agradable para el usuario, estos necesariamente deben ser ligeros y ergonómicos. La componente principal del peso de estos está centrada en 3 secciones, los actuadores, la fuente de energía y los eslabones del cuerpo.

En este apartado el enfoque estará en aplicar la tecnología de "optimización topológica" en uno de los eslabones principales del sistema exoesquelético propuesto, con el objetivo de reducir su peso, mantener sus propiedades mecánicas para no afectar su funcionamiento, y generar un diseño más eficiente en el uso de materiales.

5.2. Desarrollo

Para la modificación de la geometría del sistema exoesqueléto se utilizó la optimización topológica (de ahora en adelante "OT"), mediante la asistencia del software "ANSYS" el cual cuenta con esta herramienta.

En este caso, la geometría que se modifica corresponde a un medio continuo, por lo que para la OT el dominio se discretiza en elementos finitos que representan divisiones del material. Esto da origen a lo que se conoce como el mallado de la geometría. Mientras más fino es el mallado (mayor cantidad de elementos finitos) más preciso es el resultado.

El tipo de respuesta que se eligió para que entregue el algoritmo es el de "minimize compliance" o máxima rigidez, el cual responde a la pregunta ¿Cuál es la distribución de material que proporciona la máxima rigidez o mínima deformación para el estado de carga y la restricción de masa determinados?

Inicialmente, y con la ayuda del software "Fusión 360" se trabajó en la elaboración de un diseño conceptual del sistema exoesquelético (figure 4-16), para luego identificar por simple inspección cuales son los eslabones con una mayor contribución al peso del exoesqueléto y aplicarles la OT.

Se seleccionó el eslabón de la pierna izquierda (de ahora en adelante "EPI") (Componente N°7 en figura 4-19) del exoesqueléto para la aplicación de una OT, para lo cual se utilizó el software "ANSYS", donde el procedimiento fue el siguiente:

5.2.1. Selección de material

Se comenzó por la selección del material del EPI, donde los candidatos con las mejores cualidades son: Aleaciones de aluminio, fibra de carbono y titanio (es el que posee las mejores cualidades, pero también es el más caro). La relación resistencia/peso del acero no es tan buena como la de los materiales ya mencionados y es por esto por lo que no es una opción viable, ya que lo que se busca es conseguir una pieza resistente, pero al mismo tiempo ligera.

El software cuenta con una librería de materiales, de los cuales se eligió una aleación de aluminio, ya que este material es más económico que el titanio y sus aleaciones, y la fibra de carbono no estaba disponible. las características del material seleccionado son las siguientes:

- $Densidad = 2770 \left[\frac{kg}{m^3}\right]$
- $Esfuerzo\ de\ fluencia\ de\ tensión = 280\ [MPa]$
- $Esfuerzo\ de\ fluencia\ de\ compresión = 280\ [MPa]$
- $Esfuerzo\ máximo = 310\ [MPa]$

5.2.2. Compatibilidad con software "ANSYS"

Se exportó la geometría del EPI diseñada en el software "Fusión 360" como un archivo compatible con el software "ANSYS" (.step) y luego se importó en este mismo.

5.2.3. Mallado de geometría

Se realizó un análisis estructural estático sobre el EPI, para lo cual lo primero fue la generación de un mallado sobre este mismo, con el cual se generaron nodos en múltiples ubicaciones de la geometría, como se muestra a continuación:

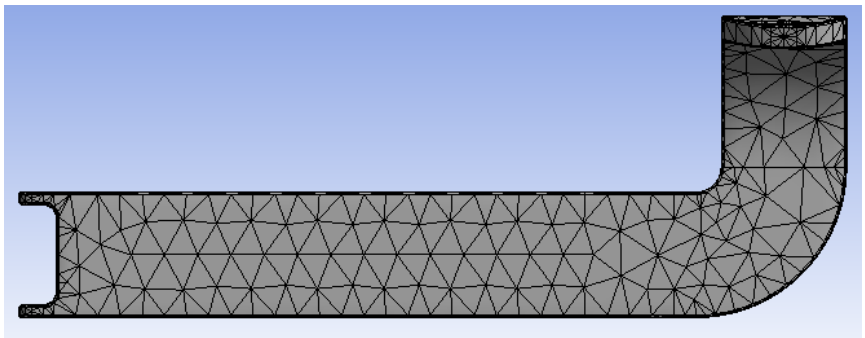


Figure 5-1. Mallado generado sobre EPI. Cumple la función de discretizar el dominio en elementos finitos.

5.2.4. Condiciones de frontera

Se aplicaron las condiciones de frontera sobre el EPI, que consistieron en dos soportes cilíndricos en los pasadores ubicados en la parte superior de la pieza (Zona azul ubicada en la esquina superior izquierda de la figura 4-3, con la etiqueta A), y 1 fuerzas perpendicular a la superficie de la pieza en la parte inferior de esta (zona roja, ubicada en la esquina inferior derecha de la misma figura, con la etiqueta B), donde está en contacto con la pierna del usuario:

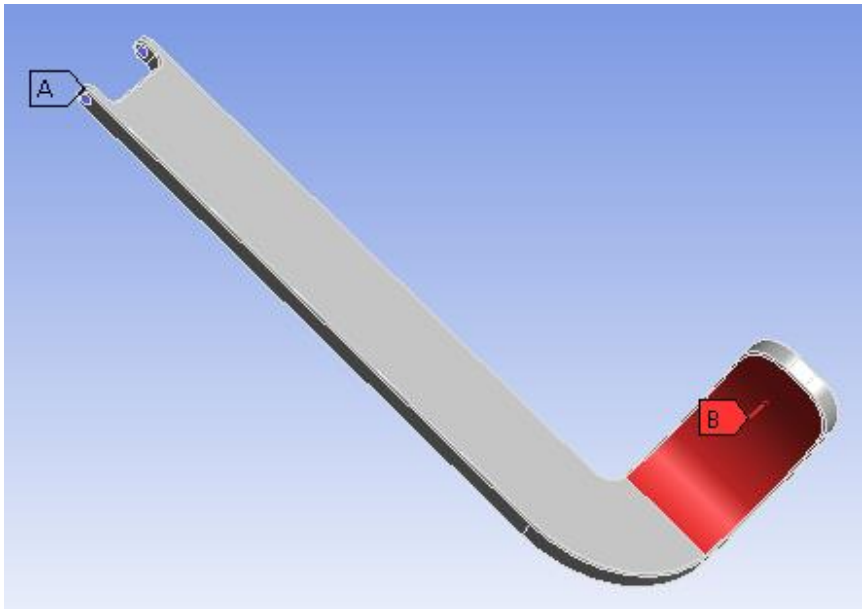


Figure 5-2. El área de color azul corresponde a la región donde se ubican los soportes cilíndricos, mientras que el área de color rojo corresponde a la región donde se aplica la fuerza externa a la que está sometido el eslabón.

5.2.5. Resultado de análisis estructural estático

Se seleccionaron las siguientes variables como resultado del análisis estructural estático:

- Esfuerzo equivalente de Von-Mises
- Desplazamiento

Como resultado, se determinó el esfuerzo y deformación (desplazamiento con respecto a la posición inicial) en los distintos nodos del mallado generado, y por tanto en las distintas ubicaciones del eslabón, identificando así las zonas donde el esfuerzo y deformación fue mínimo y máximo.

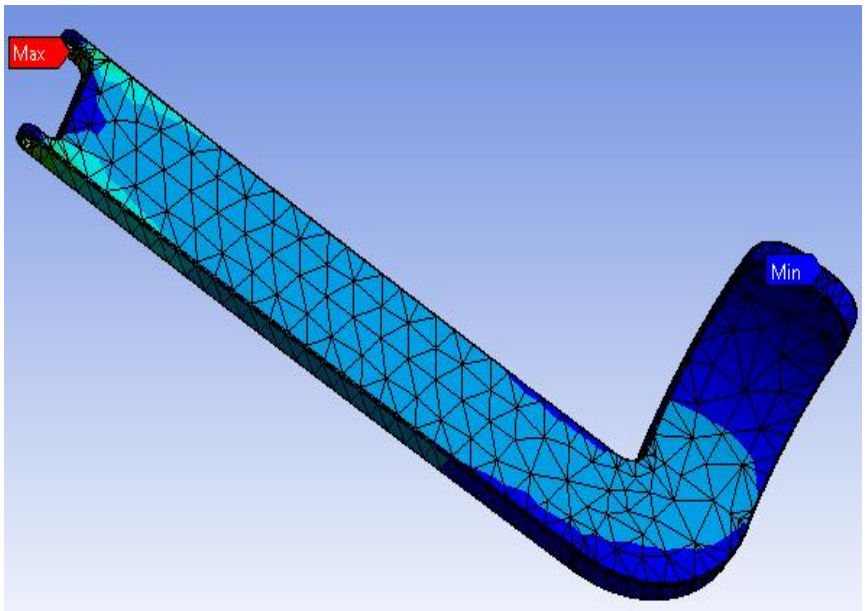


Figure 5-3. Esfuerzo equivalente de Von Mises en todos los nodos del mallado como resultado de las condiciones de frontera. Las etiquetas azul y rojo muestran los puntos donde el esfuerzo es mínimo y máximo respectivamente.

5.2.6. Optimización Topológica

Se aplicó la OT sobre la solución obtenida del análisis estructural estático, para lo cual se seleccionó el porcentaje deseado de reducción de la masa original, y áreas restringidas para la optimización (secciones en las que no se quiere remover material):

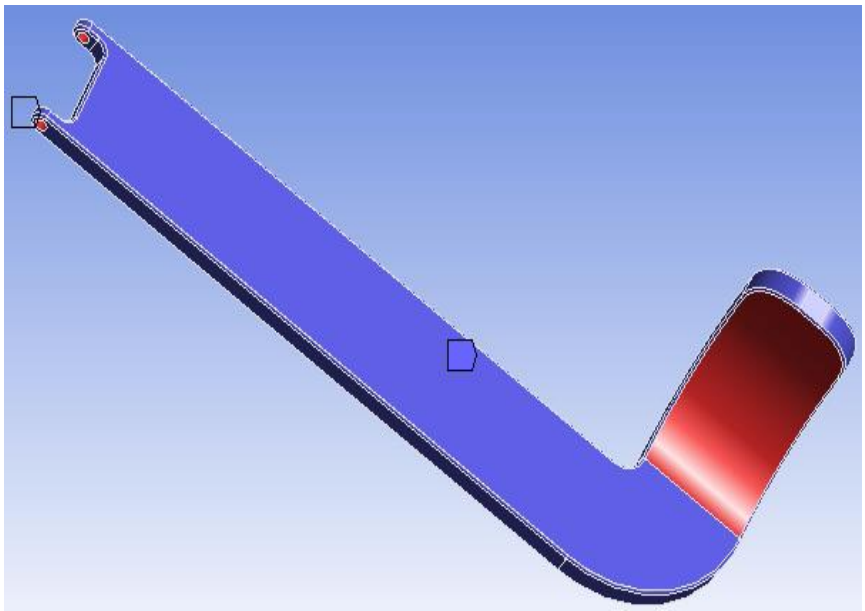


Figure 5-4. Regiones de optimización. El área en rojo es la región excluida mientras que el área azul es la región designada para la OT.

Como resultado, se obtuvo una geometría optimizada del EPI del sistema exoesquelético, similar a la original, pero con secciones de material removido en las áreas que el algoritmo determino que era menos necesario:

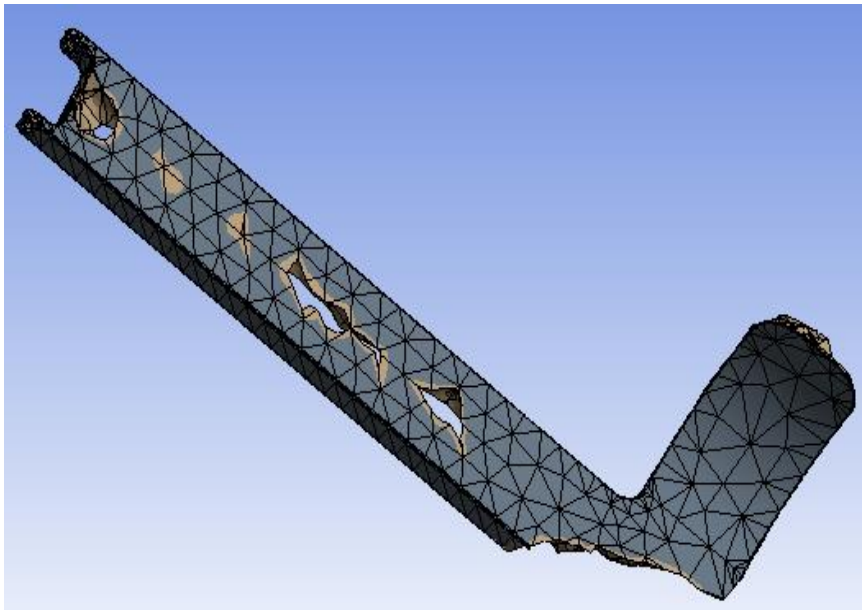


Figure 5-5. Vista 1 OT del eslabón con retención de masa del 60% del cuerpo original.

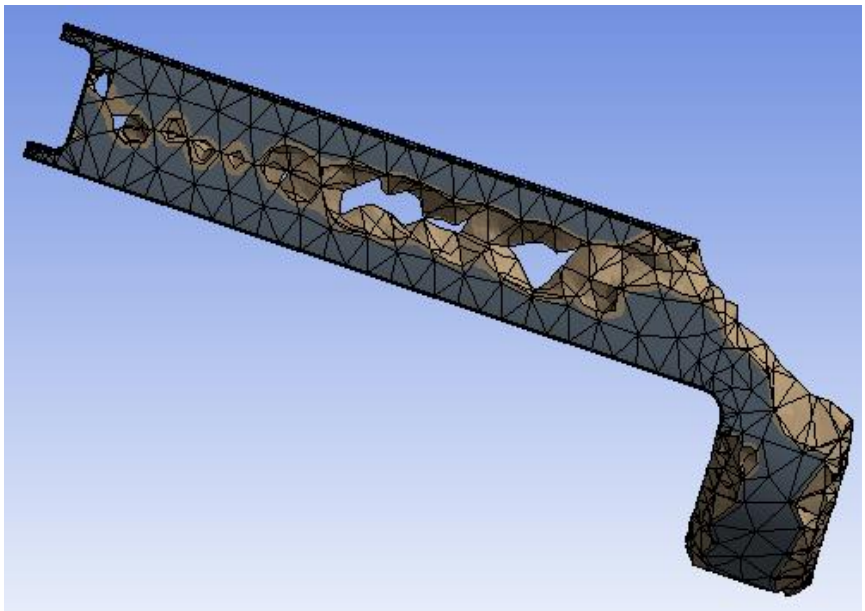


Figure 5-6. Vista 2 OT del eslabón con retención de masa del 60% del cuerpo original.

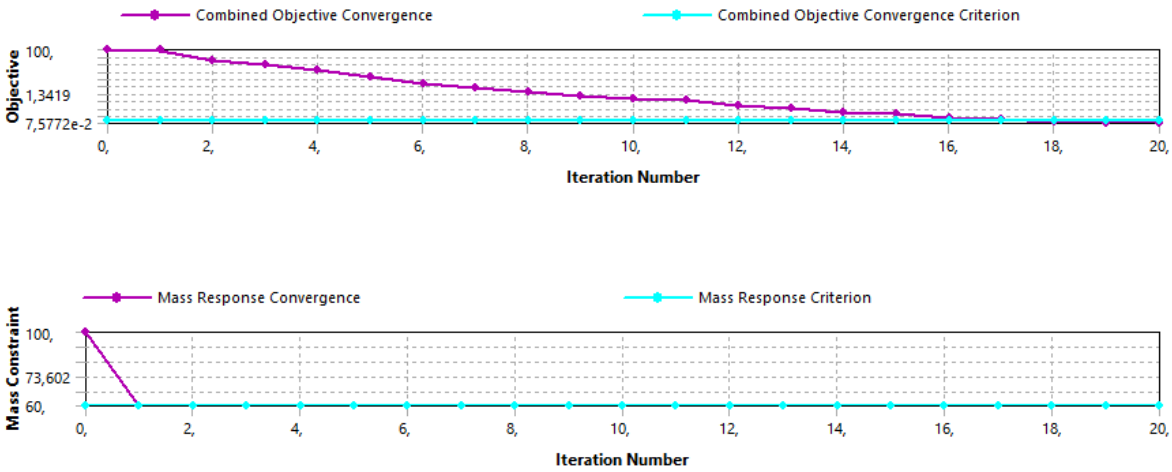


Figure 5-7. Gráfico de convergencia del algoritmo de optimización. La masa converge rapidamente al 60% deseado, mientras que la convergencia de la distribución de la masa que proporcione la maxima rigides requiere de alrededor de 20 iteraciones.

La función objetivo que se muestra en el gráfico superior de la figura 4-8 corresponde a la función ya mencionada de “minimize compliance”, la cual busca la distribución de masa que proporciona la máxima rigidez, en este caso para una retención del 60% de la masa inicial.

5.2.7. Proceso de rediseño

Para comparar la pieza optimizada con la original, es necesario reconstruirla para que el software ANSYS la considere como un cuerpo sólido, de forma que se pueda aplicar un nuevo análisis estructural estático sobre la pieza optimizada y comparar las siguientes variables:

- Masa [kg]
- Esfuerzo máximo [MPa]
- Deformación máxima [mm]

Se utilizaron dos métodos para transformar la pieza optimizada en un cuerpo solido:

1) Mediante herramientas del software ANSYS para suavizar bordes de la geometría y rellenar material donde fuera necesario.
2) Mediante el rediseño de la pieza optimizada utilizando el software "Fusion 360", buscando generar una geometría los más parecida a la pieza optimizada. Luego esta pieza se importa en el software ANSYS (formato. step).

El método 1 es más exacto, pero si la pieza optimizada es muy compleja resulta difícil de implementar, por lo que se debe recurrir al método 2.

Transformar la pieza optimizada en un cuerpo solido es complicado y toma mucho tiempo, por lo que antes de realizar esto y con el objetivo de expandir el dominio inicial de soluciones, se rediseñó la pieza utilizada para la optimización (Eslabón pierna izquierda) múltiples veces y para cada nuevo diseño, se realizaron una o más optimizaciones, variando alguno de los siguientes parámetros:

- Porcentaje de retención de masa
- Condiciones de frontera
    - Tipos de cargas
    - Magnitud de las cargas
    - Superficies restringidas para la optimización
- Densidad y tipo de mallado

De esta forma, con la acumulación de experiencia en el uso del software ANSYS, y las nuevas ideas que fueron surgiendo para mejorar el EPI, se fueron mejorando progresivamente las soluciones obtenidas por la OT de los distintos diseños.

5.2.8. Selección de piezas

Mediante un análisis cualitativo, se eligieron las piezas optimizadas más prometedoras, las que resultaron de la aplicación de la OT en el diseño N°6 del EPI (ver en anexo C todos los diseños y sus OT). Los resultados se muestran a continuación:

- Diseño N°6:

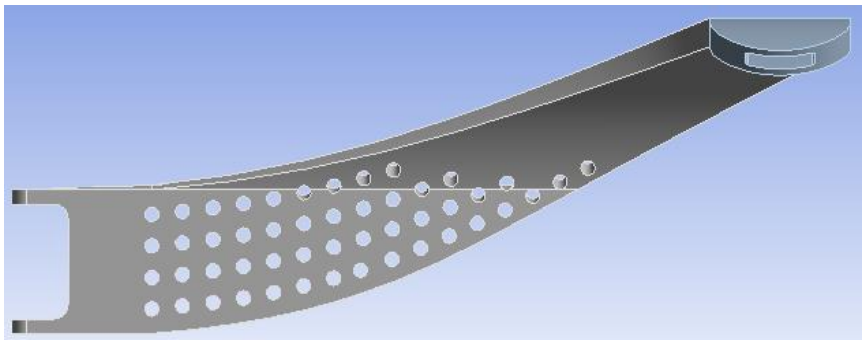


Figure 5-8. Diseño N°6 eslabón pierna izquierda, vista 1.

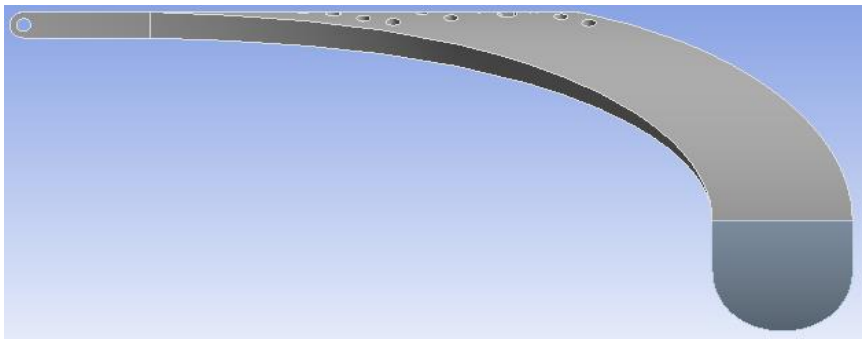


Figure 5-9. Diseño N°6 eslabon pierna izquierda, vista 2

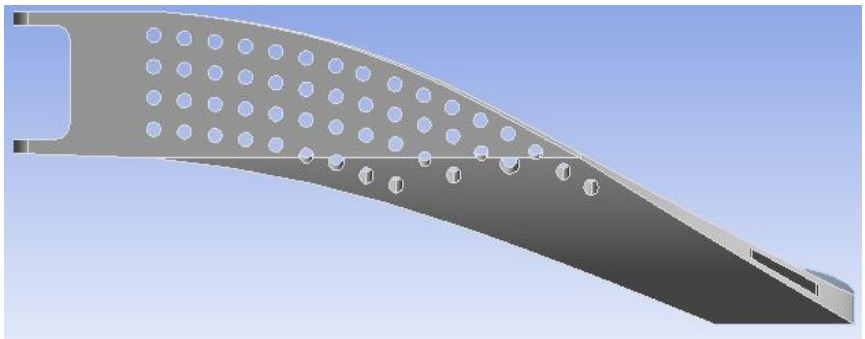


Figure 5-10. Diseño N°6 eslabón pierna izquierda, vista 3.

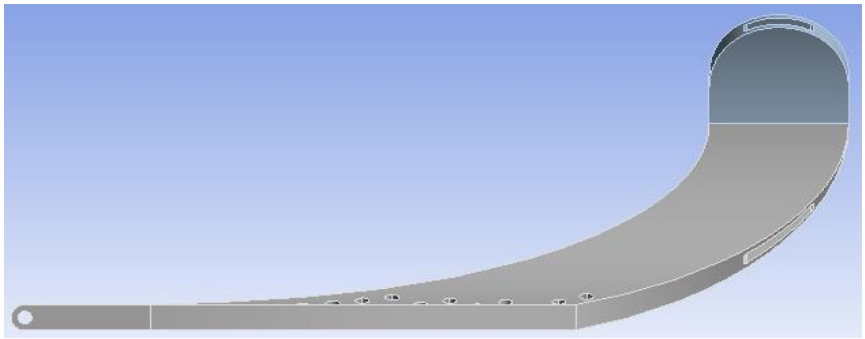


Figure 5-11. Diseño N°6 eslabón pierna izquierda, vista 4.

Como se puede apreciar en las figuras anteriores, el diseño N°6 del eslabón pierna izquierda presenta varias modificaciones con respecto al diseño inicial, entre los cuales se destaca un cuerpo más curvo y ergonómico que se acopla mejor al cuerpo del usuario, una franja interna en la parte inferior de la pieza (parte derecha en las figuras) pensada para el paso de una correa que sirva como sujeción entre el eslabón y la pierna del usuario, y pequeños orificios en el cuerpo del eslabón con el propósito de mejorar la respuesta del algoritmo de la optimización topológica.

- Optimización 1 (10% de retención de masa):

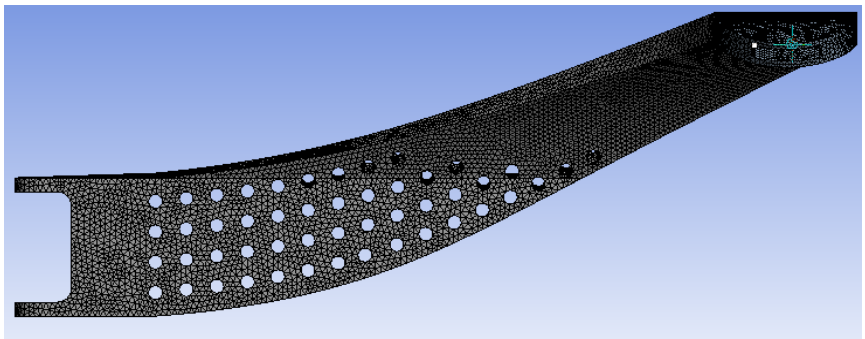


Figure 5-12. Mallado generado sobre el diseño N°6 del eslabón pierna izquierda. Cumple la función de discretizar el dominio en elementos finitos.

Comparando con la malla utilizada en los primeros diseños (ver figura 4-2), se puede apreciar que esta es mucho más densa, lo que permite obtener un resultado mucho más exacto a la hora de calcular esfuerzos, deformaciones y también para la OT.

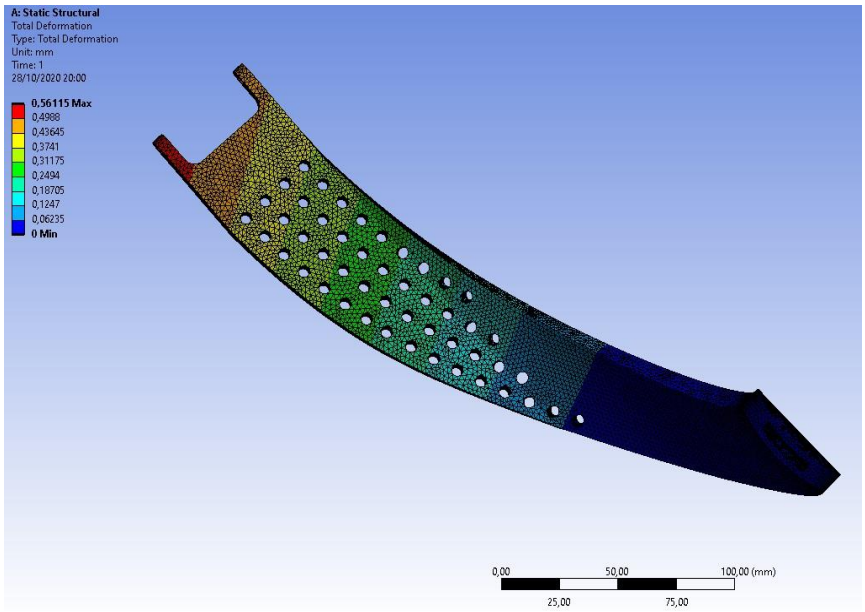


Figure 5-13. Desplazamiento total en todos los nodos del mallado del eslabón como resultado de las condiciones de frontera. Mas detalle en la esquina superior izquierda.

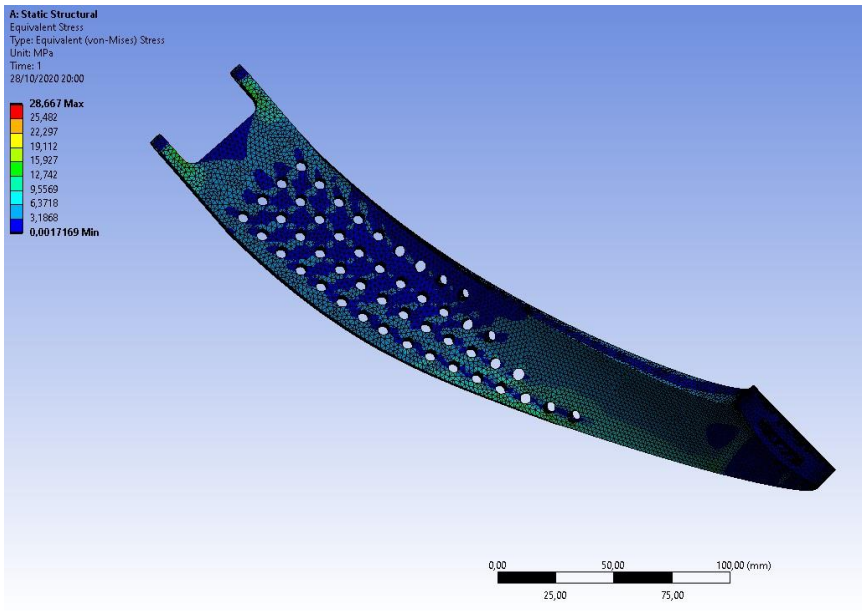


Figure 5-14. Esfuerzo equivalente de Von Mises en todos los nodos del mallado como resultado de las condiciones de frontera. Mas detalles en la esquina superior izquierda.

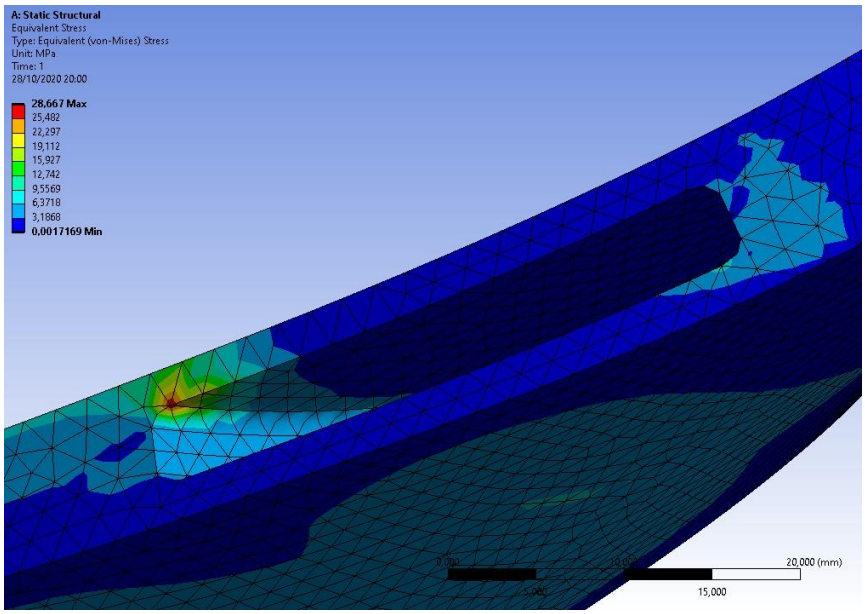


Figure 5-15. Vista de la franja interna ubicada en la parte inferior del eslabón, donde el Esfuerzo equivalente de Von Mises es máximo.

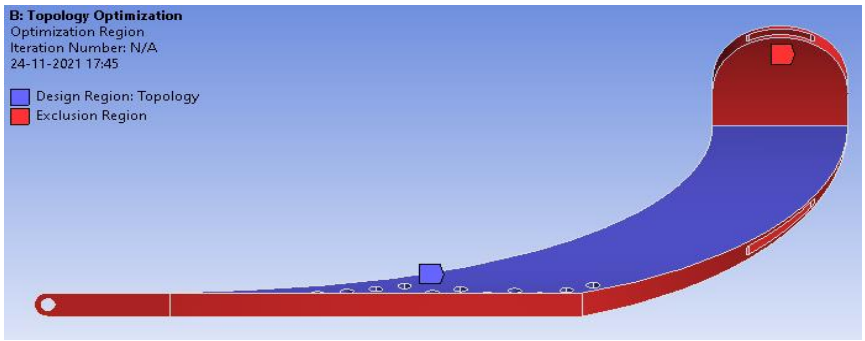


Figure 5-16. Vista 1 de regiones de optimización. El área en rojo es la región excluida mientras que el área azul es la región designada para la OT.

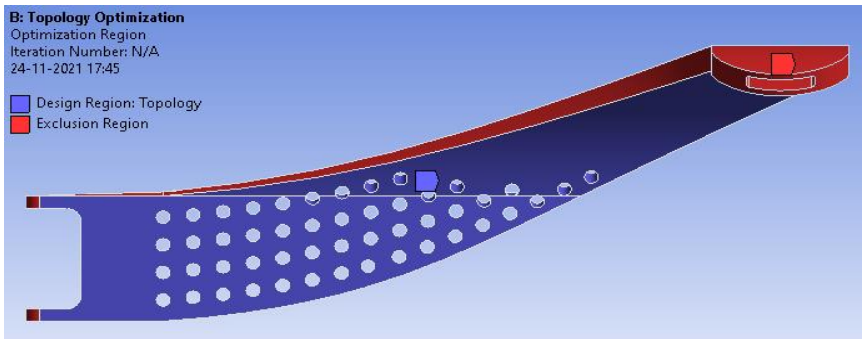


Figure 5-17. Vista 2 de regiones de optimización. El área en rojo es la región excluida y mientras que el área azul es la región designada para la OT.

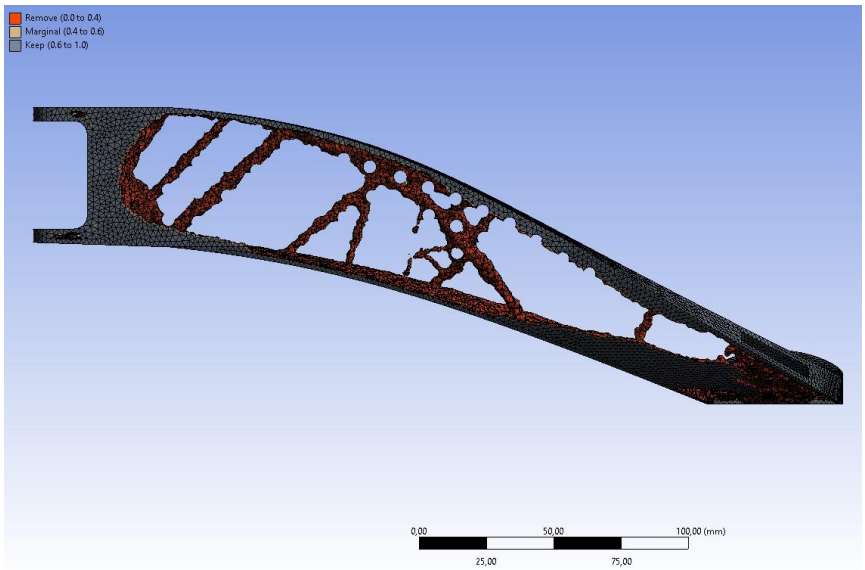


Figure 5-18. Vista 1 OT 1 de diseño N°6 con retención de masa del 10% del cuerpo original.

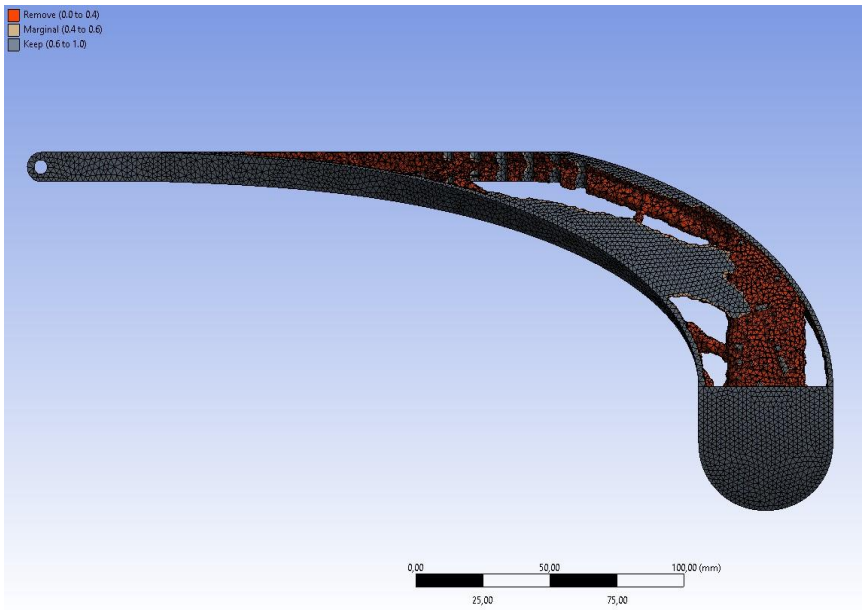


Figure 5-19. Vista 2 OT 1 de diseño N°6 con retención de masa del 10% del cuerpo original.

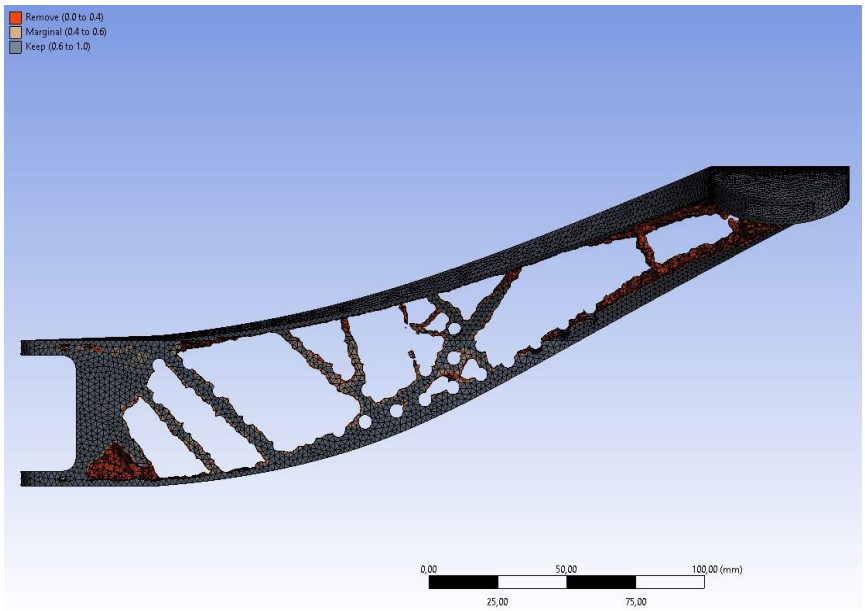


Figure 5-20. Vista 3 OT 1 de diseño N°6 con retención de masa del 10% del cuerpo original.

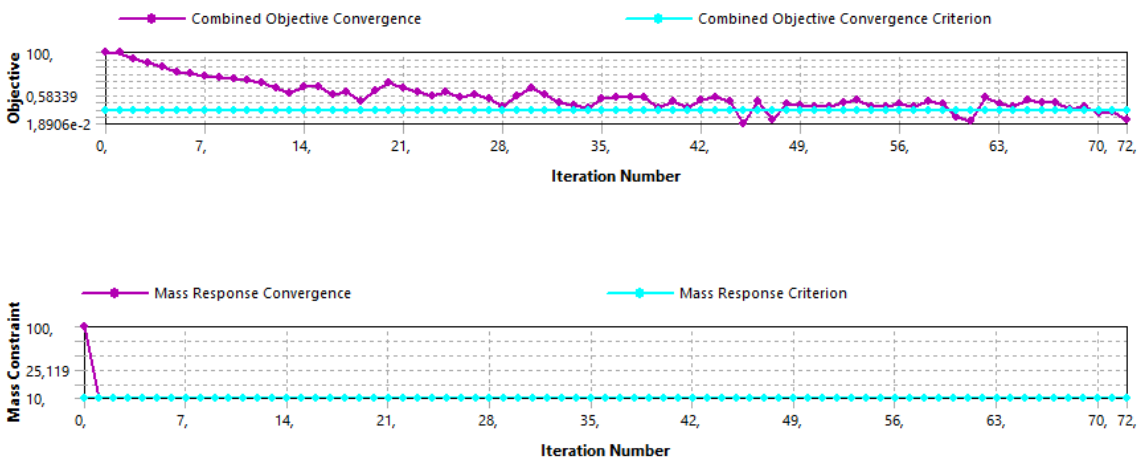


Figure 5-21. Gráfico de convergencia del algoritmo de optimización. La masa converge rapidamente al 10% deseado, mientras que la convergencia de la distribución de la masa que proporcione la maxima rigides requiere de alrededor de 70 iteraciones.

La función objetivo que se muestra en el gráfico superior de la figura 4-22 corresponde a la función ya mencionada de "minimize compliance", la cual busca la distribución de masa que proporciona la máxima rigidez, en este caso para una retención del 10% de la masa inicial.

- Optimización 2 (5% de retención de masa):

La malla, los esfuerzos, deformaciones y regiones de optimización son los mismos indicados en las figuras de la Optimización 1.

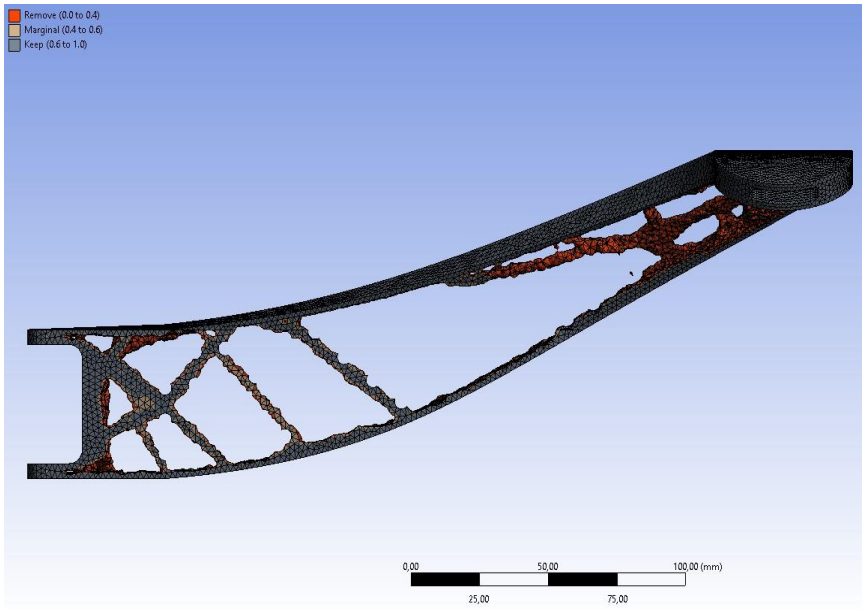


Figure 5-22. Vista 1 OT 2 de diseño N°6 con retención de masa del 5% del cuerpo original.

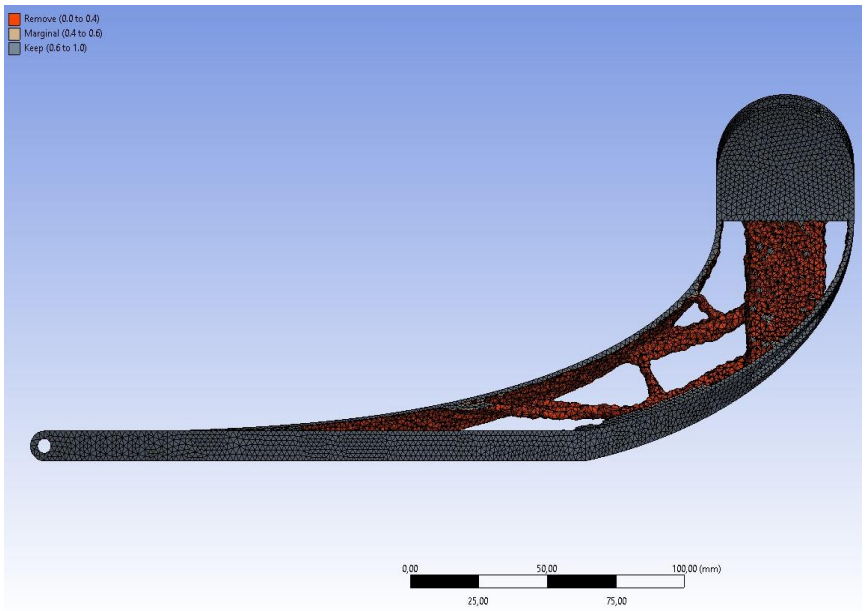


Figure 5-23. Vista 2 OT 2 de diseño N°6 con retención de masa del 5% del cuerpo original.

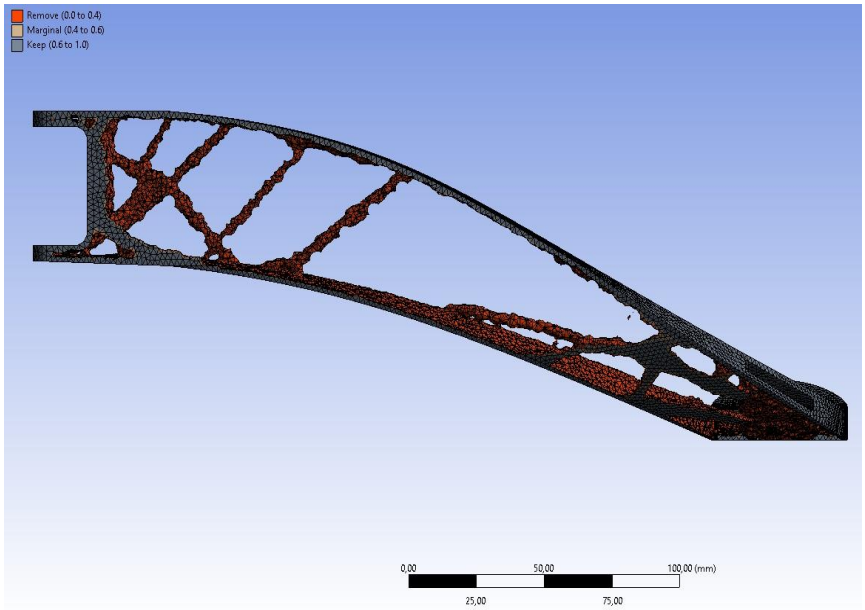


Figure 5-24. Vista 3 OT 2 de diseño N°6 con retención de masa del 5% del cuerpo original.

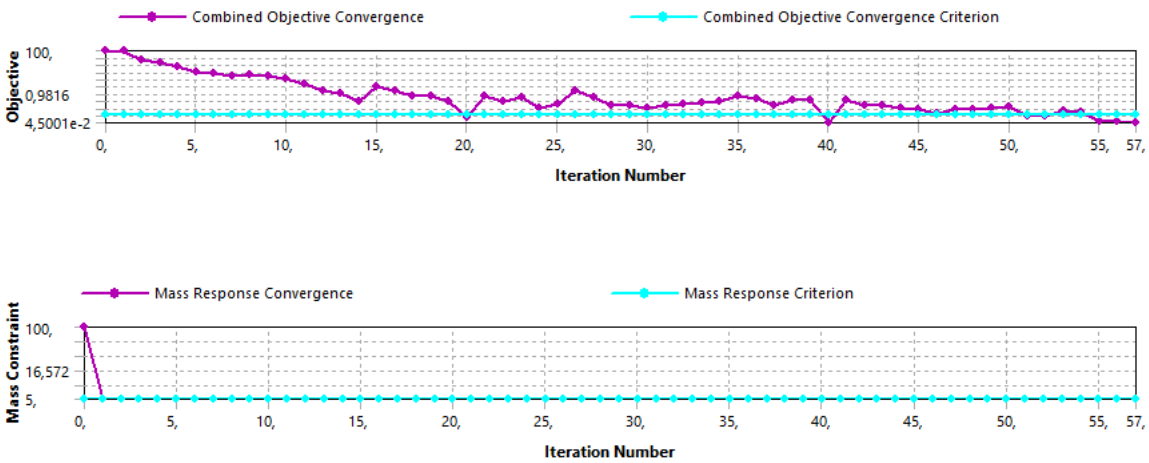


Figure 5-25. Gráfico de convergencia del algoritmo de optimización. La masa converge rapidamente al 5% deseado, mientras que la convergencia de la distribución de la masa que proporcione la maxima rigides requiere de alrededor de 60 iteraciones.

La función objetivo que se muestra en el gráfico superior de la figura 4-26 corresponde a la función ya mencionada de "minimize compliance", la cual busca la distribución de masa que proporciona la máxima rigidez, en este caso para una retención del 5% de la masa inicial.

- Optimización 3 (10% de retención de masa):

La malla, los esfuerzos y deformaciones son los mismos que en las optimizaciones 1 y2, pero ahora la región de optimización es diferente.

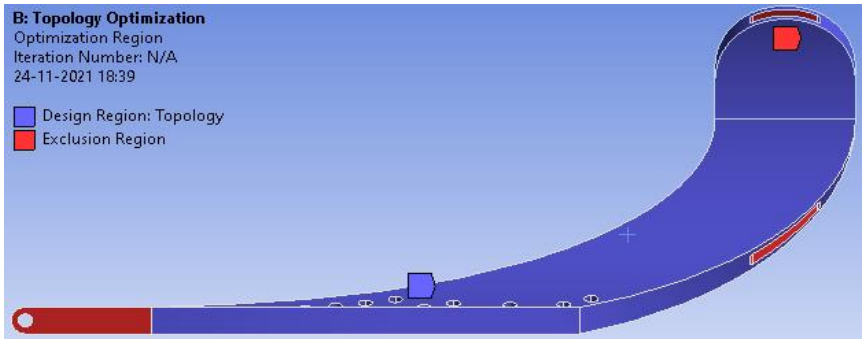


Figure 5-26. Vista 1 de regiones de optimización. El área en rojo es la región excluida mientras que el área azul es la región designada para la OT.

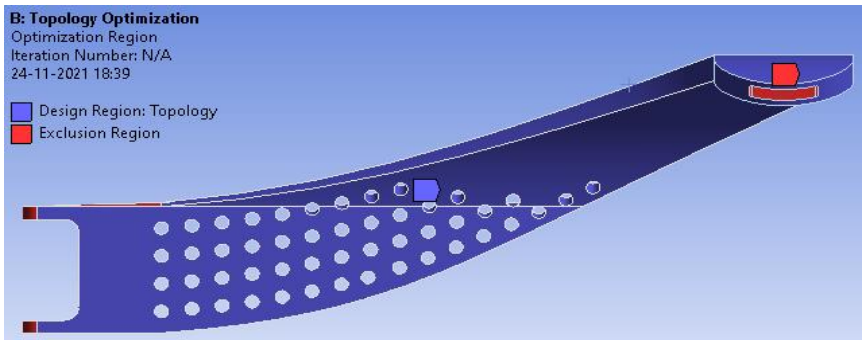


Figure 5-27. Vista 2 de regiones de optimización. El área en rojo es la región excluida mientras que el área azul es la región designada para la OT.

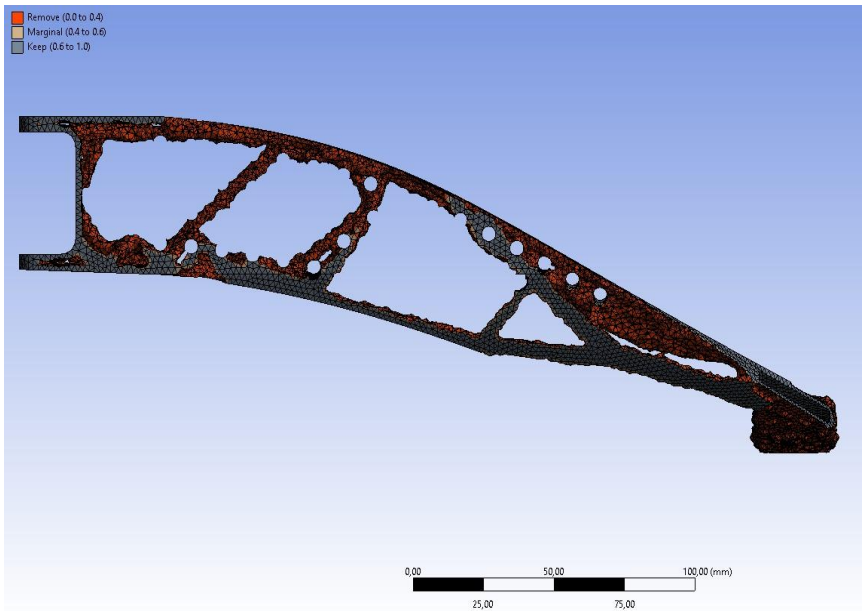


Figure 5-28. Vista 2 OT 3 de diseño N°6 con retención de masa del 10% del cuerpo original.

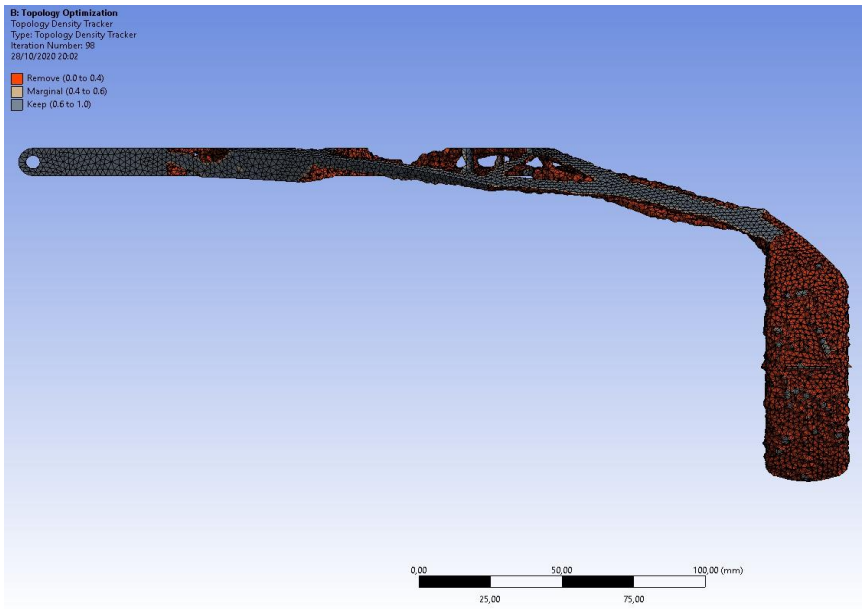


Figure 5-29. Vista 3 OT 3 de diseño N°6 con retención de masa del 10% del cuerpo original.

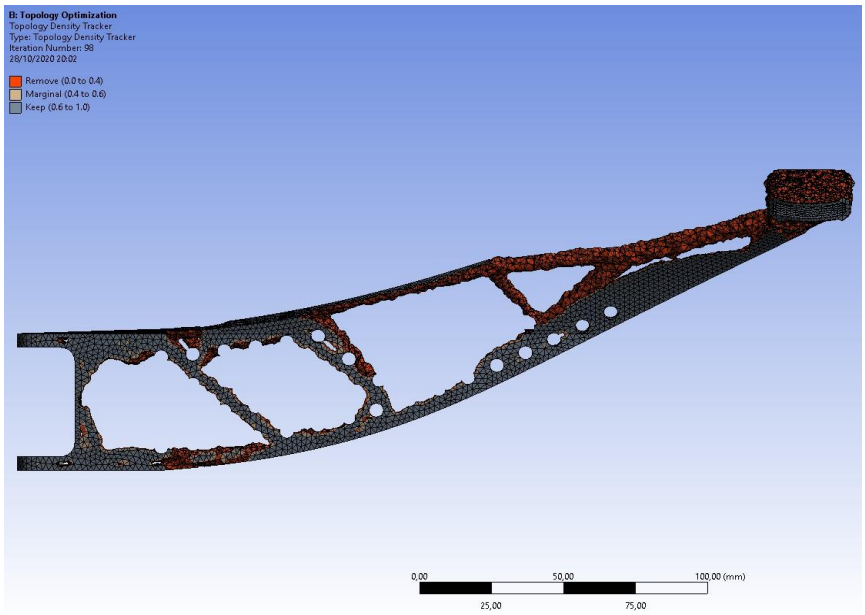


Figure 5-30. Vista 4 OT 3 de diseño N°6 con retención de masa del 10% del cuerpo original.

- Optimización 4 (retención de masa del 5%):

La malla, los esfuerzos, deformaciones y regiones de optimización son los mismos indicados en las ilustraciones de la Optimización 3.

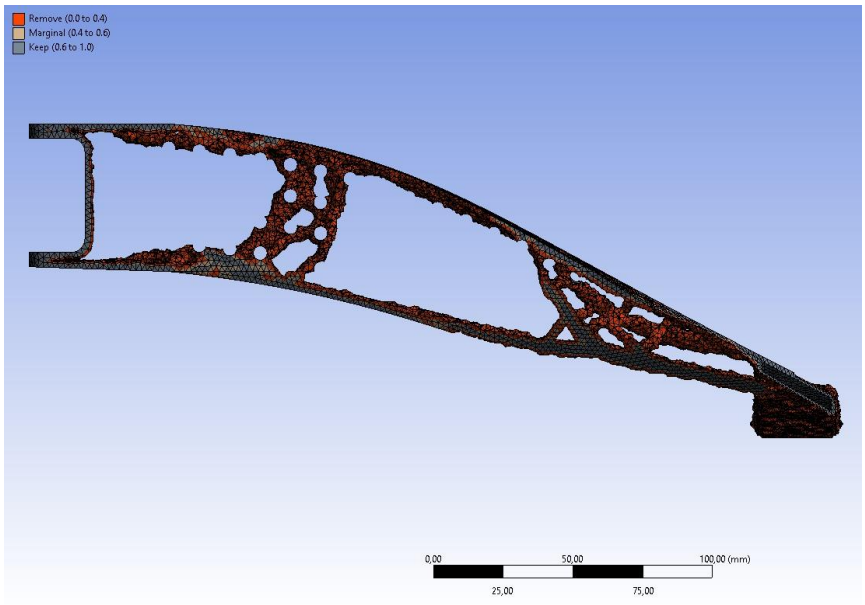


Figure 5-31. Vista 1 OT 4 de diseño N°6 con retención de masa del 5% del cuerpo original.

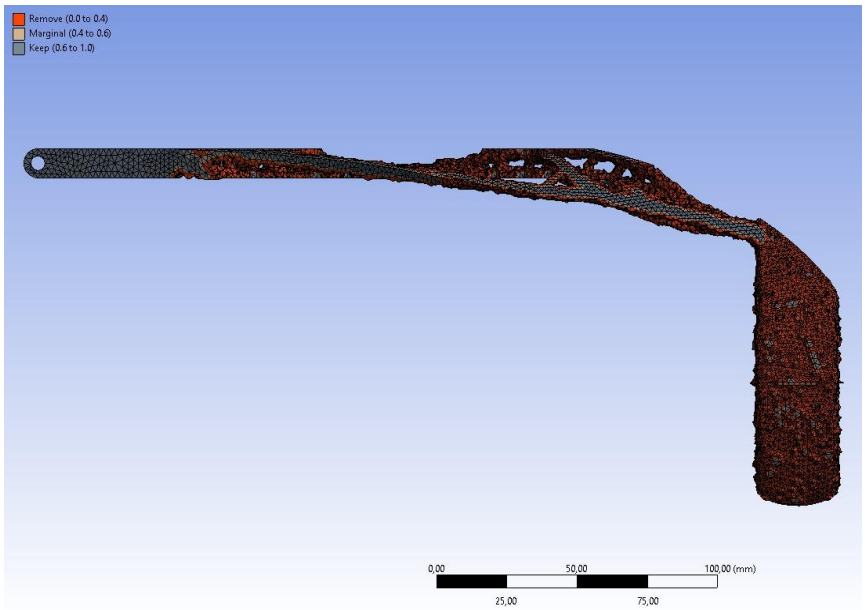


Figure 5-32. Vista 2 OT 4 de diseño N°6 con retención de masa del 5% del cuerpo original.

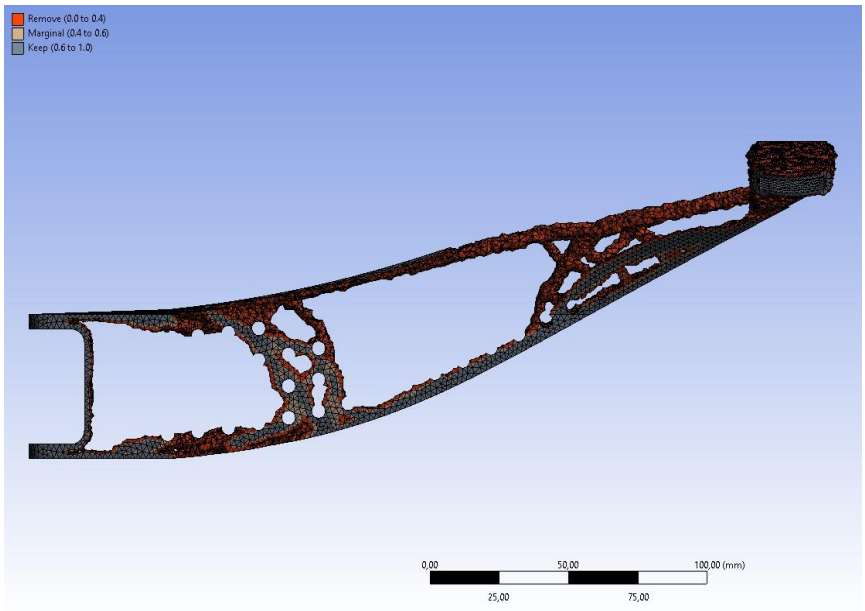


Figure 5-33. Vista 3 OT 4 de diseño N°6 con retención de masa del 5% del cuerpo original.

5.2.9. Rediseño de piezas optimizadas

Utilizando los métodos descritos en el punto 4.2.7, se procedió a transformar las piezas optimizadas más prometedoras en cuerpos sólidos, para posteriormente aplicarles un análisis estructural estático. En concreto se utilizó el método 2, ya que las piezas optimizadas resultaron muy complejas para poder utilizar el método 1. Se generaron los siguientes resultados:

5.2.9.1. Rediseño N°1:

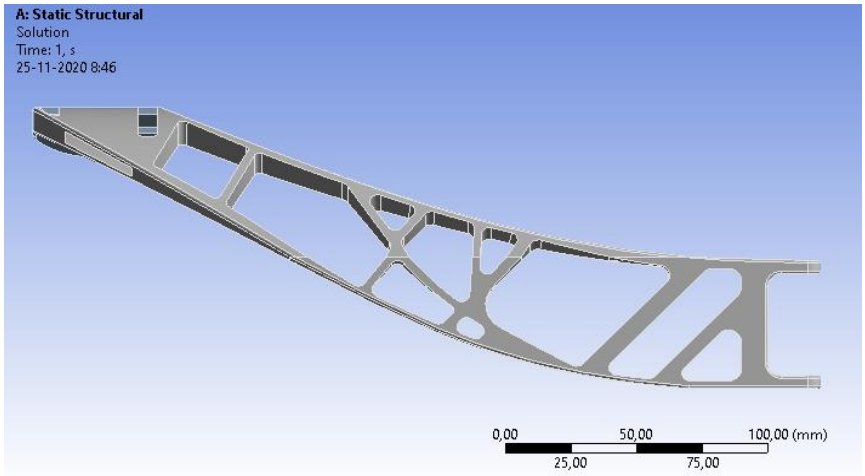


Figure 5-34. Vista 1 rediseño N°1 de eslabón pierna izquierda.

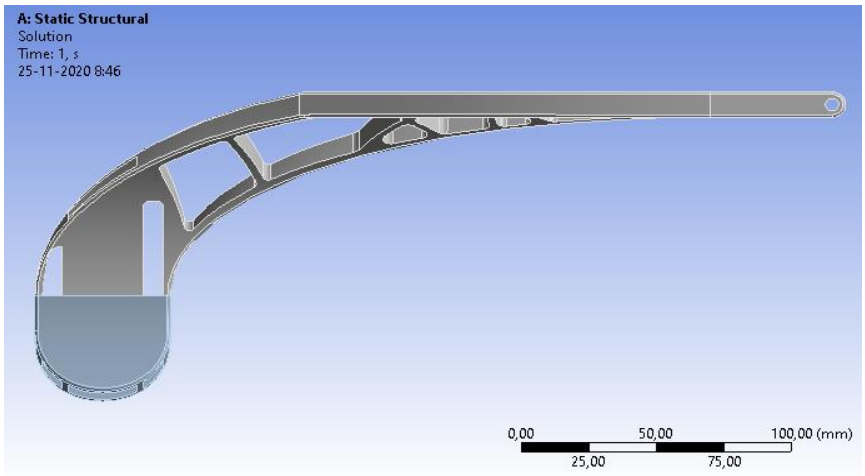


Figure 5-35. Vista 2 rediseño N°1 de eslabón pierna izquierda.

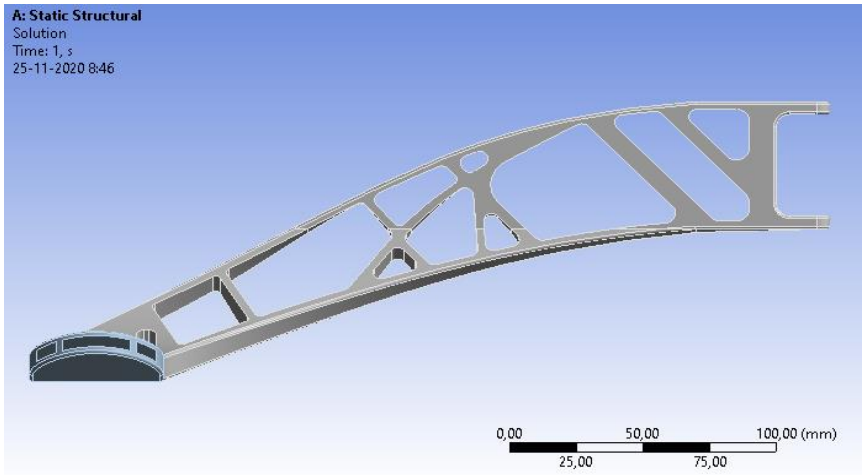


Figure 5-36. Vista 3 rediseño N°1 de eslabón pierna izquierda.

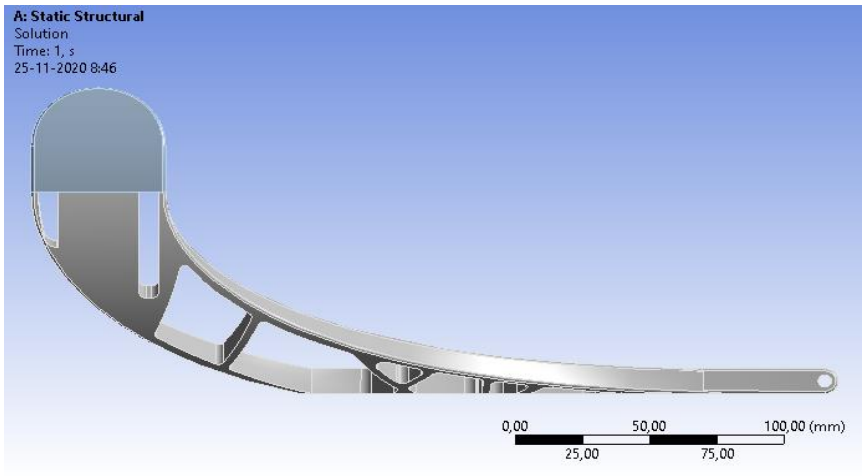


Figure 5-37. Vista 4 rediseño N°1 de eslabón pierna izquierda.

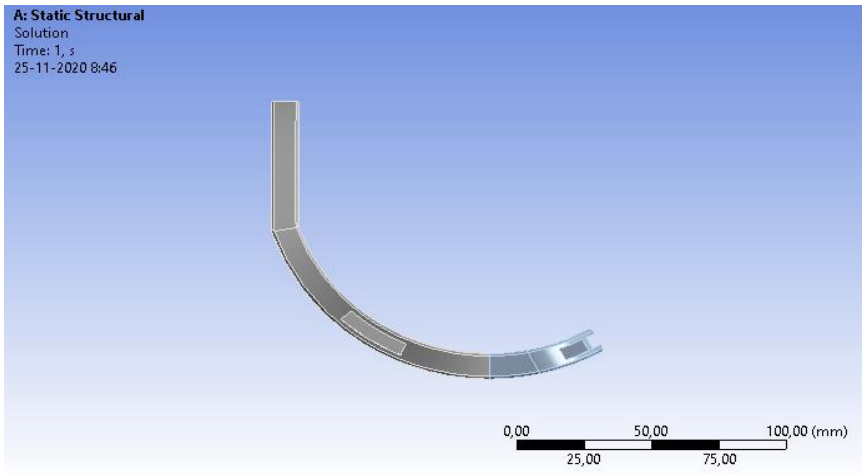


Figure 5-38. Vista 5 rediseño N°1 de eslabón pierna izquierda.

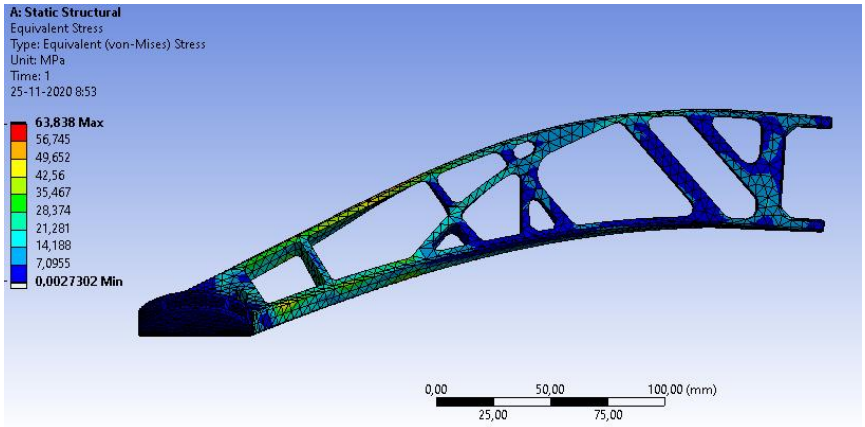


Figure 5-39. Esfuerzo equivalente de Von Mises en todos los nodos del mallado como resultado de las condiciones de frontera. Mas detalles en la esquina superior izquierda.

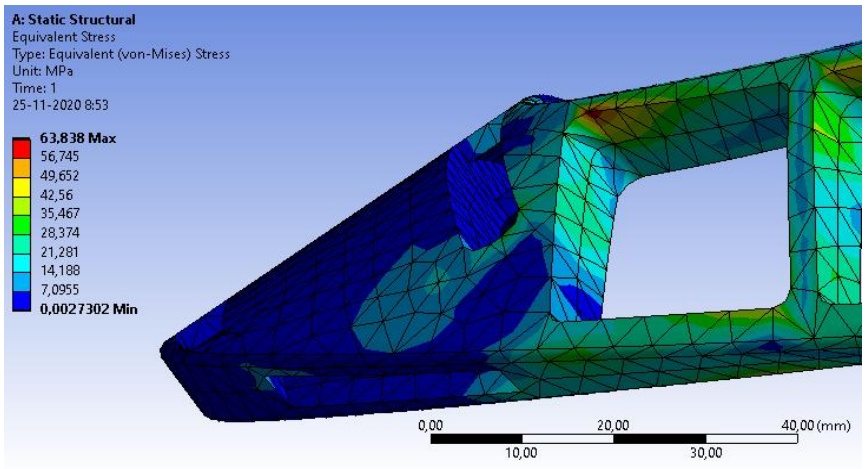


Figure 5-40. Vista de la ubicación más crítica del eslabón, donde el esfuerzo es máximo (área de color rojo).

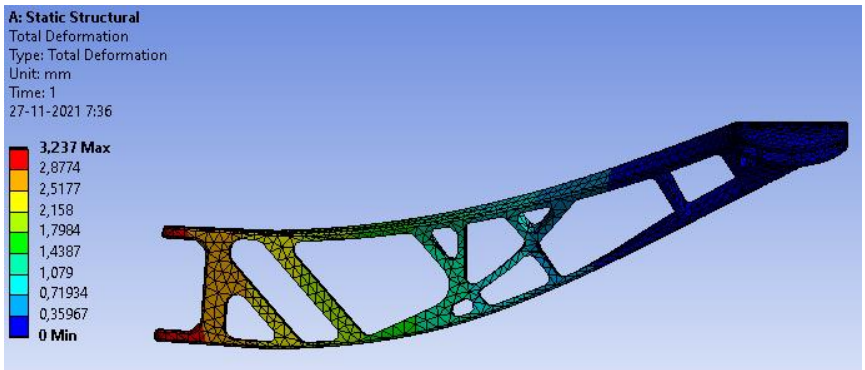


Figure 5-41. Desplazamiento total de todos los puntos del mallado, con respecto a la franja interna del eslabón ubicada en la parte inferior de este mismo (área azul a la derecha de la ilustración.)

5.2.9.2. Rediseño N°2:

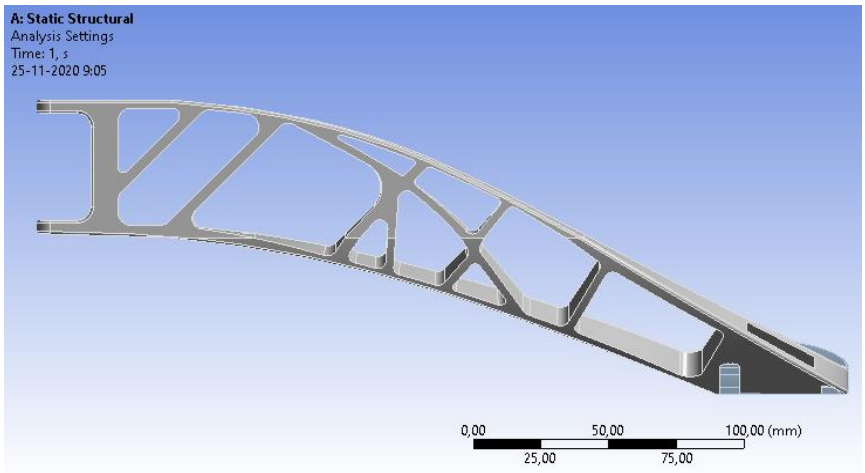


Figure 5-42. Vista 1 rediseño N°2 de eslabón pierna izquierda.

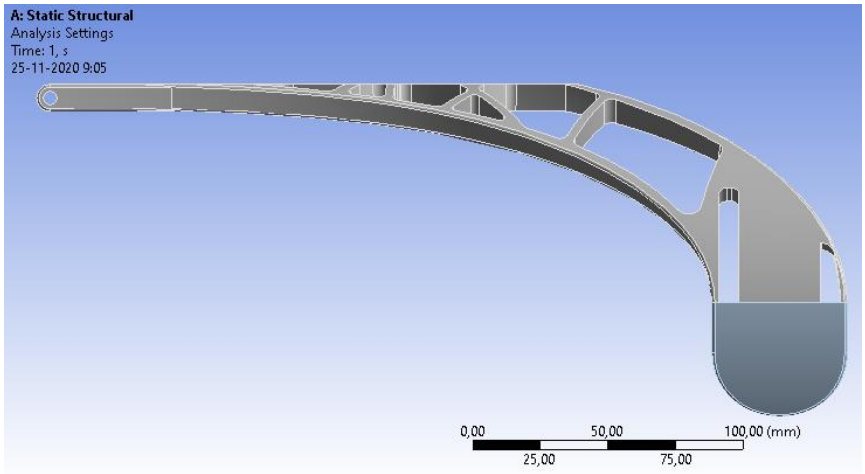


Figure 5-43. Vista 2 rediseño N°2 de eslabón pierna izquierda.

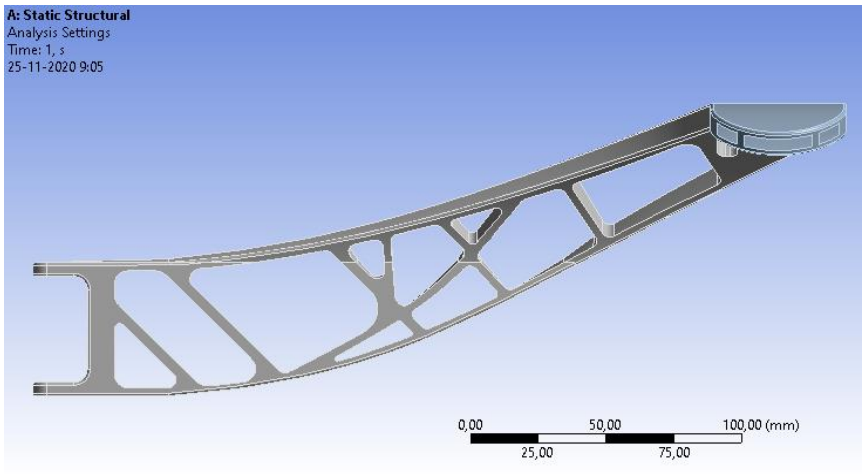


Figure 5-44. Vista 3 rediseño N°2 de eslabón pierna izquierda.

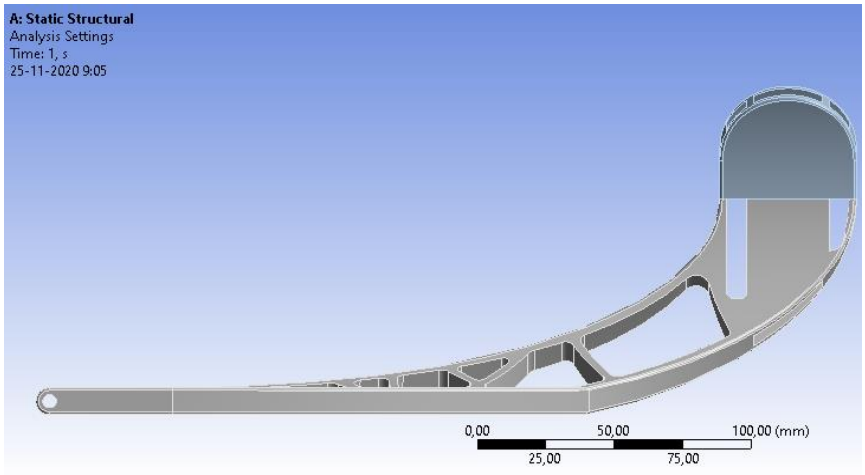


Figure 5-45. Vista 4 rediseño N°2 de eslabón pierna izquierda.

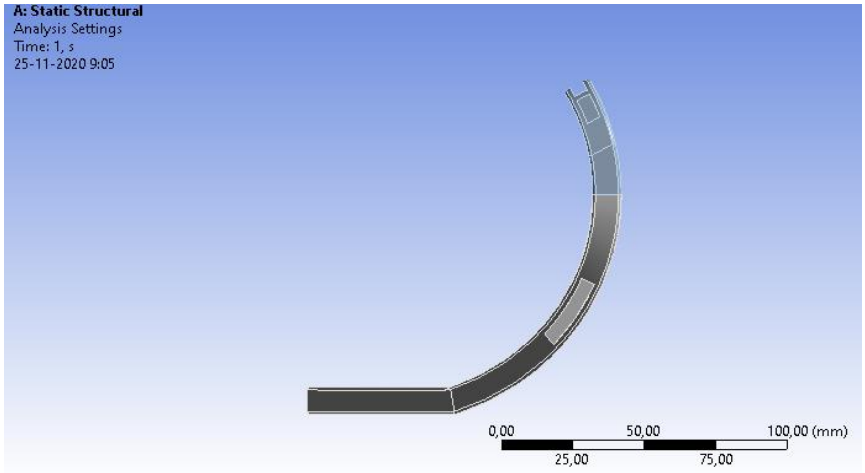


Figure 5-46. Vista 5 rediseño N°2 de eslabón pierna izquierda.

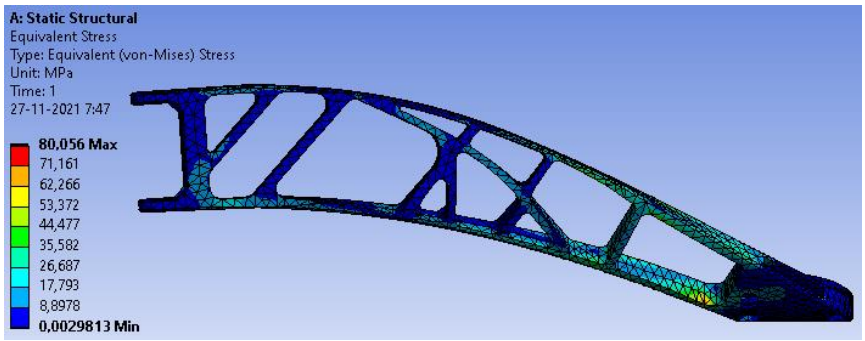


Figure 5-47. Esfuerzo equivalente de Von Mises en todos los nodos del mallado como resultado de las condiciones de frontera. Mas detalles en la esquina superior izquierda.

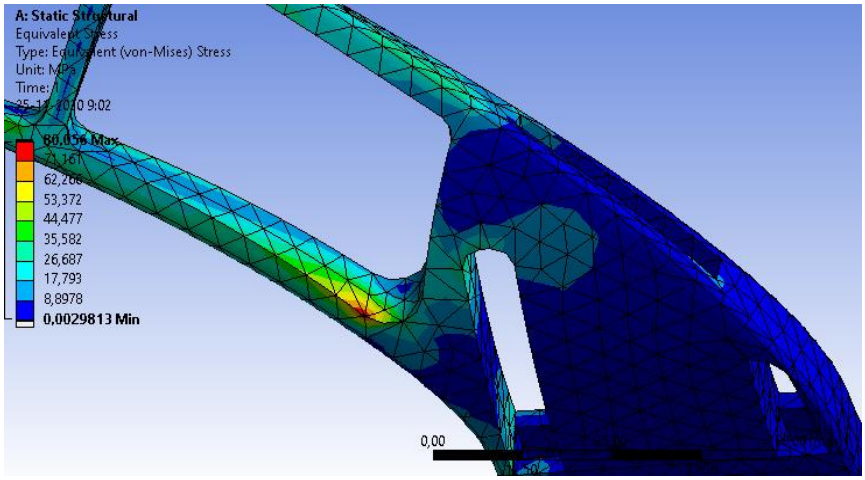


Figure 5-48. Vista de la ubicación más crítica del eslabón, donde el esfuerzo es máximo (área de color rojo).

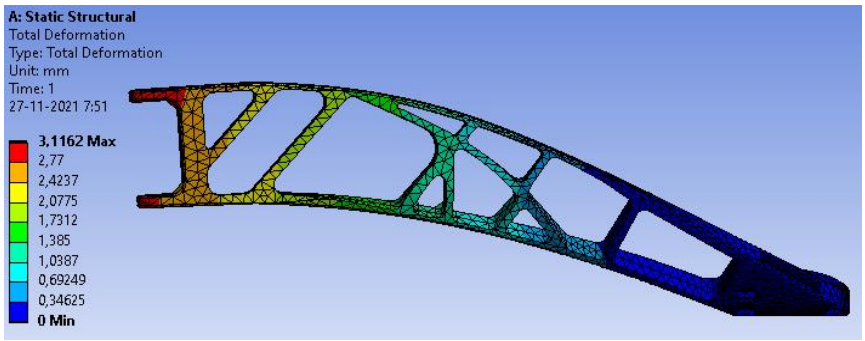


Figure 5-49. Desplazamiento total de todos los puntos del mallado, con respecto a la franja interna del eslabón ubicada en la parte inferior de este mismo (área azul a la derecha de la ilustración.)

5.2.9.3. Rediseño N°3:

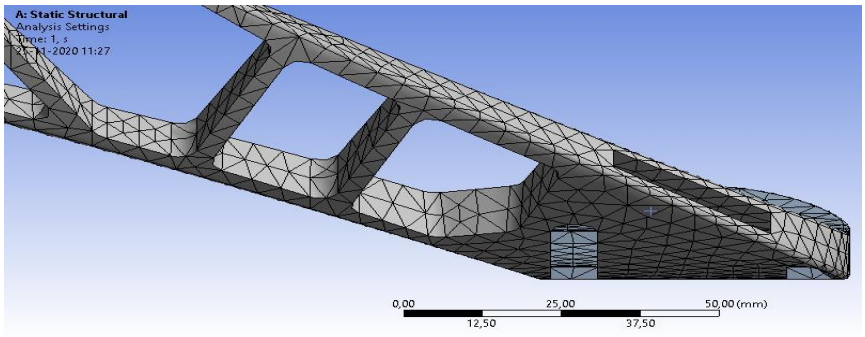


Figure 5-50. Vista 1 rediseño N°3 de eslabón pierna izquierda.

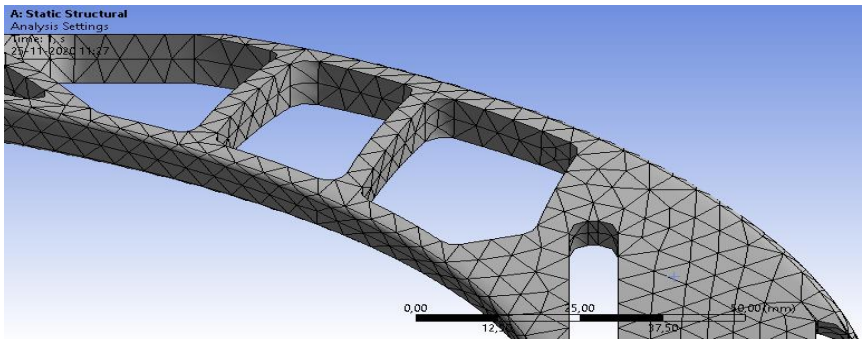


Figure 5-51. Vista 2 rediseño N°3 de eslabón pierna izquierda.

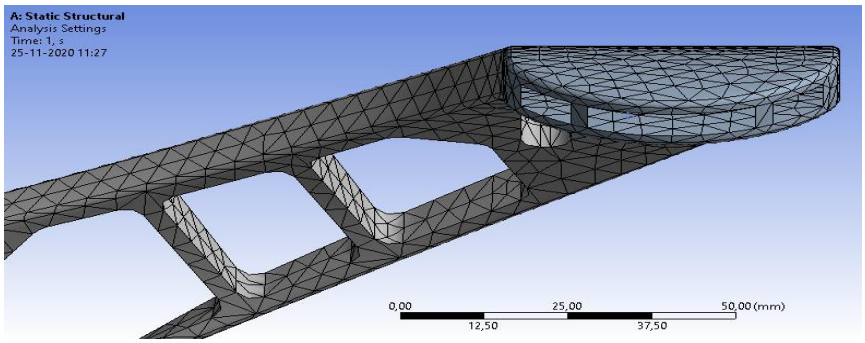


Figure 5-52. Vista 3 rediseño N°3 de eslabón pierna izquierda.

La única diferencia del rediseño N°3 con respecto al rediseño N°2 es la incorporación de una viga adicional en la sección indicada en las figuras. Esta se agregó con el propósito de reducir los esfuerzos en la sección más comprometida de la pieza. El resultado fue el siguiente:

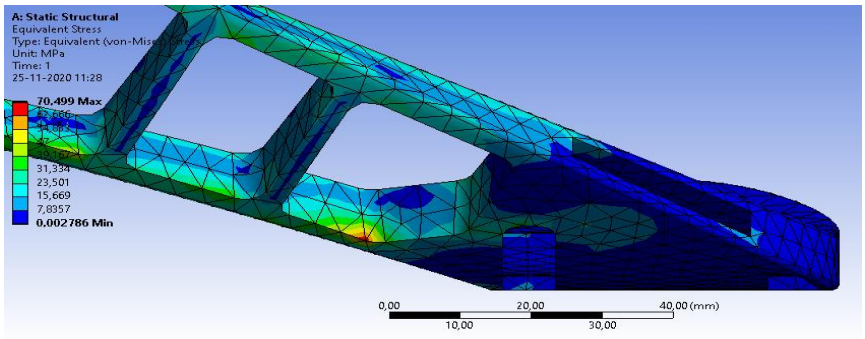


Figure 5-53. Vista de la ubicación más crítica del eslabón, donde el esfuerzo es máximo (área de color rojo).

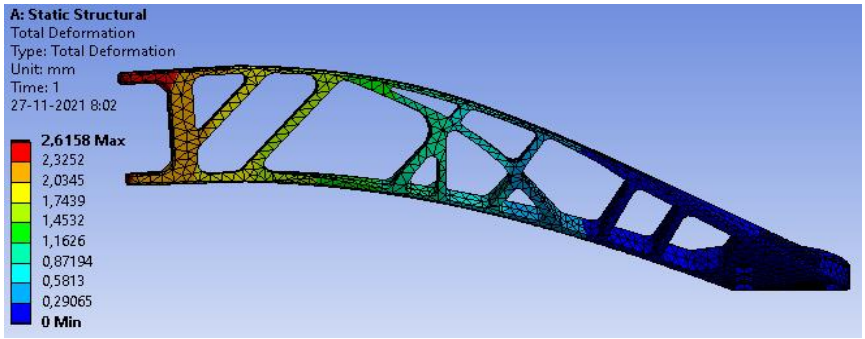


Figure 5-54. Desplazamiento total de todos los puntos del mallado, con respecto a la franja interna del eslabón ubicada en la parte inferior de este mismo (área azul a la derecha de la ilustración

5.2.9.4. Rediseño N°4:

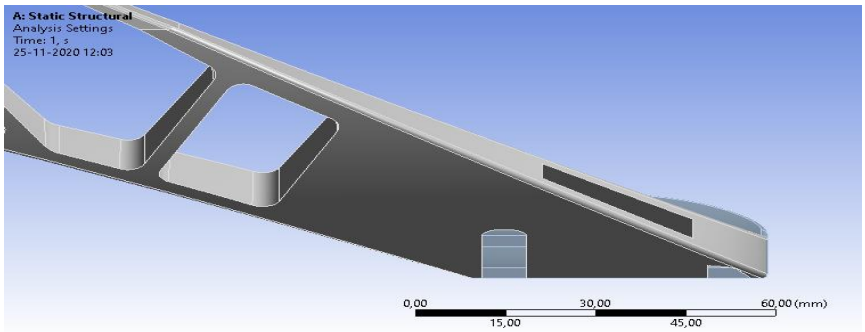


Figure 5-55. Vista 1 rediseño N°4 de eslabón pierna izquierda.

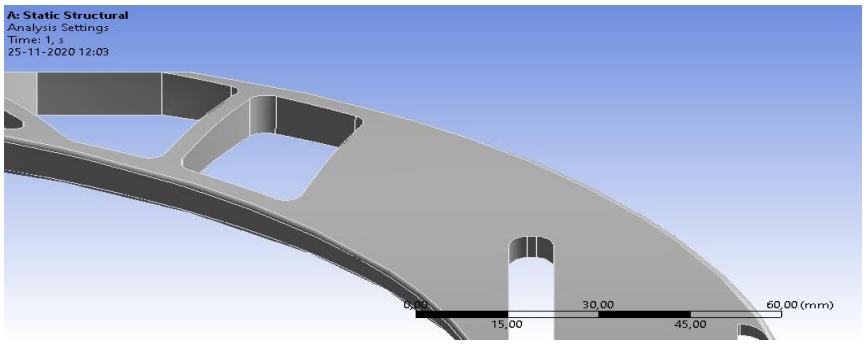


Figure 5-56. Vista 2 rediseño N°4 de eslabón pierna izquierda.

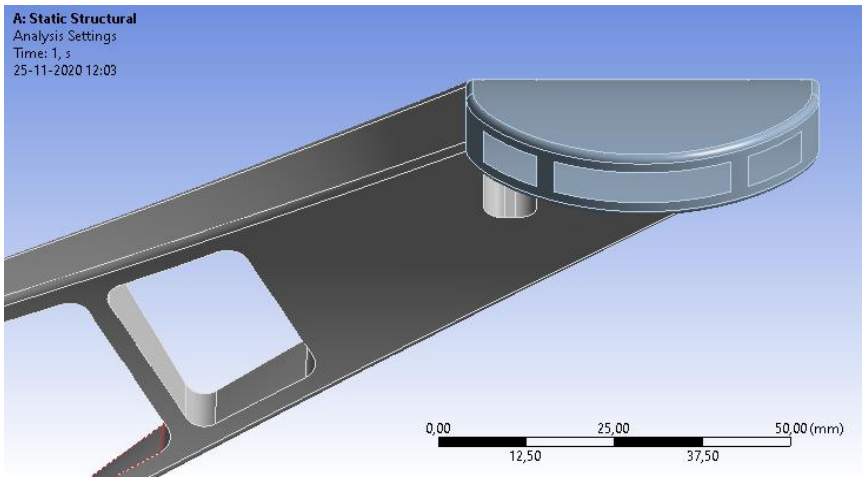


Figure 5-57. Vista 3 rediseño N°4 de eslabón pierna izquierda.

La única diferencia del rediseño N°4 con respecto al rediseño N°3, fue que el orificio rectangular más cercano a la sección inferior del eslabón se eliminó, aumentando la cantidad de material en esa zona. El resultado fue el siguiente:

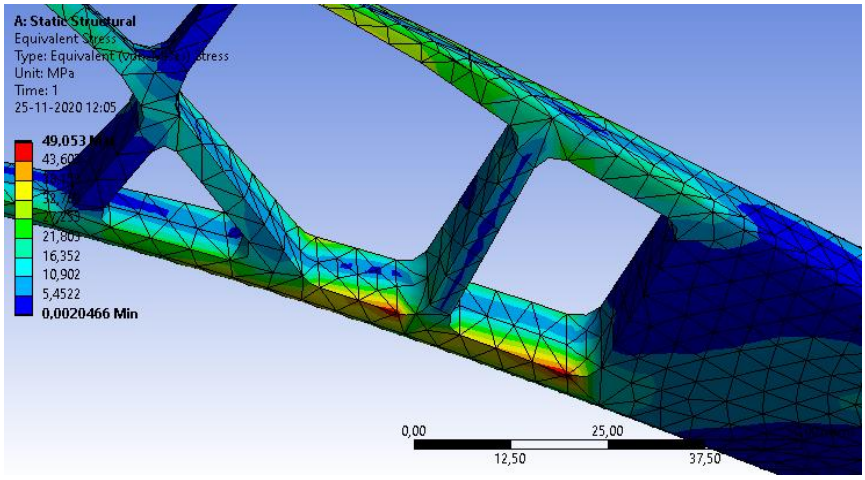


Figure 5-58. Vista 1 de la ubicación más crítica del eslabón, donde el esfuerzo es máximo (área de color rojo).

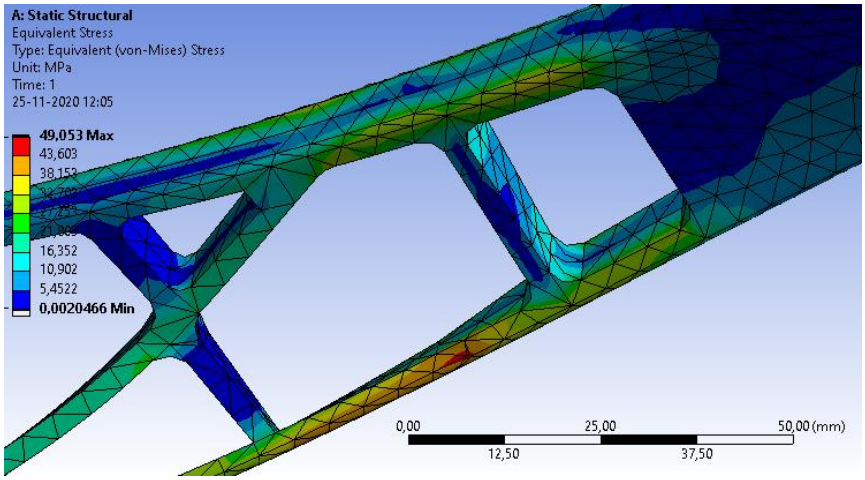


Figure 5-59. Vista 2 de la ubicación más crítica del eslabón, donde el esfuerzo es máximo (área de color rojo).

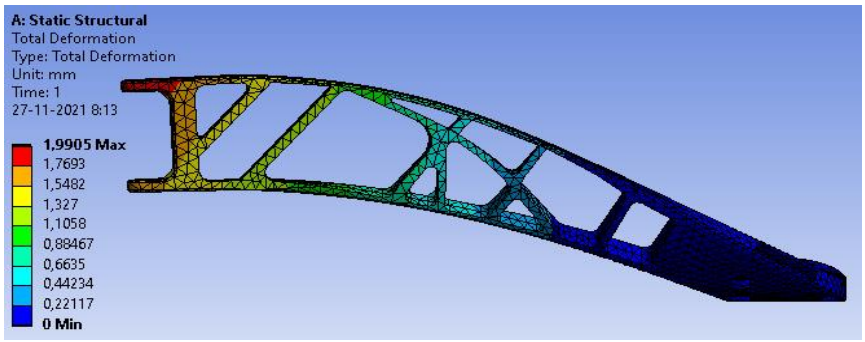


Figure 5-60. Desplazamiento total de todos los puntos del mallado, con respecto a la franja interna del eslabón ubicada en la parte inferior de este mismo (área azul a la derecha de la ilustración.)

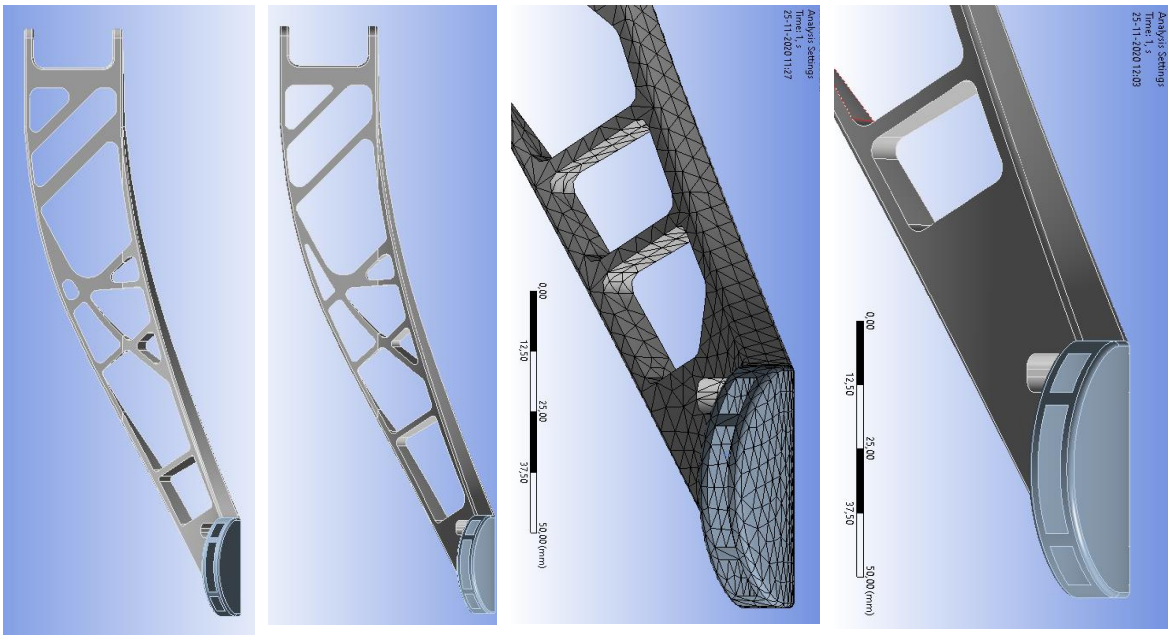
5.3. Análisis cuantitativo

Para determinar cuál de las 4 piezas rediseñadas fue la que entregó los mejores resultados, se compararon con respecto a la pieza original (diseño N°6 sin optimizar) las siguientes variables:

Table 5-1. Masa, Esfuerzo Máximo y Deformación Máxima del diseño N°6 y los cuatro rediseños generados a partir de este, además de la comparación de cada rediseño con respecto al diseño N°6 en las variables mencionadas.

	Diseño N°6	Rediseño 1	Rediseño 2	Rediseño 3	Rediseño 4
Masa [kg]	0,373	0,174	0,165	0,170	0,191
Esfuerzo máximo [Mpa]	28,667	63,838	80,056	70,499	49,053
Deformación máxima [mm]	0,561	3,237	3,116	2,616	1,991
Reduccion de masa	-	53%	56%	54%	49%
Aumento de esfuerzo	-	123%	179%	146%	71%
Aumento de deformación	-	477%	455%	366%	255%

A continuación, se presentan los cuatro rediseños generados a partir del diseño N°6 del EPI, uno al lado del otro para comparar sus diferencias.



Rediseño N°1 **Rediseño N°2** **Rediseño N°3** **Rediseño N°4**

Figure 5-61: Vista frontal de los rediseños generados a partir del diseño N°6 del EPI.

De la figura 4-62 se puede apreciar que las diferencias entre los rediseños generados son bastante pequeñas, las que consisten en modificaciones de los orificios de la pieza.

Como se mencionó anteriormente, el material que se escogió para el EPI corresponde a una aleación de aluminio la cual posee un esfuerzo de fluencia de 280 [MPa]. Esto quiere decir

que, si la pieza es sometida a esfuerzos superiores al esfuerzo de fluencia, se generarían deformaciones plásticas y la pieza quedaría deformada de forma permanente.

Como se puede observar en la tercera fila de la tabla 4-1, los esfuerzos máximos están muy por debajo del esfuerzo de fluencia, por lo que las pequeñas deformaciones indicadas en la cuarta fila están dentro del rango elástico del material, lo que quiere decir que cuando las cargas dejan de ser aplicadas la pieza retorna a su forma original no deformada.

De la cuarta fila podemos observar que las deformaciones máximas no superan los 4 [mm], lo que no supone ningún problema de funcionamiento de la pieza en cuestión, ya que para que la asistencia del exoesqueléto se vea afectada, se estima que ésta tendría que ser mayor a 20 [mm].

Uno de los objetivos de rediseñar el eslabón consiste en maximizar la reducción de su masa. Comparando, se puede apreciar que la reducción de masa fue similar en los cuatro rediseños (fila 5 tabla 4-1), siendo el rediseño N°2 el que mejor resultados tiene en este punto.

Los otros dos objetivos consisten en minimizar tanto el aumento del esfuerzo máximo como el aumento de la deformación máxima. Al eliminar material del eslabón mediante la optimización, es inevitable que el esfuerzo y deformación máxima aumenten, pero el porcentaje de aumento va a depender de la cantidad de material removido y las zonas en las que se removió este material. Observando los datos de las últimas dos filas de la tabla 18, se puede apreciar claramente que el rediseño N°4 obtuvo los mejores resultados, ya que el porcentaje de aumento fue mucho menor.

Conclusiones

Utilizando la metodología de diseño de Morris Asimow, se consiguió generar una propuesta satisfactoria de diseño conceptual de sistema exoesquelético orientado a reducir la probabilidad de caída en adultos mayores. Sin embargo, para evaluar la efectividad de esta misma es necesario desarrollar las otras etapas de la metodología de diseño utilizada y hacer pruebas utilizando prototipos del diseño generado, lo que si bien esta fuera del alcance de este trabajo de tesis, sería interesante para futuros estudiantes que quieran continuar con este proyecto.

En el proceso de creación del diseño conceptual se identificaron los componentes necesarios y más adecuados para satisfacer las necesidades del cliente en cuestión. En el caso de los actuadores, los más apropiados corresponden a motores de corriente continua sin escobillas, ya que poseen una buena relación potencia peso, tienen un funcionamiento silencioso y permiten que el sistema sea portable, a diferencia de sistemas neumáticos o hidráulicos. La mejor opción para alimentar con energía a los diversos componentes del sistema exoesquelético corresponde a las baterías de ion de litio, ya que estas presentan una elevada densidad energética. Aun así, las baterías siguen siendo uno de los principales limitantes en el diseño de sistemas exoesqueléticos portables, por lo que a medida que esta tecnología vaya evolucionando las posibilidades para estos mismos se seguirán expandiendo. El material utilizado para el diseño de los eslabones que conforman el cuerpo del sistema exoesquelético fue una aleaciones de aluminio, por su buena relación entre la resistencia a esfuerzos y el peso. La fibra de carbono también podría haber sido una opción igualmente efectiva, pero se optó por la aleación de aluminio ya que este material se encontraba disponible en la base de datos del software utilizado. El titanio también es un excelente material, pero en la mayoría de los casos es económicamente inviable, aunque esto depende también de la cantidad de material que se necesite y la dificultad para fabricar las piezas con este mismo, por lo que no se descarta su utilización. Con respecto a los sensores y a el sistema de control, se concluyó que los que entregan mejores resultados son los basados en la posición del usuario. Si bien estos no permiten generar una relación cercana entre el usuario y el sistema exoesquelético, su respuesta es muy rápida y confiable.

Con respecto al eslabón de la pierna izquierda del sistema exoesquelético, el cual fue optimizado con la ayuda de los softwares “ANSYS” y “Fusion 360”, se concluye que el Rediseño N°4 fue la mejor optimización que se generó, ya que, si bien la reducción de masa fue ligeramente menor que en los otros rediseños, el aumento del esfuerzo y deformación máximos fue mucho menor. La mejor forma de generar una pieza optimizada consiste en transformar la optimización topológica de la pieza original en un sólido, esto mediante herramientas del software que permiten suavizar los bordes y rellenar material donde sea necesario (Ver punto 4.2.7.). Esto no fue posible directamente ya que el software no lo permitía para una pieza tan compleja, pero de ser posible se podría haber generado una pieza aún mejor, con una reducción de masa mayor y un aumento de los esfuerzos y deformaciones menor.

Teniendo en cuenta la complejidad de la geometría obtenida para el eslabón de la pierna izquierda del sistema exoesquelético luego de la optimización topológica, se concluye que los procesos de manufactura más factibles de generar esta pieza corresponden a los procesos de adición y remoción de material.

Referencias

Arpigliano, F., Martelli, D., Micera, S., Monaco, V., Parri, A., Tropea, P., & Vitiello, N. (2020). *A wearable device for preventing the fall of a user*.

Bosscher, P. M. (2016). *Robotic exoskeleton with fall control and actuation*.

Dalley, S. A., Farris, R., & Jefferson-Shawn, S. (2019). *Fall mitigation and recovery method for a legged mobility exoskeleton device*.

Dieter, G. E., & Schmidt, L. C. (2013). *Engineering Design 5th Edition* (Vol. 5).

Feldesman, M. R., Kleckner, J. G., & Lundy, J. K. (1990). Femur/stature ratio and estimates of stature in mid- and late-pleistocene fossil hominids. *American Journal of Physical Anthropology*, *83*(3), 359–372. https://doi.org/10.1002/ajpa.1330830309

Grosso, J., & Tibaduiza, D. (2009). Diseño Conceptual de un Exoesqueléto para Asistir la Rehabilitación de Miembro Inferior. *Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica*, *1*(October), 1–6. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/258265871

Kazerooni, H., Amundson, K., & Harding, N. (2010). Exoskeleton and method for controlling a swing leg of the exoskeleton. Retrieved from http://patentscope.wipo.int/search/en/WO2010011848

KAZEROONI, H., AMUNDSON, K., & HARDING, N. (2009). DEVICE AND METHOD FOR DECREASING ENERGY CONSUMPTION OF A PERSON BY USE OF A LOWER EXTREMITY EXOSKELETON. Retrieved from http://www.wipo.int/patentscope/search/en/WO2009143161

Lockhart, T. E. (2012). Biomechanics of Human Gait - Slip and Fall Analysis. In *Encyclopedia of Forensic Sciences: Second Edition* (pp. 466–476). https://doi.org/10.1016/B978-0-12-382165-2.00151-3

Lumbreras Lacarra, B., Gómez Sáez, N., Donat Castelló, L., & Hernández Aguado, I. (2008). Caídas accidentales en ancianos : situación actual y medidas de prevención. *Trauma Fund MAPFRE*, *19*(1), 234–241. Retrieved from https://app.mapfre.com/fundacion/html/revistas/trauma/v19n4/pdf/02_06.pdf

Monaco, V., Tropea, P., Aprigliano, F., Martelli, D., Parri, A., Cortese, M., … Micera, S. (2017). An ecologically-controlled exoskeleton can improve balance recovery after slippage. *Scientific Reports*, *7*(March), 1–10. https://doi.org/10.1038/srep46721

OMS. (n.d.). Caídas. Retrieved April 27, 2022, from https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/falls

Saaty, T. L. (1990). An Exposition of the AHP in Reply to the Paper "Remarks on the Analytic Hierarchy Process." *Management Science*, *36*(3), 259–268. https://doi.org/10.1287/MNSC.36.3.259

Valencia, C. A. M. (2012). *Optimización topológica en el diseño de elementos*

estructurales mecánicos.

Van Den Bogert, A. J., Miller, D., Doris, R., Moody, R., & Grimes, D. (2021). *Exoskeleton system*.

Venslauskas, M. (2015). *Investigation and application of the human blood flow improvement by mechanical vibrations*. Retrieved from https://epubl.ktu.edu/object/elaba:15084987/

Young, A. J., & Ferris, D. P. (2017). Analysis of State of the Art and Future Directions for Robotic Exoskeletons. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *25*(2), 171–182. Retrieved from https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7393837/

Anexos

A. Pesos ponderados

Tabla 0-1. Criterios o categorías para los objetivos definidos en la lista de atributos.

N°	Criterio
1	Seguridad
2	Desempeño
3	Costo
4	Apariencia y confort

Tabla 0-2. Significado numérico de los valores presentes en las tablas de pesos ponderados.

N°	Escala
1	Igual importancia
5	Mas importante
10	Mucho más importante
0,2	Menos importante
0,1	Mucho menos importante

Tabla 0-3. Tabla de pesos ponderados que relaciona la importancia entre los criterios señalados en la tabla 0-1.

Criterios	1	2	3	4	Tota de filas	Peso
1	1,00	4,00	6,00	10,00	21,00	0,47
2	0,25	1,00	5,00	8,00	14,25	0,32
3	0,17	0,20	1,00	7,00	8,37	0,19
4	0,10	0,13	0,14	1,00	1,37	0,03
Gran total					**44,98**	**1,00**

Tabla 0-4. Tabla de pesos ponderados que relaciona la importancia entre los objetivos correspondientes a la categoría de "Seguridad". (1.1: Reducir la probabilidad de caída del usuario; 1.2: Resistente a cargas por impacto; 1.3: Resistente a la oxidación; 1.4: Resistente al desgaste y la corrosión.)

	Seguridad						
Criterios	**1.1**	**1.2**	**1.3**	**1.4**	**Total de filas**	**Peso relativo**	**Peso absoluto**
1.1	1,00	8,00	9,00	10,00	28,00	0,60	0,28
1.2	0,13	1,00	5,00	6,00	12,13	0,26	0,12
1.3	0,11	0,20	1,00	4,00	5,31	0,11	0,05
1.4	0,10	0,17	0,25	1,00	1,52	0,03	0,02
Gran total					**46,95**	**1,00**	**0,47**

Tabla 0-5. Tabla de pesos ponderados que relaciona la importancia entre los objetivos correspondientes a la categoría de "Desempeño". (1.1: Interferencia negativa mínima con el usuario; 1.2: Liviano; 1.3: Alta eficiencia energética.)

	Desempeño					
Criterios	**1.1**	**1.2**	**1.3**	**Total de filas**	**Peso relativo**	**Peso absoluto**
1.1	1,00	3,00	7,00	11,00	0,59	0,19
1.2	0,33	1,00	5,00	6,33	0,34	0,11
1.3	0,14	0,20	1,00	1,34	0,07	0,02
Gran total				**18,68**	**1,00**	**0,32**

Tabla 0-6. Tabla de pesos ponderados que relaciona la importancia entre los objetivos correspondientes a la categoría de "Costo". (1.1: Bajo costo de operación; 1.2: Bajo consumo energético; 1.3: Bajo costo de manufactura; 1.4: Bajo costo de mantención; 1.5: Repuestos económicos.)

	Costo							
Criterios	**1.1**	**1.2**	**1.3**	**1.4**	**1.5**	**Total de filas**	**Peso relativo**	**Peso absoluto**
1.1	1,00	2,00	4,00	5,00	8,00	20,00	0,39	0,07
1.2	0,50	1,00	3,00	4,00	6,00	14,50	0,28	0,05
1.3	0,25	0,33	1,00	3,00	5,00	9,58	0,19	0,03
1.4	0,20	0,25	0,33	1,00	4,00	5,78	0,11	0,02
1.5	0,13	0,17	0,20	0,25	1,00	1,74	0,03	0,01
Gran total						**51,61**	**1,00**	**0,19**

Tabla 0-7. Tabla de pesos ponderados que relaciona la importancia entre los objetivos correspondientes a la categoría de "Apariencia y Confort". (1.1: Fácil ensamble y desensamble; 1.2: Fácil transporte; 1.3: Diseño compacto; 1.4: Bordes suaves; 1.5: Fácil acceso a componentes internos; 1.6: Repuestos accesibles.)

	Apariencia y confort								
Criterios	**1.1**	**1.2**	**1.3**	**1.4**	**1.5**	**1.6**	**Total de filas**	**Peso relativo**	**Peso absoluto**
1.1	1,00	2,00	4,00	5,00	7,00	9,00	28,00	0,34	0,010
1.2	0,50	1,00	3,00	4,00	5,00	8,00	21,50	0,26	0,008
1.3	0,25	0,33	1,00	4,00	5,00	7,00	17,58	0,21	0,006
1.4	0,20	0,25	0,25	1,00	3,00	5,00	9,70	0,12	0,004
1.5	0,14	0,20	0,20	0,33	1,00	3,00	4,88	0,06	0,002
1.6	0,11	0,13	0,14	0,20	0,33	1,00	1,91	0,02	0,001
Gran total							**83,57**	**1,00**	**0,030**

B. Cálculos

Con el propósito de estimar la aceleración angular, torque y potencia requerida de un motor para el accionamiento del sistema exoesquelético a diseñar frente a una caída por tropiezo, se realizó un modelo simplificado de la pierna de una persona y su ambiente en el cual se realizaron los siguientes supuestos:

- Roce con el aire despreciable
- Para el cálculo se omite la articulación de la rodilla y la pierna se modela como una barra rígida con masa distribuida de forma homogénea, donde el motor se encuentra en un extremo de la pierna (barra).
- El ángulo que debe girar el motor se encuentra entre 30 y 40 [°]
- El tiempo en el cual se debe realizar este giro se encuentra entre 0,2 y 0,7 [s]
- Al activarse el motor el giro del cuerpo es despreciable en comparación al giro de la pierna.

El peso total promedio de las piernas es igual al 16,68 % del peso total de un hombre y 18,43% del peso total de una mujer (Venslauskas, 2015).

Tomando como ejemplo a un sujeto hombre de masa corporal igual a 80 [kg] y de acuerdo con lo indicado anteriormente, el peso de una de sus dos piernas sería igual a 6,672 [kg].

Las ecuaciones utilizadas para determinar la aceleración angular, torque y potencia fueron las siguientes:

$$\theta = \theta_0 + \omega_0 \cdot t + \frac{1}{2} \cdot \alpha \cdot t^2$$

$$I = \frac{1}{3} \cdot m \cdot L^2$$

$$\sum M = I \cdot \alpha$$

$$\omega_f{}^2 = \omega_0{}^2 + 2 \cdot \alpha \cdot (\theta - \theta_0)$$

$$P = T \cdot \omega$$

Donde.

- I = Inercia
- θ = Posición angular
- ω = Velocidad angular
- α = Aceleración angular
- M = Momento
- P = Potencia

Se utilizó gravedad igual a 9,81 [m/s2] y largo de la pierna semejante a 1 [m].

Los valores obtenidos que se calcularon para ángulos de giro de 30, 35 y 40 [°], y para tiempos entre 0,2 y 0,7 [s] se graficaron obteniéndose los siguientes resultados:

Tabla 0-8. Ángulos de giro en grados [°] y radianes [rad]

Angulo [°]	Angulo [rad]
30	0,52
35	0,61
40	0,70

Tabla 0-9. Valores de aceleración angular "", Torque "Tm" y Potencia "P" en función del Angulo y tiempo.

t [s]	α [rad/s2] (30°)	Tm [N*m] (30°)	P [w] (30°)	α [rad/s2] (35°)	Tm [N*m] (35°)	P [w] (35°)	α [rad/s2] (40°)	Tm [N*m] (40°)	P [w] (40°)
0,7	2,14	25,32	37,88	2,49	29,16	50,89	2,85	32,82	65,47
0,6	2,91	27,38	47,78	3,39	31,56	64,26	3,88	35,57	82,77
0,5	4,19	30,79	64,49	4,89	35,54	86,84	5,59	40,12	112,03
0,4	6,54	37,07	97,06	7,64	42,87	130,94	8,73	48,49	169,28
0,3	11,64	50,65	176,80	13,57	58,71	239,08	15,51	66,59	309,94
0,2	26,18	89,43	468,27	30,54	103,96	635,03	34,91	118,31	825,94

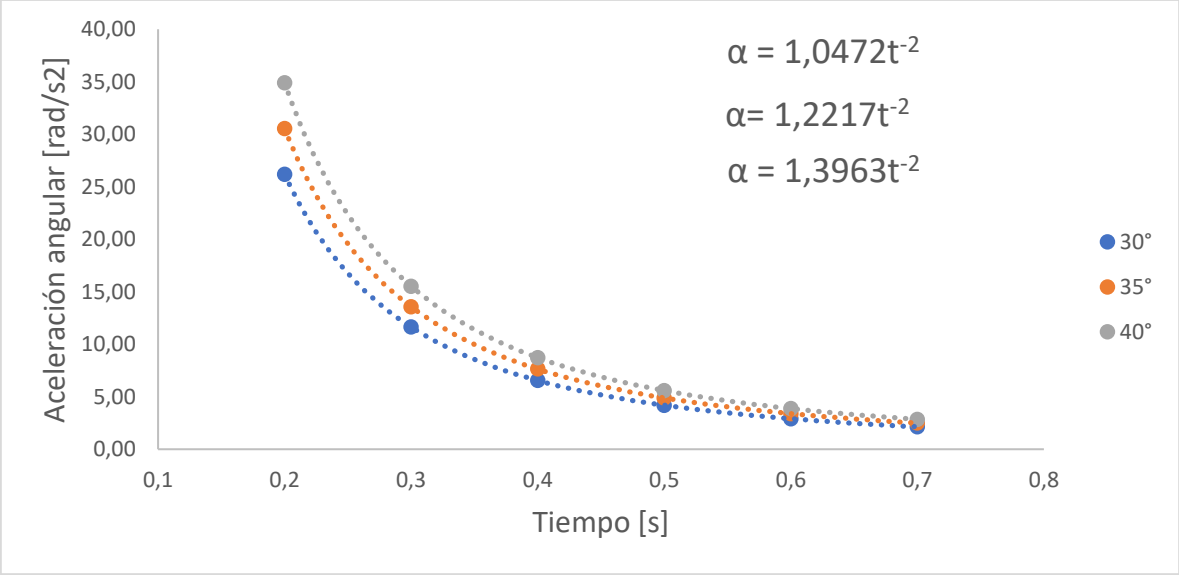


Figure 0-1. Relación cuadrática inversa entre aceleración angular y tiempo.

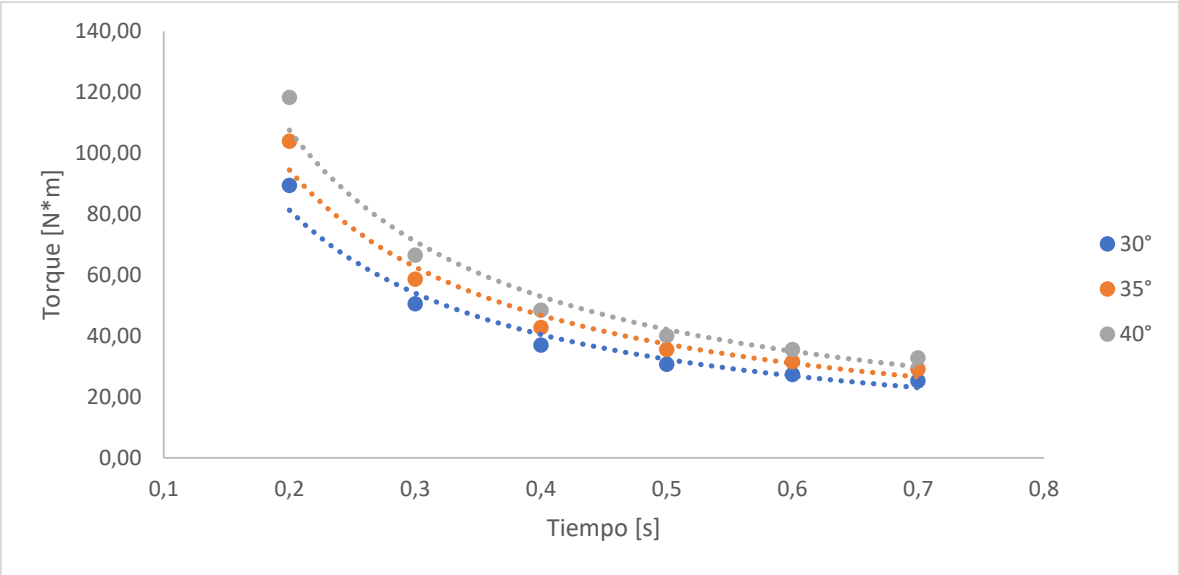


Figure 0-2. Relación cuadrática inversa entre torque y tiempo.

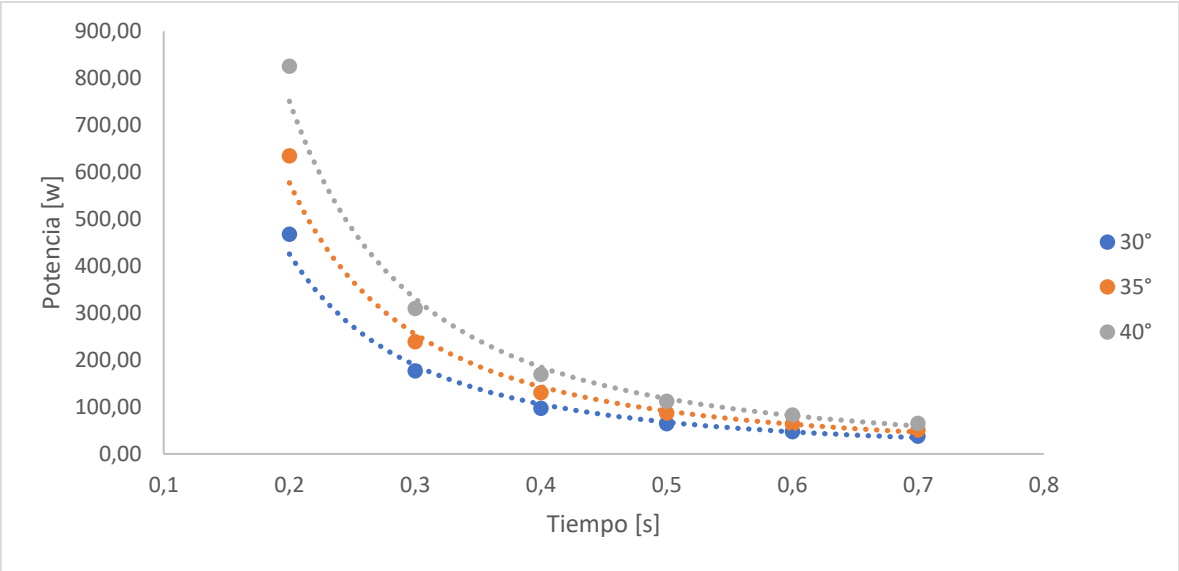


Figure 0-3. Relación cubica inversa entre Potencia y tiempo.

De los gráficos en primera instancia se puede apreciar que para la aceleración angular y el torque la relación con el tiempo es inversa y cuadrática, mientras que la potencia tiene relación inversa y cubica con el tiempo.

Se desprende de los gráficos que a mayor ángulo de recorrido del mecanismo la magnitud de todas las variables aumenta para un mismo tiempo.

Se identifica como caso critico cuando el ángulo es máximo y el tiempo que se dispone es mínimo, punto para el cual la potencia requerida del motor alcanza un valor de 700 [w].

Ahora bien, ese valor fue calculado pensando que la recuperación del balance frente a una caída en proceso debe ser atacada totalmente por los motores del sistema exoesquelético, pero no hay que olvidar que el usuario también genera una respuesta instintiva frente a un resbalón o tropiezo, y trata de evitar la caída. Por lo tanto, los motores del sistema exoesquelético más que reemplazar la respuesta del usuario frente a una caída, deben asistirlo y actuar en conjunto con esta.

Como bien se explica en la referencia de (Monaco et al., 2017, pag. 7), aplicando torques de acción contraria en la cadera, una magnitud de 0,2 [Nm/kg] de peso del usuario, proporciona una buena asistencia para la recuperación del equilibrio frente a una caída, por lo que en el caso más crítico (considerando que el ángulo de recorrido es máximo y el tiempo disponible es mínimo) la potencia requerida del motor seria la siguiente:

$$P = 111{,}7\ [W]$$

C. Optimización topológica

A continuación, se presentan algunas ilustraciones de los diseños generados para el eslabón pierna izquierda (EPI) del sistema exoesquelético y las optimizaciones realizadas a estos,

donde se muestran distintas variables, como el mallado utilizado, la distribución de esfuerzos, deformaciones, geometría optimizada, y en algunos casos el rediseño de la geometría optimizada y diagrama de convergencia de la solución.

- Diseño 1
    - optimización 1

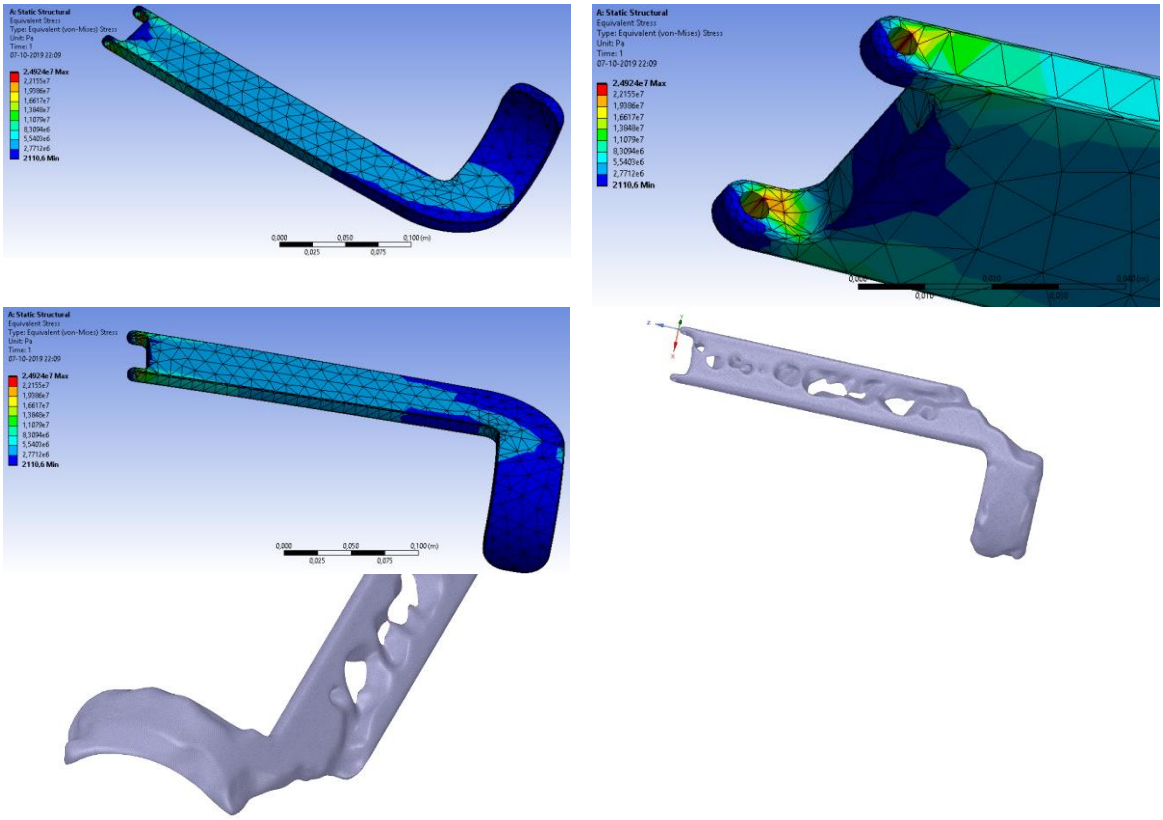


Figure 0-4. Resultados obtenidos de la optimización 1 del diseño 1.

- Diseño 2
    - Optimización 1

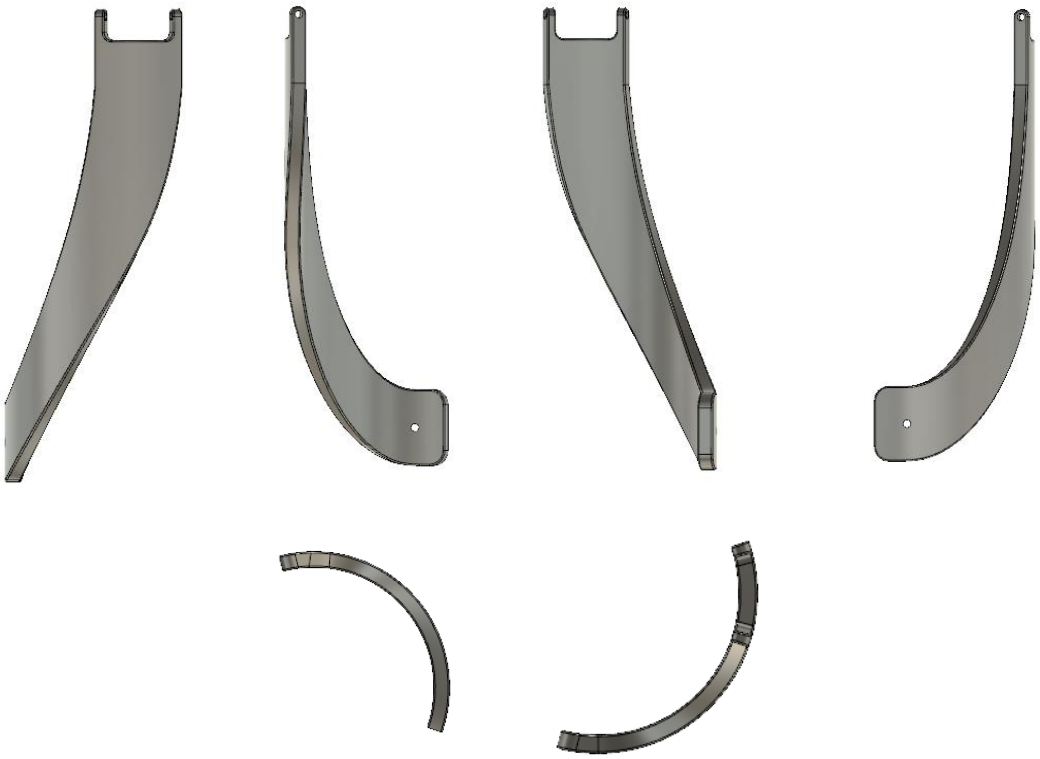


Figure 0-5. Diseño mas ergonomico que se ajusta mejor a la geometria de la pierna del usuario.

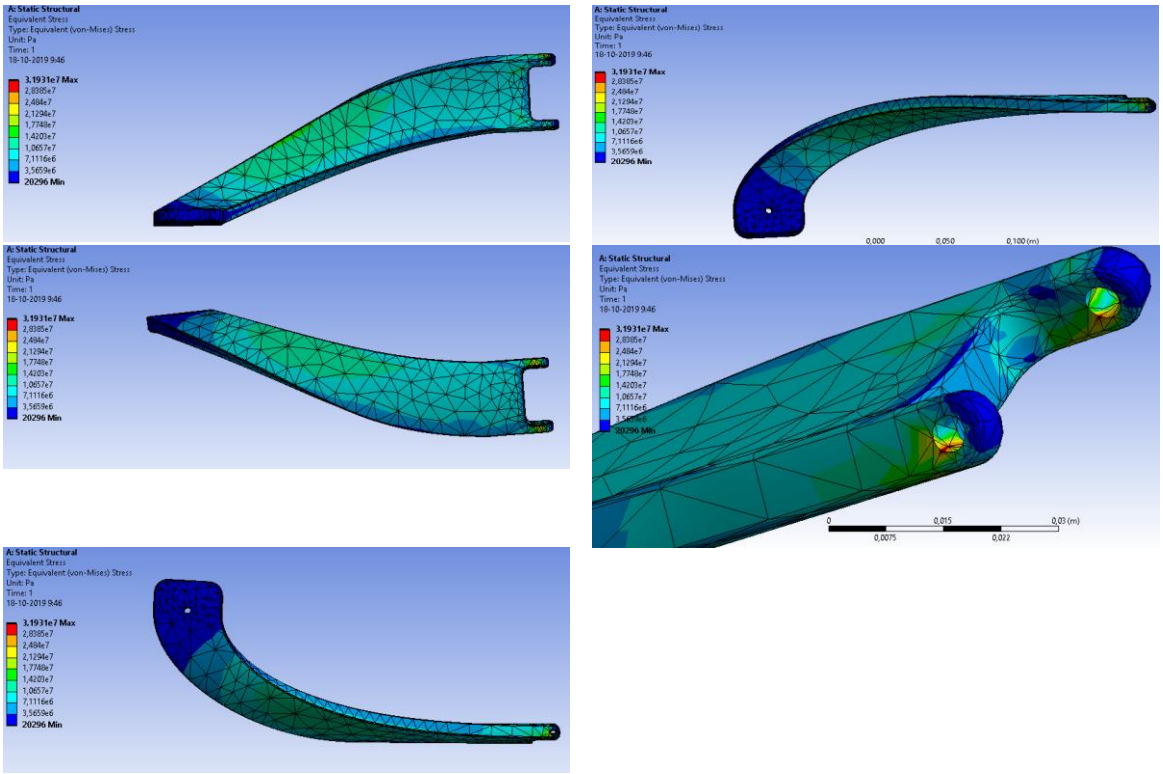


Figure 0-6. Resultados obtenidos de la optimización 1 del diseño 2.

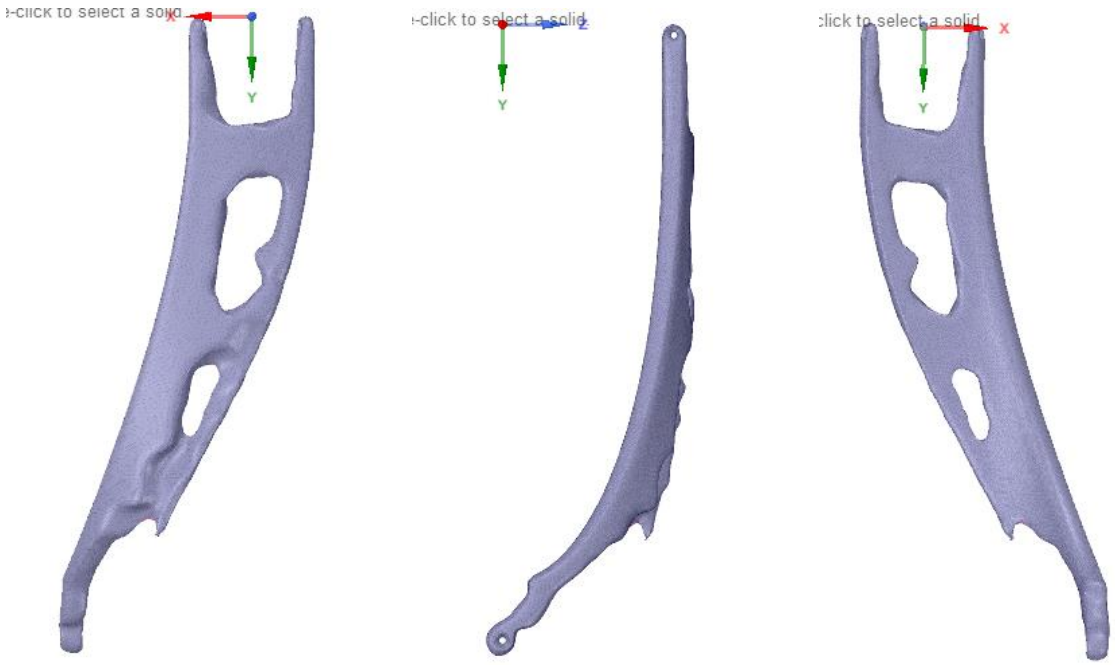
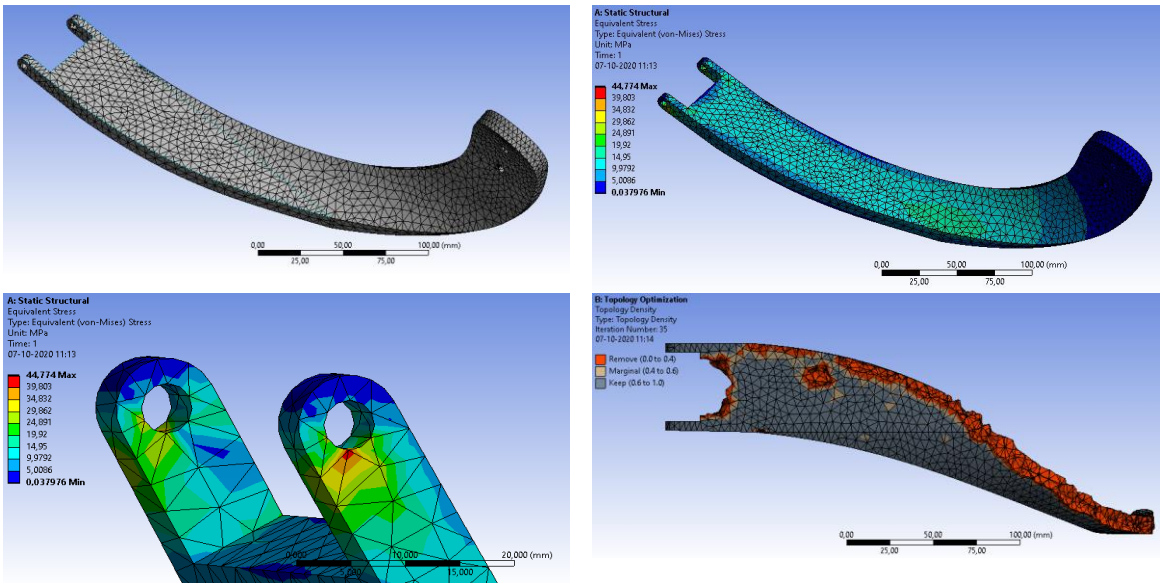


Figure 0-7. Resultados obtenidos de la optimización 1 del diseño 2.

- Diseño 3
    - Optimización 1



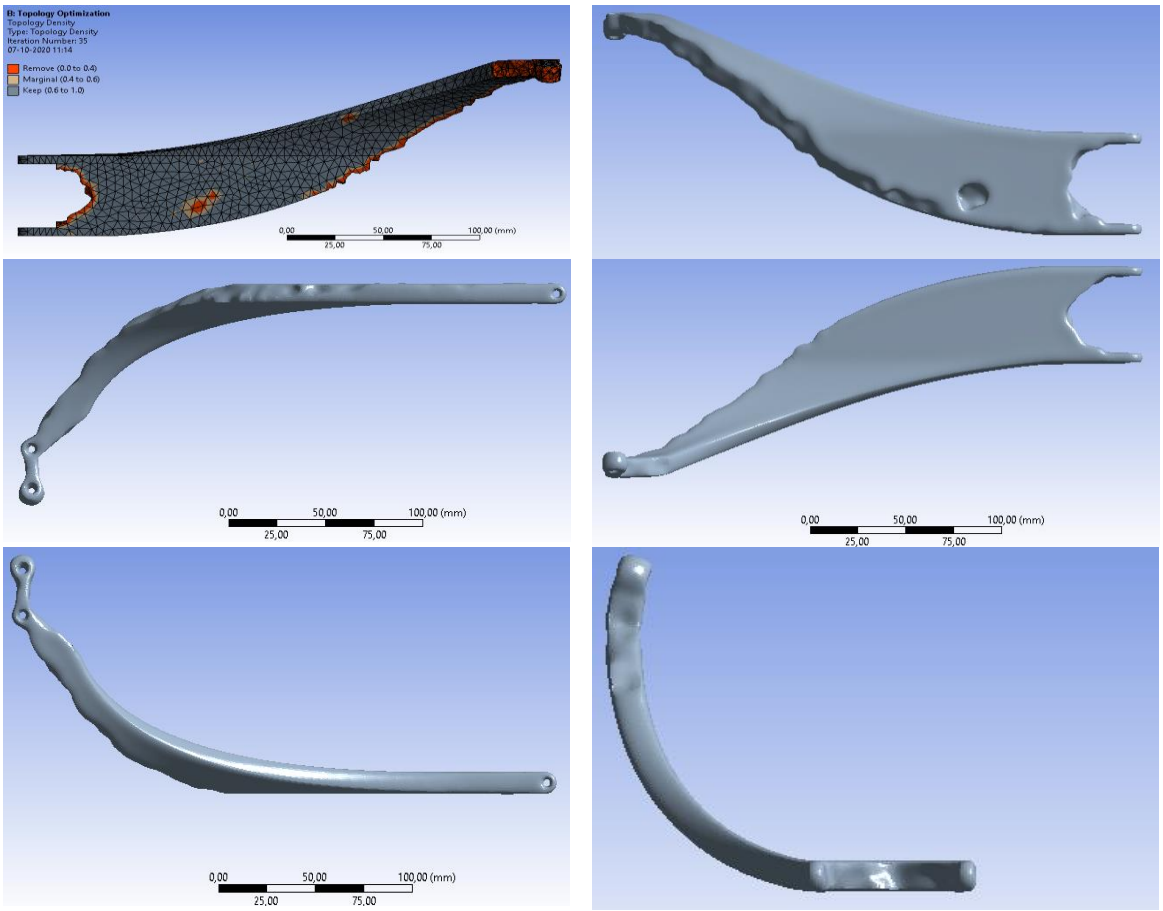
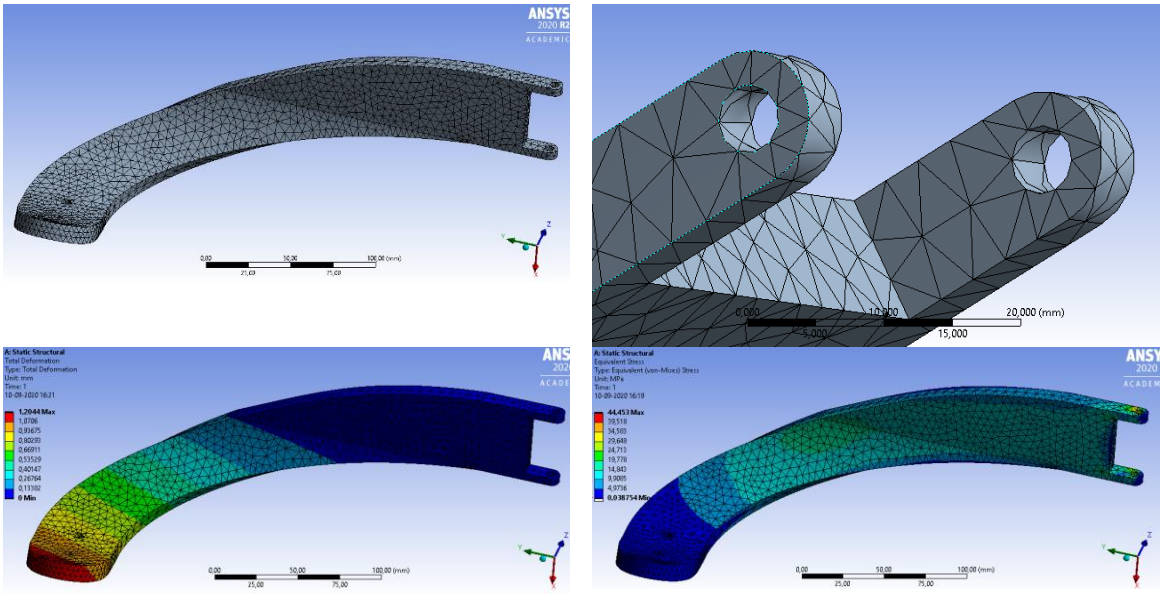


Figure 0-8. Resultados obtenidos de la optimización 1 del diseño 3. Mallado mucho más fino que los anteriormente utilizados, concentrado en las esquinas y orificios.

- Optimización 2 (malla original)



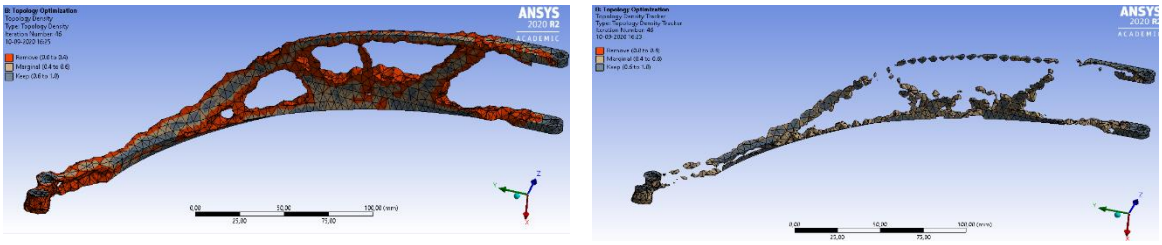


Figure 0-9. Resultados obtenidos de la optimización 2 del diseño 3. Malla fina distribuida de forma homogénea.

- Optimización 3 (malla por tamaño adaptativo, 40% masa)

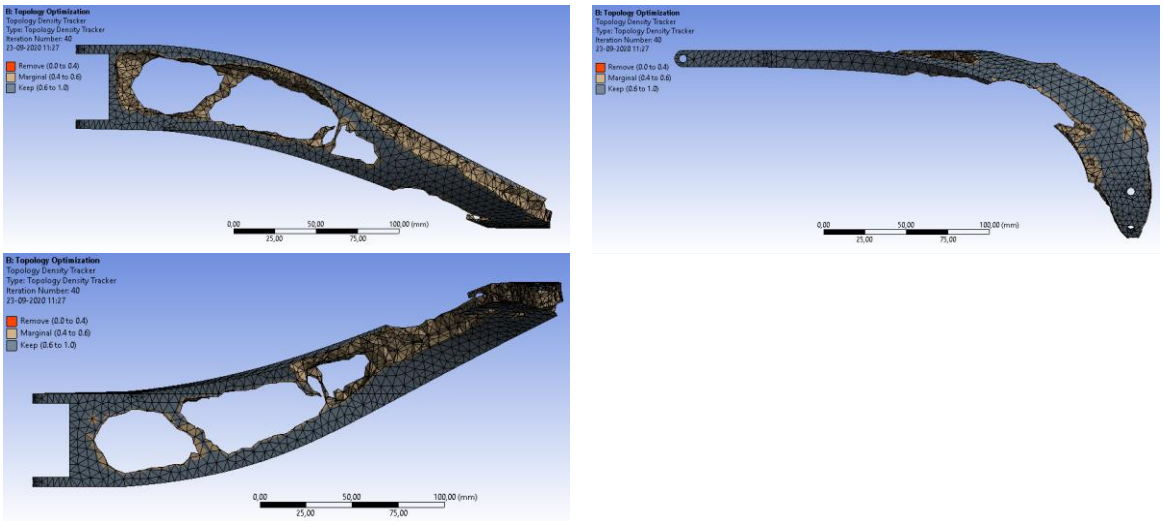


Figure 0-10. Resultados obtenidos de la optimización 3 del diseño 3.

- Optimización 4 (30% masa)

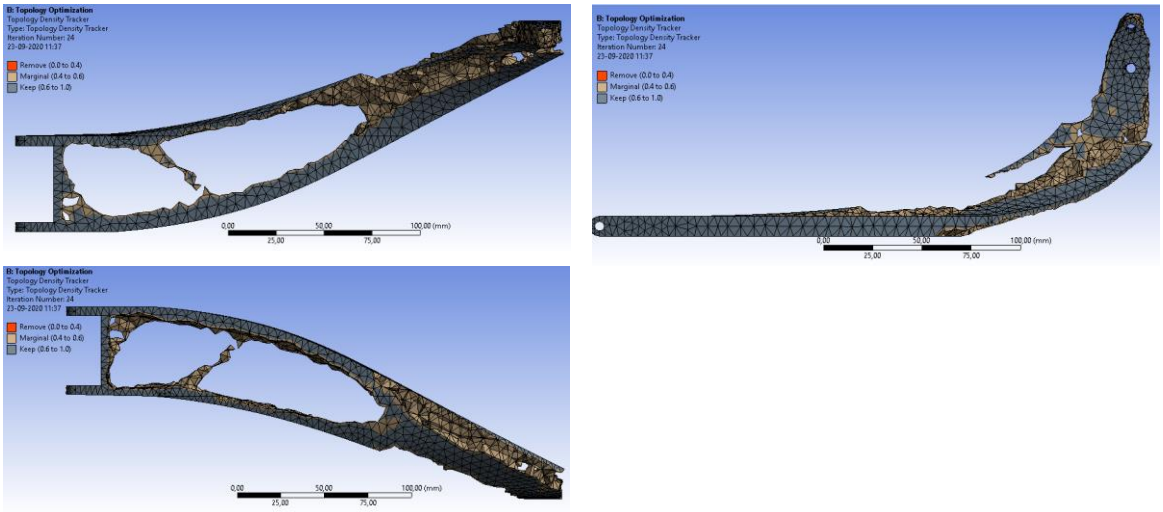


Figure 0-11. Resultados obtenidos de la optimización 4 del diseño 3.

- Optimización 5 (20% masa)

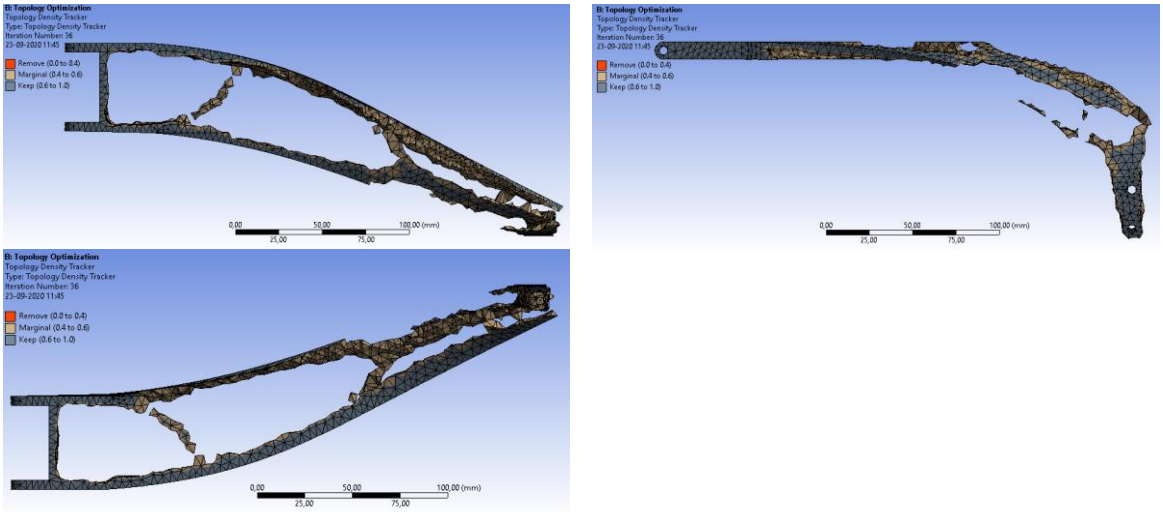


Figure 0-12. Resultados obtenidos de la optimización 5 del diseño 3.

- Optimización 6 (10% masa)

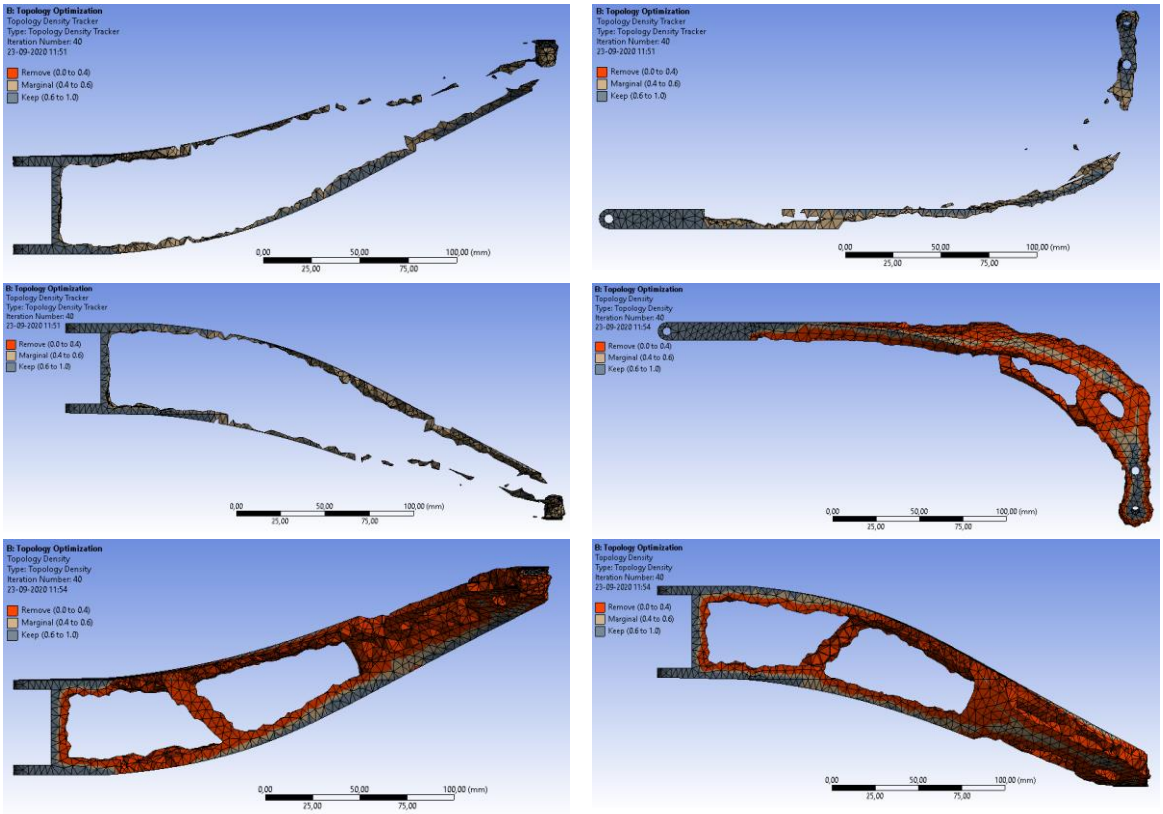


Figure 0-13. Resultados obtenidos de la optimización 6 del diseño 3.

- Optimización 7 (malla 2)

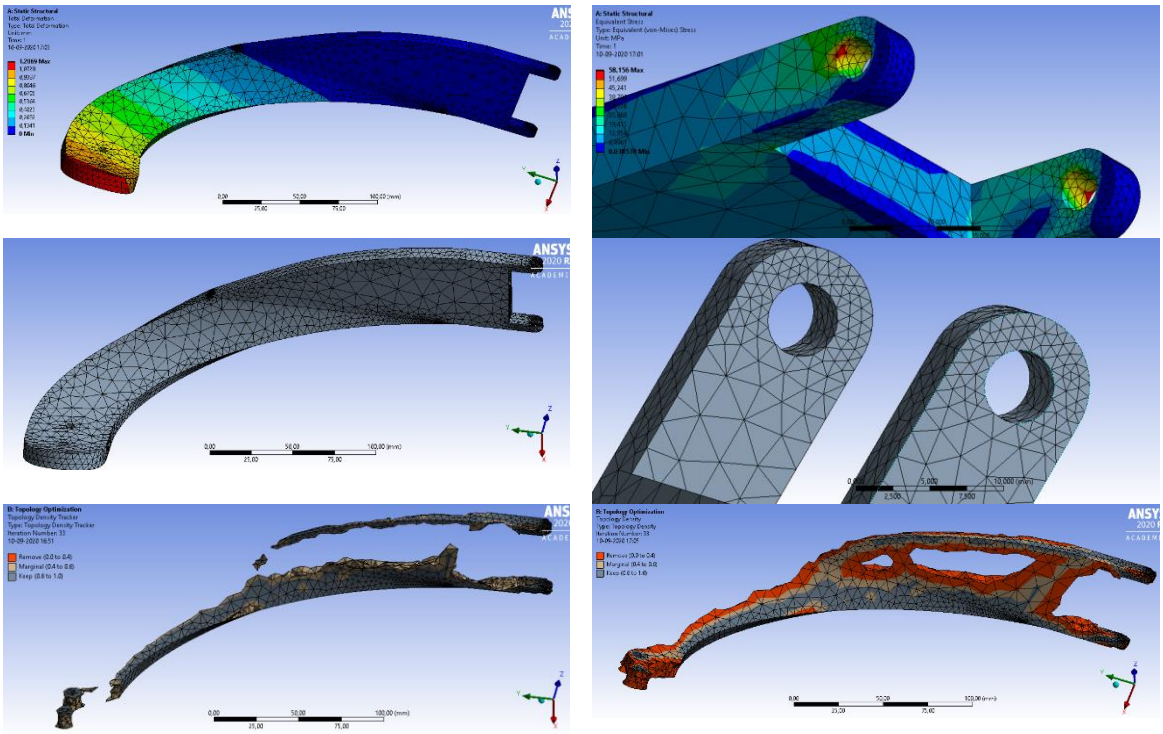
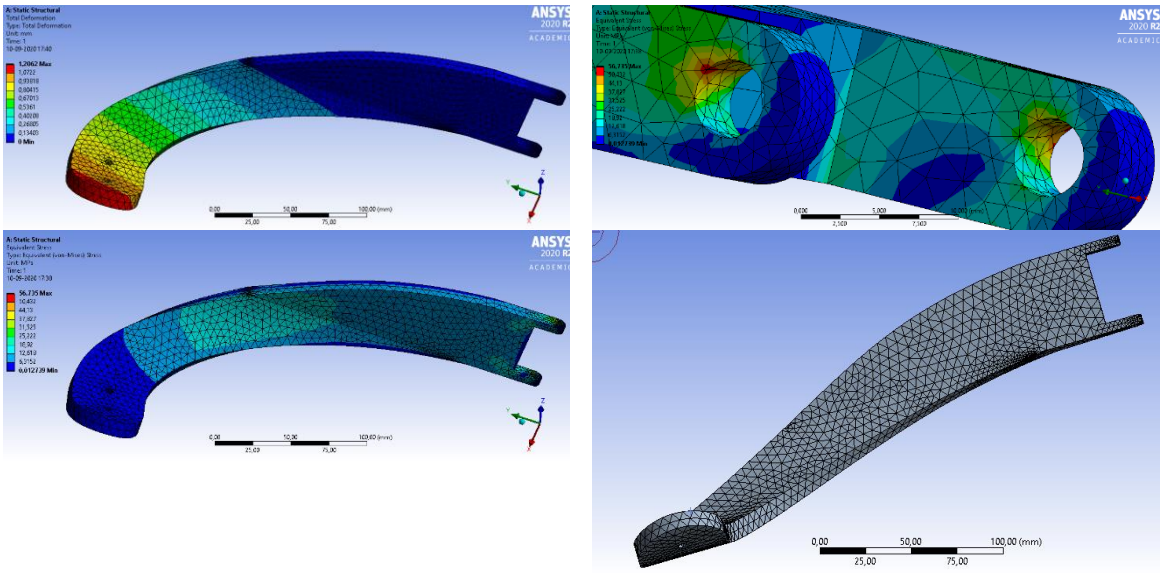


Figure 0-14. Resultados obtenidos de la optimización 7 del diseño 3. Malla fina en las esquinas y orificios, y densidad media en las demás ubicaciones.

- Optimización 8 (malla 3 Fuerza en x de 50 [N])



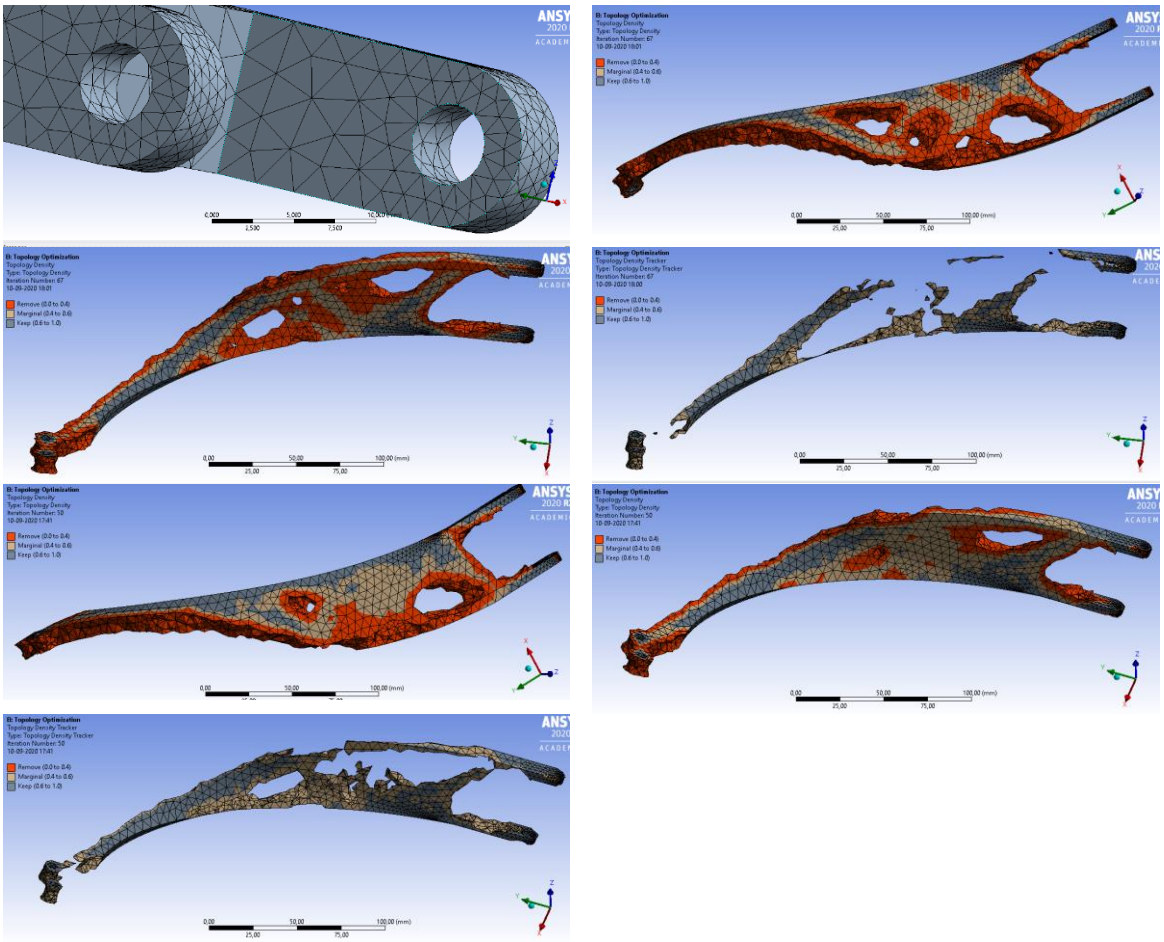
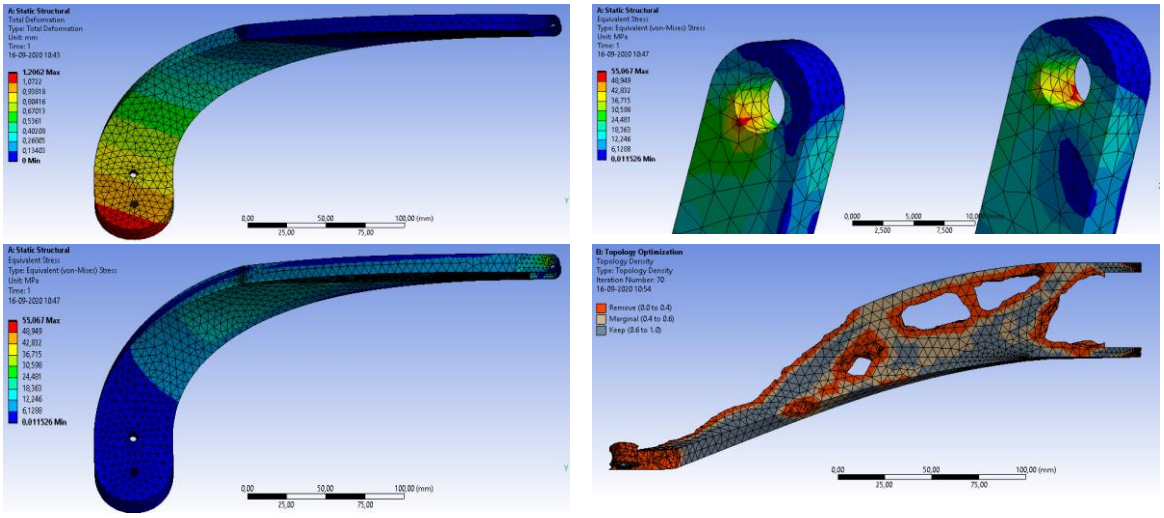


Figure 0-15. Resultados obtenidos de la optimización 8 del diseño 3. Se incorporó una fuerza adicional en los pasadores cilíndricos de 50 [N] en el eje X.

- Optimización 9 (Fuerza en x de -50 [N])



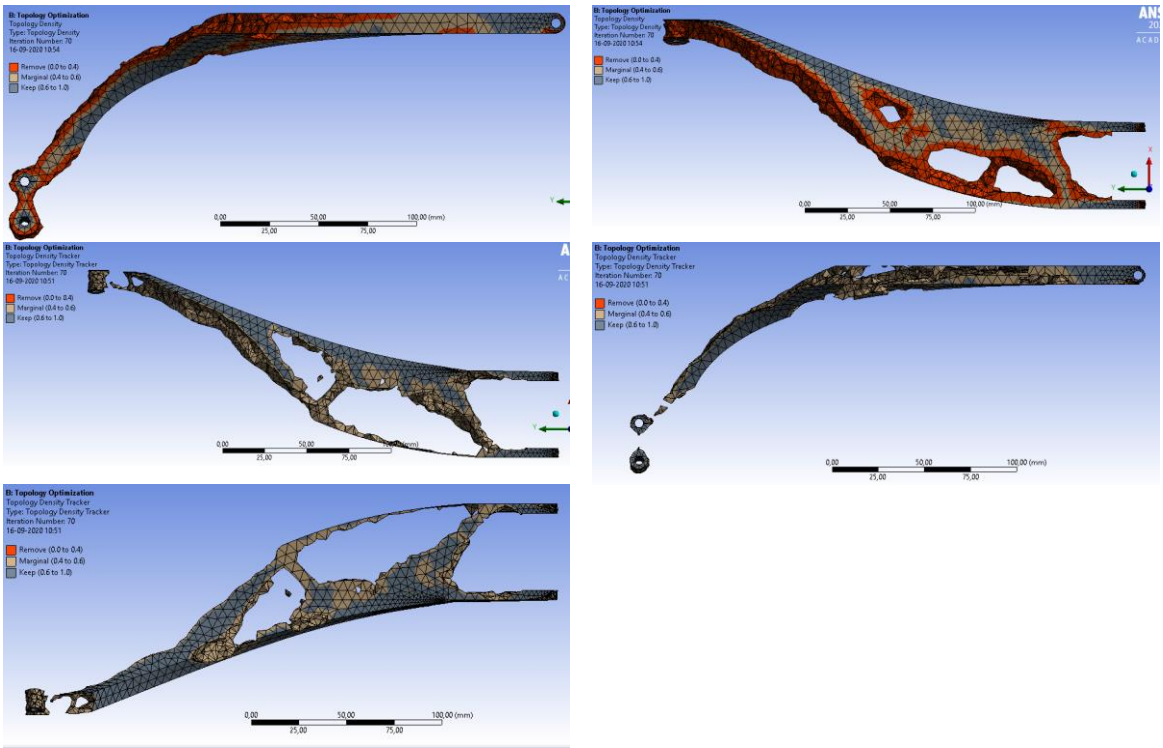
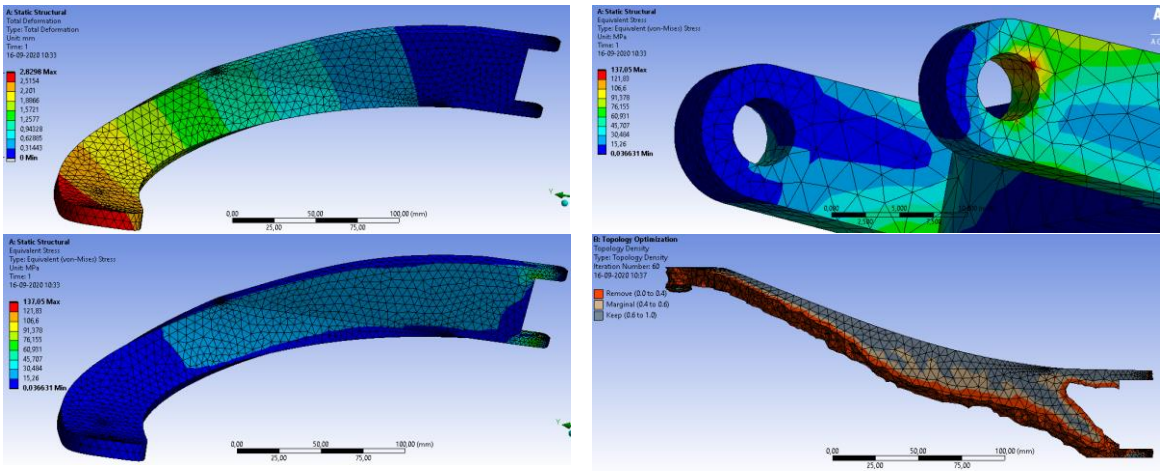


Figure 0-16. Resultados obtenidos de la optimización 9 del diseño 3. Se incorporó una fuerza adicional en los pasadores cilíndricos de -50 [N] en el eje X.

- Optimización 10 (Fuerza en X, Y, Z de 50,-5,20 [N] respectivamente)



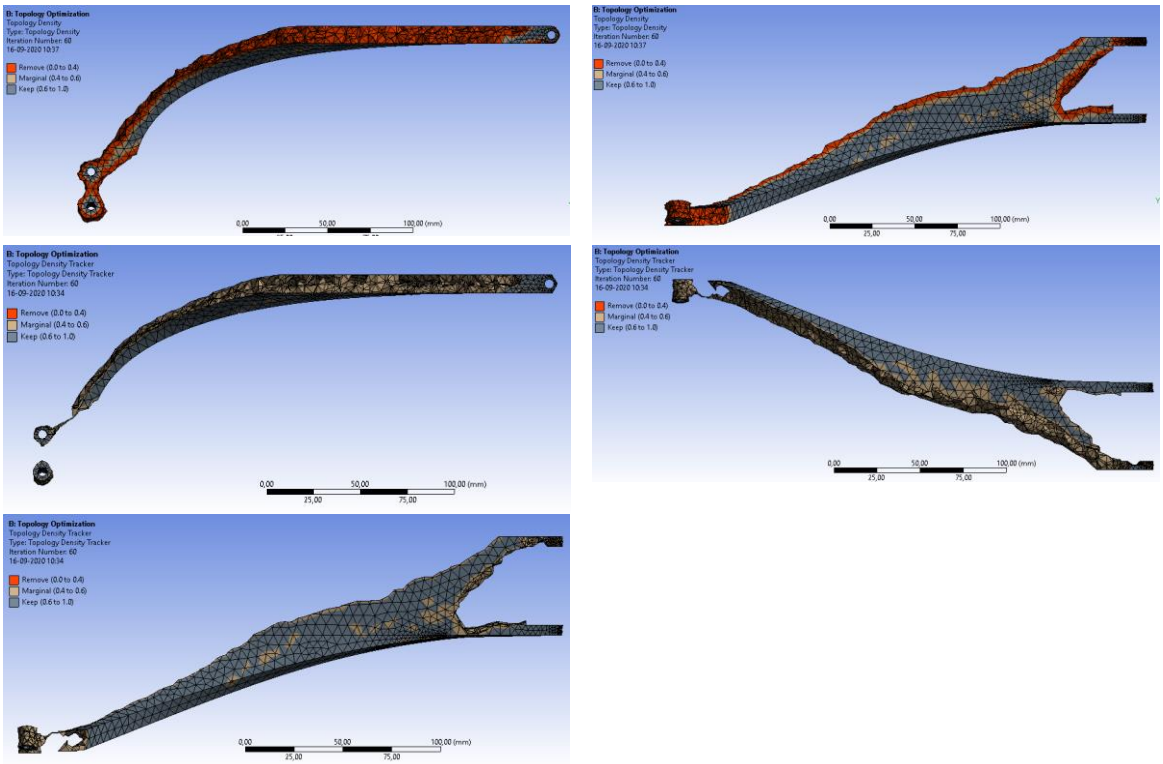
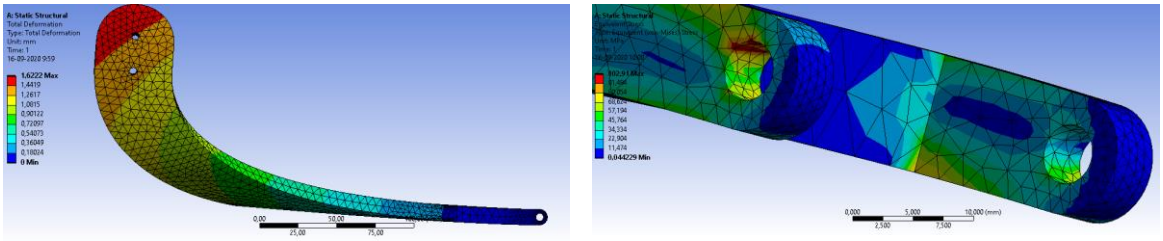


Figure 0-17 Resultados obtenidos de la optimización 10 del diseño 3. Se incorporaron fuerzas en X, Y y Z.

- Optimización 11 (Fuerza en X, Y, Z de 50,5,-20 [N] respectivamente)



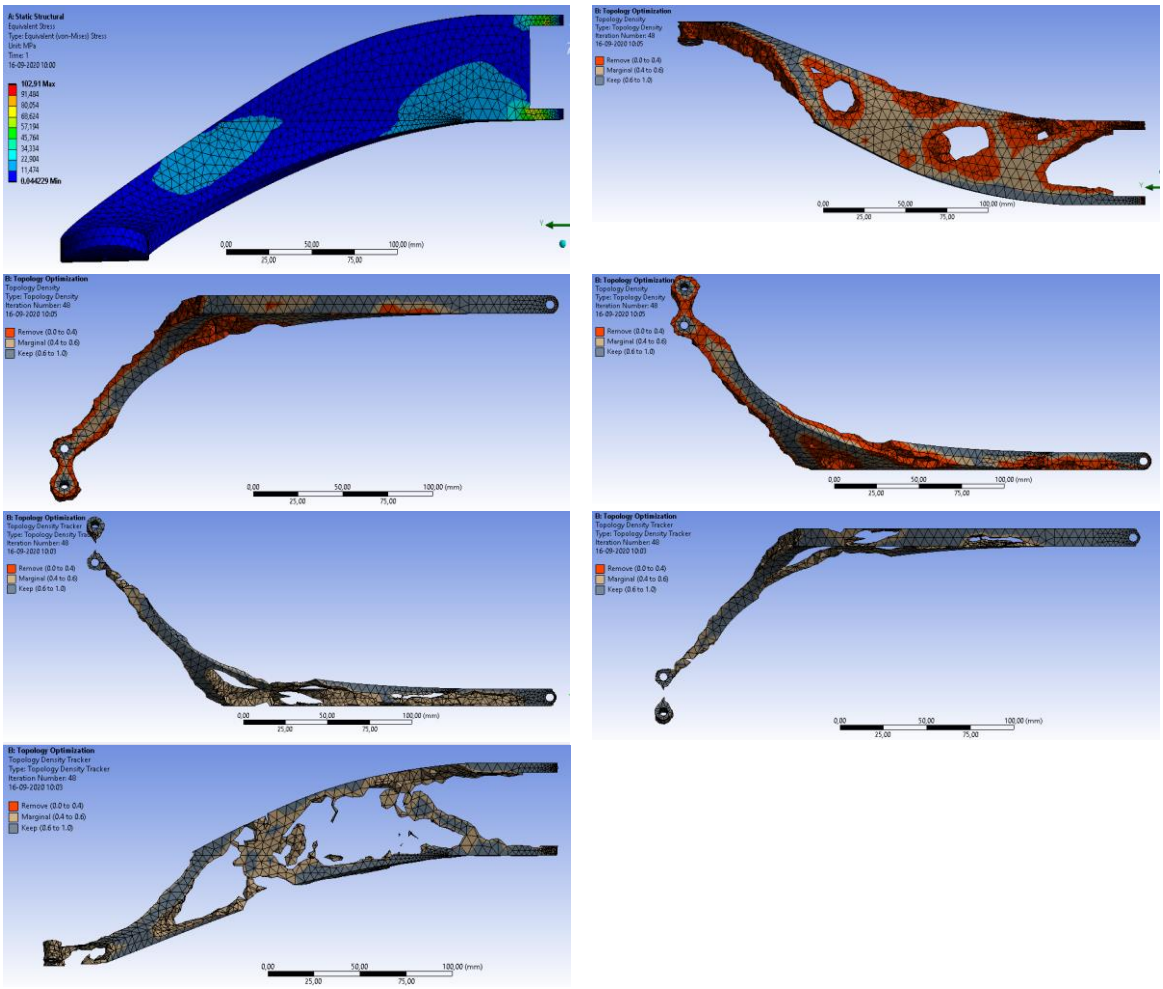


Figure 0-18. Resultados obtenidos de la optimización 11 del diseño 3. Se incorporaron fuerzas en X, Y y Z.

- Optimización 12 (Fuerza en X, Y, Z de 50,5,20 [N] respectivamente)

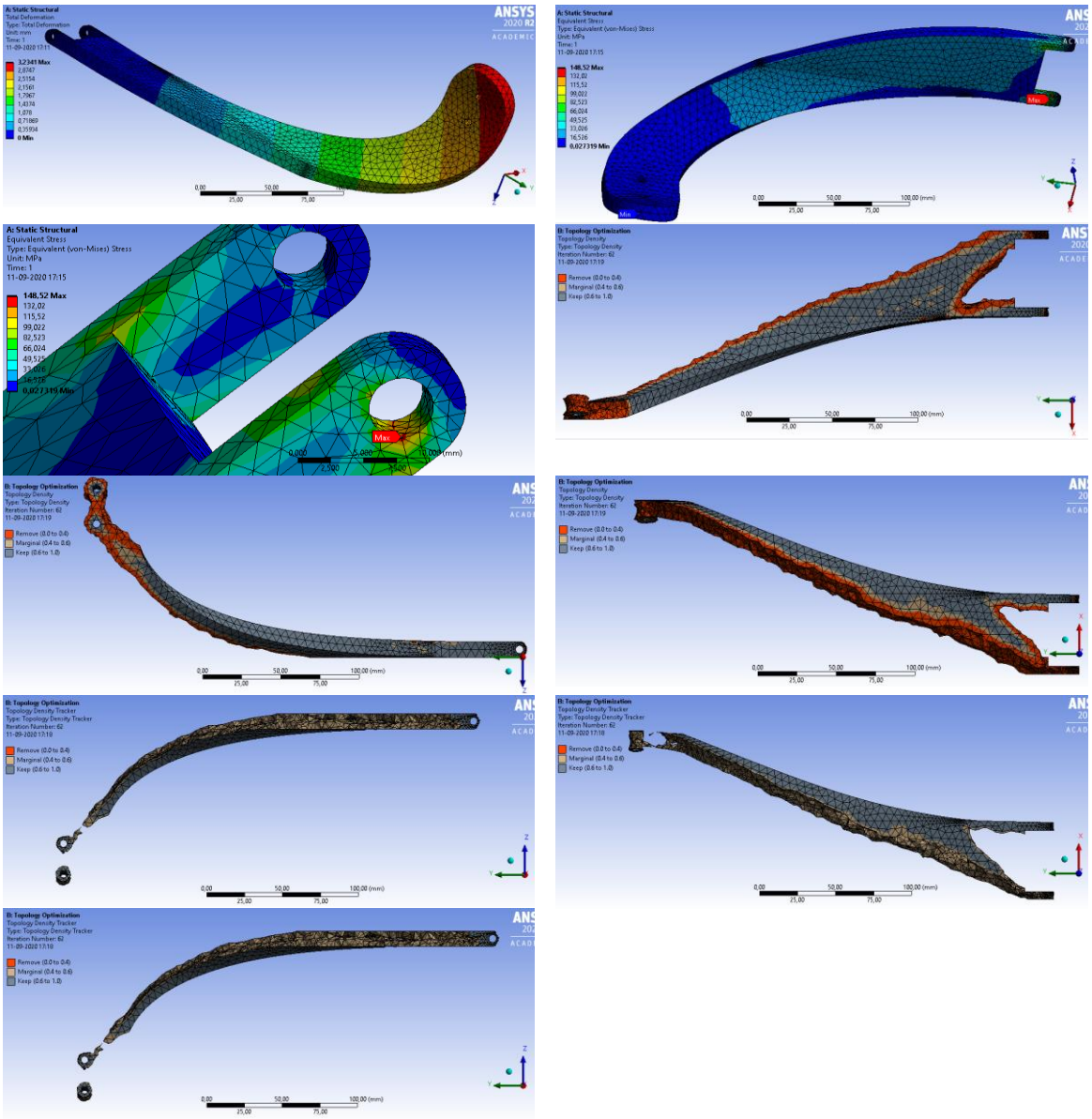


Figure 0-19. Resultados obtenidos de la optimización 12 del diseño 3. Se incorporaron fuerzas en X, Y y Z.

- Optimización 13 (Fuerza en X, Y, Z de 50,-5,-20 [N] respectivamente)

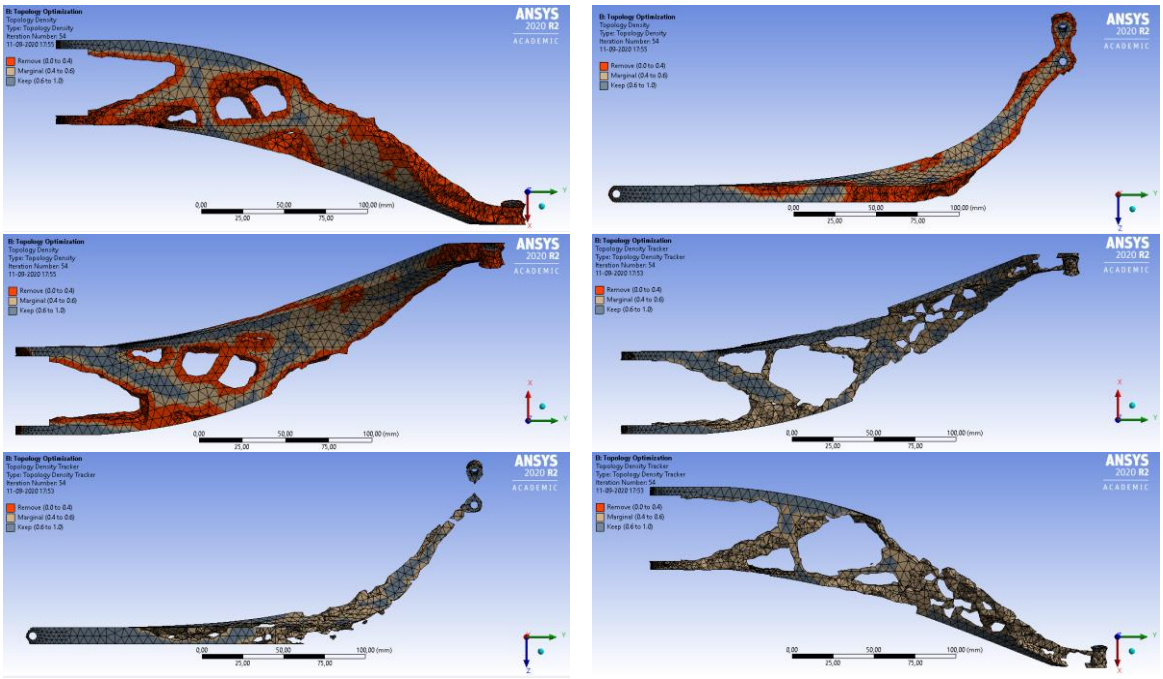
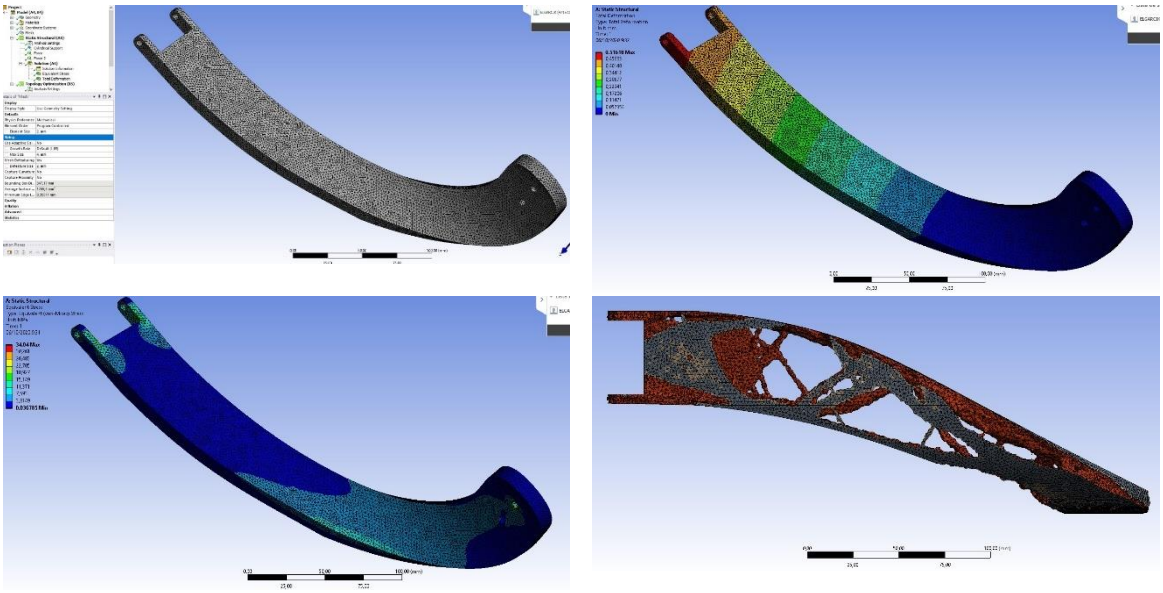


Figure 0-20. Resultados obtenidos de la optimización 13 del diseño 3. Se incorporaron fuerzas en X, Y y Z.

- Optimización 14 (V1)



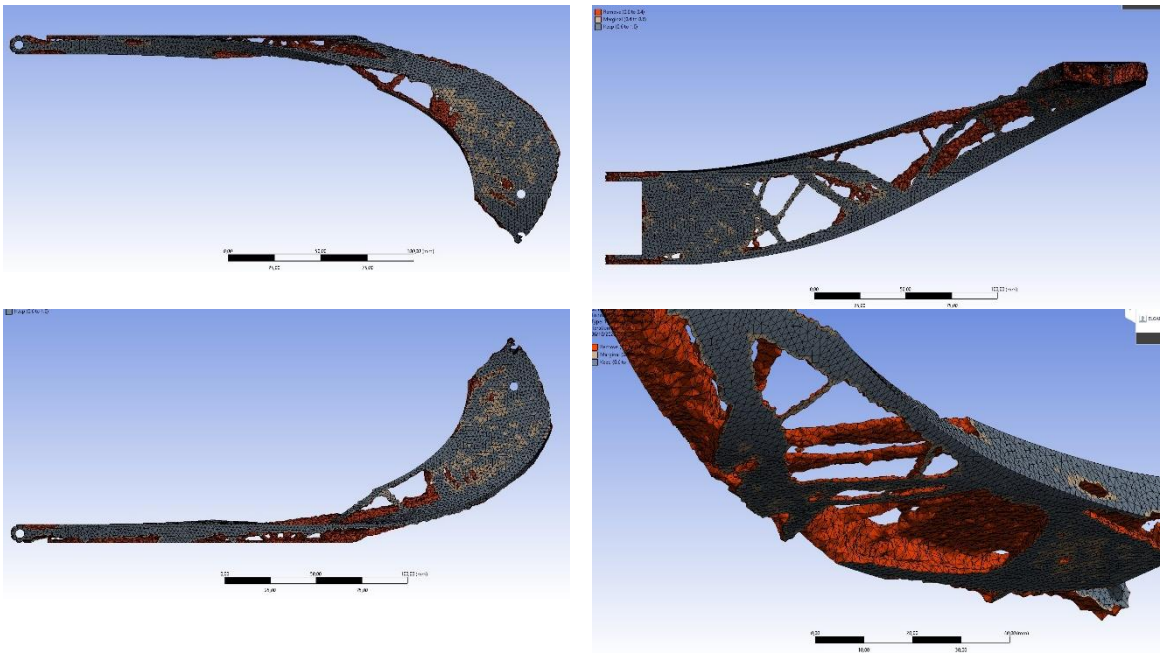
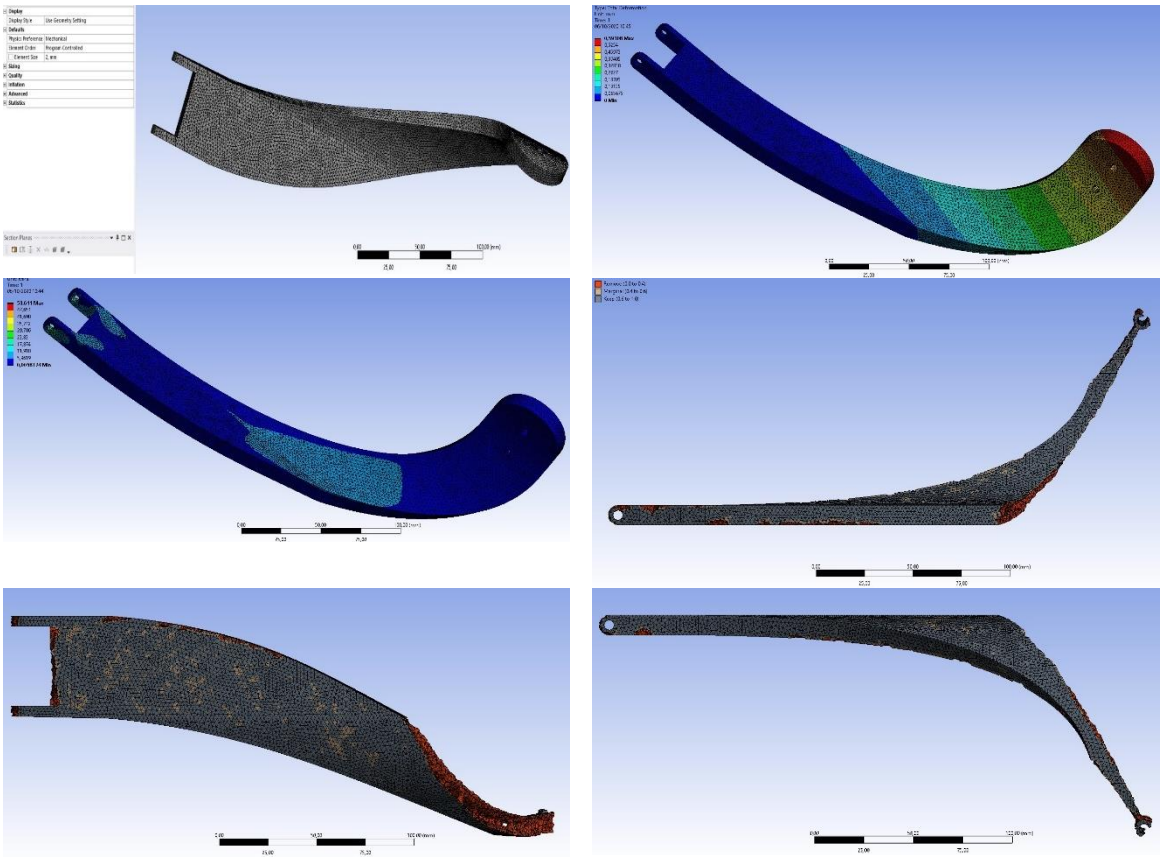


Figure 0-21. Resultados obtenidos de la optimización 14 del diseño 3. Nuevas condiciones de frontera al analizar mejor el estado de cargas al que está sometido el eslabón.

- Optimización 15 (V2)



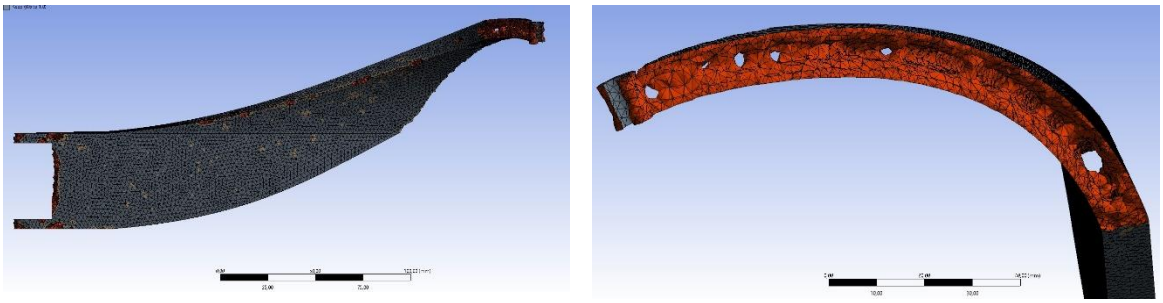


Figure 0-22. Resultados obtenidos de la optimización 15 del diseño 3.

- Optimización 16 (V3)

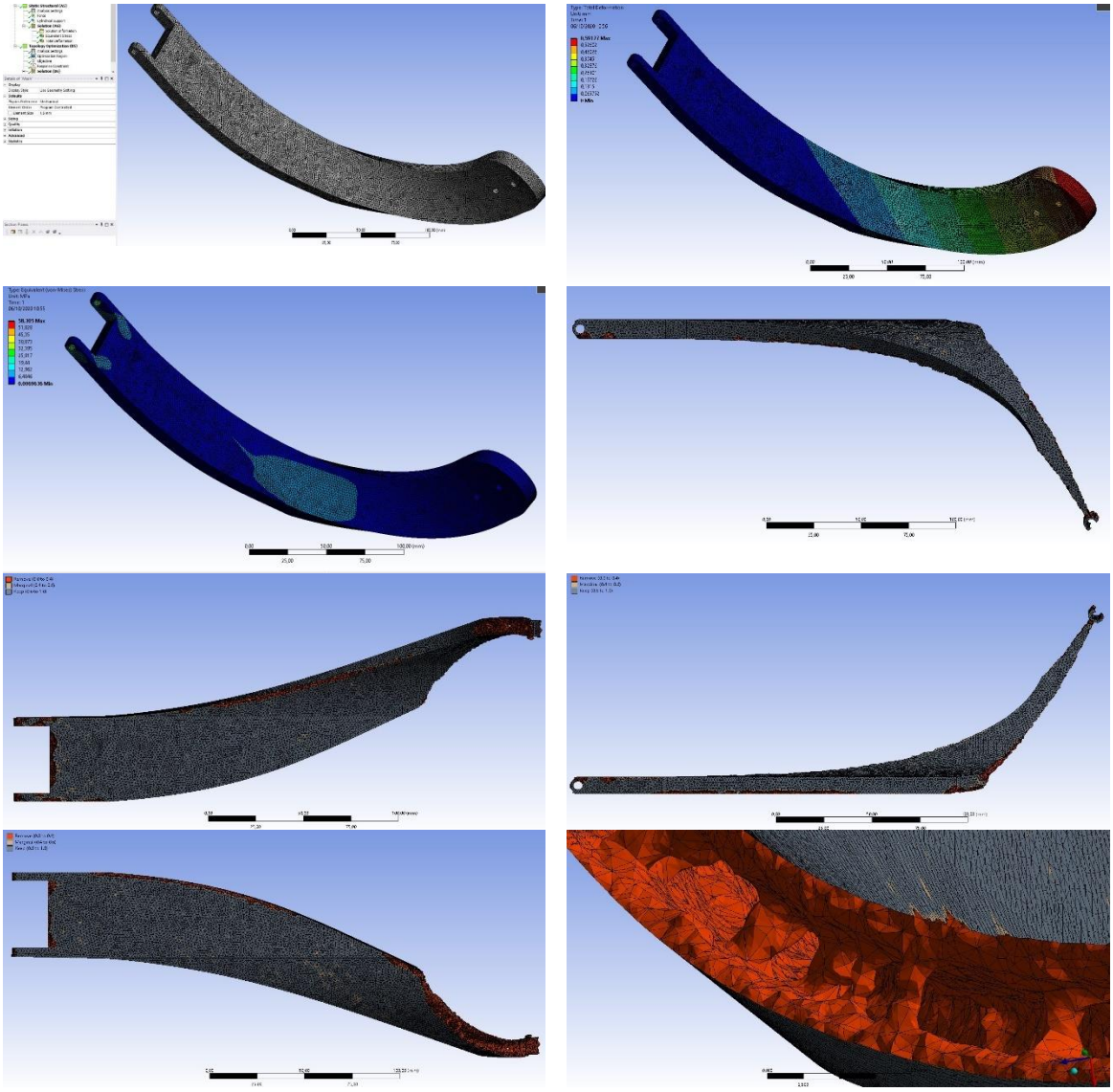


Figure 0-23. Resultados obtenidos de la optimización 16 del diseño 3.

- Optimización 17 (V4)

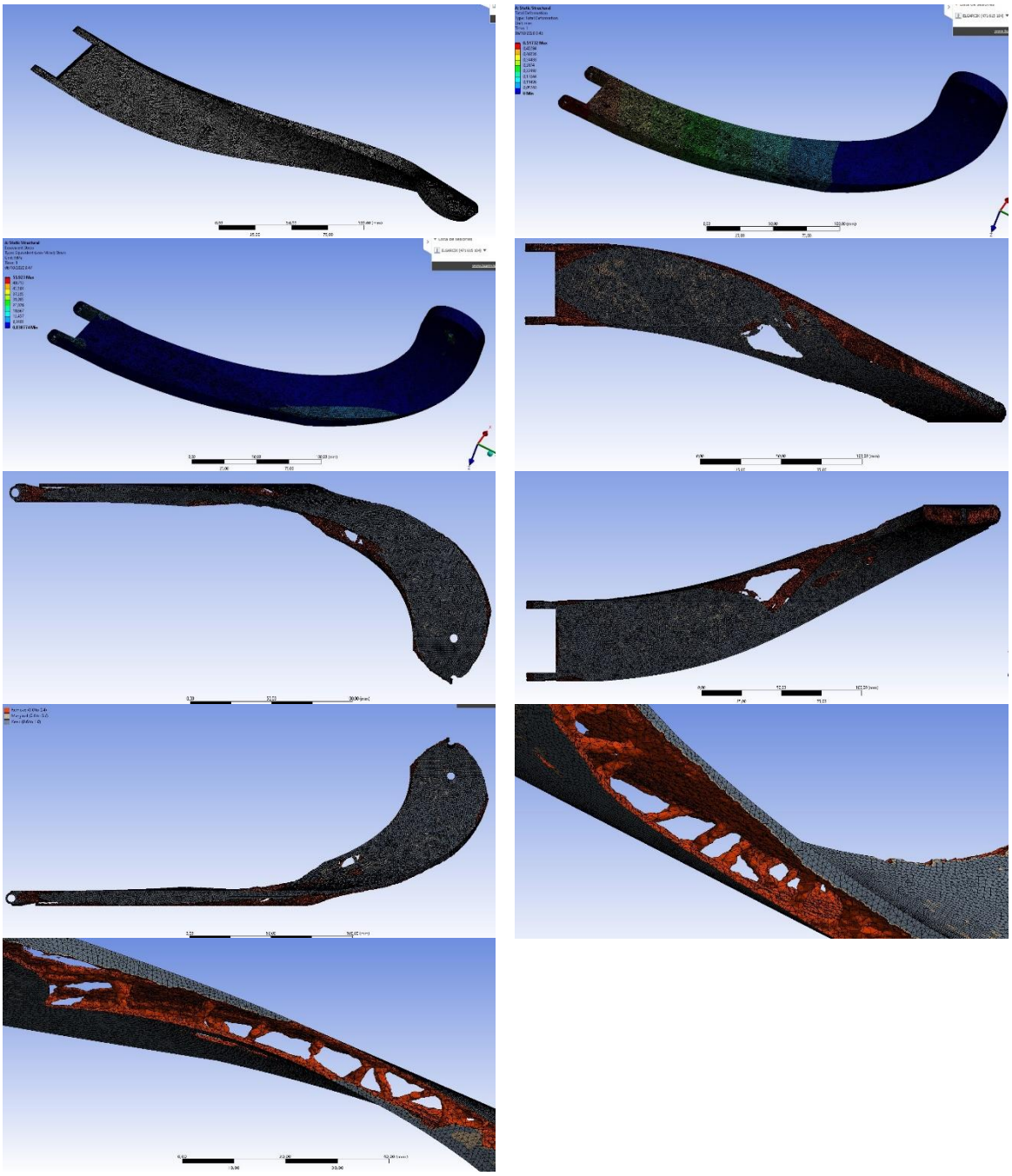


Figure 0-24. Resultados obtenidos de la optimización 17 del diseño 3.

- Optimización 18 (V5)

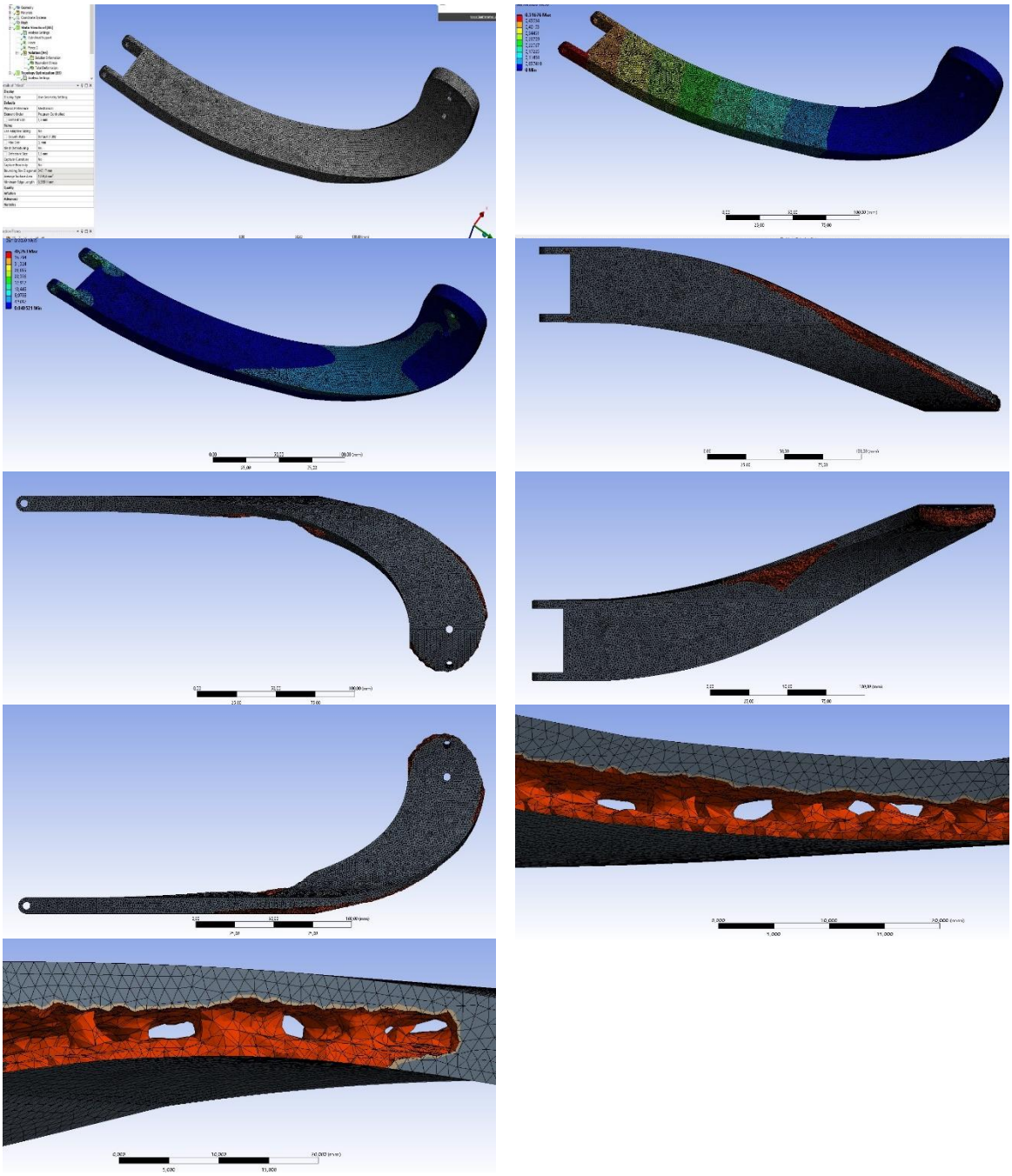


Figure 0-25. Resultados obtenidos de la optimización 18 del diseño 3.

- Optimización 19 (V6)

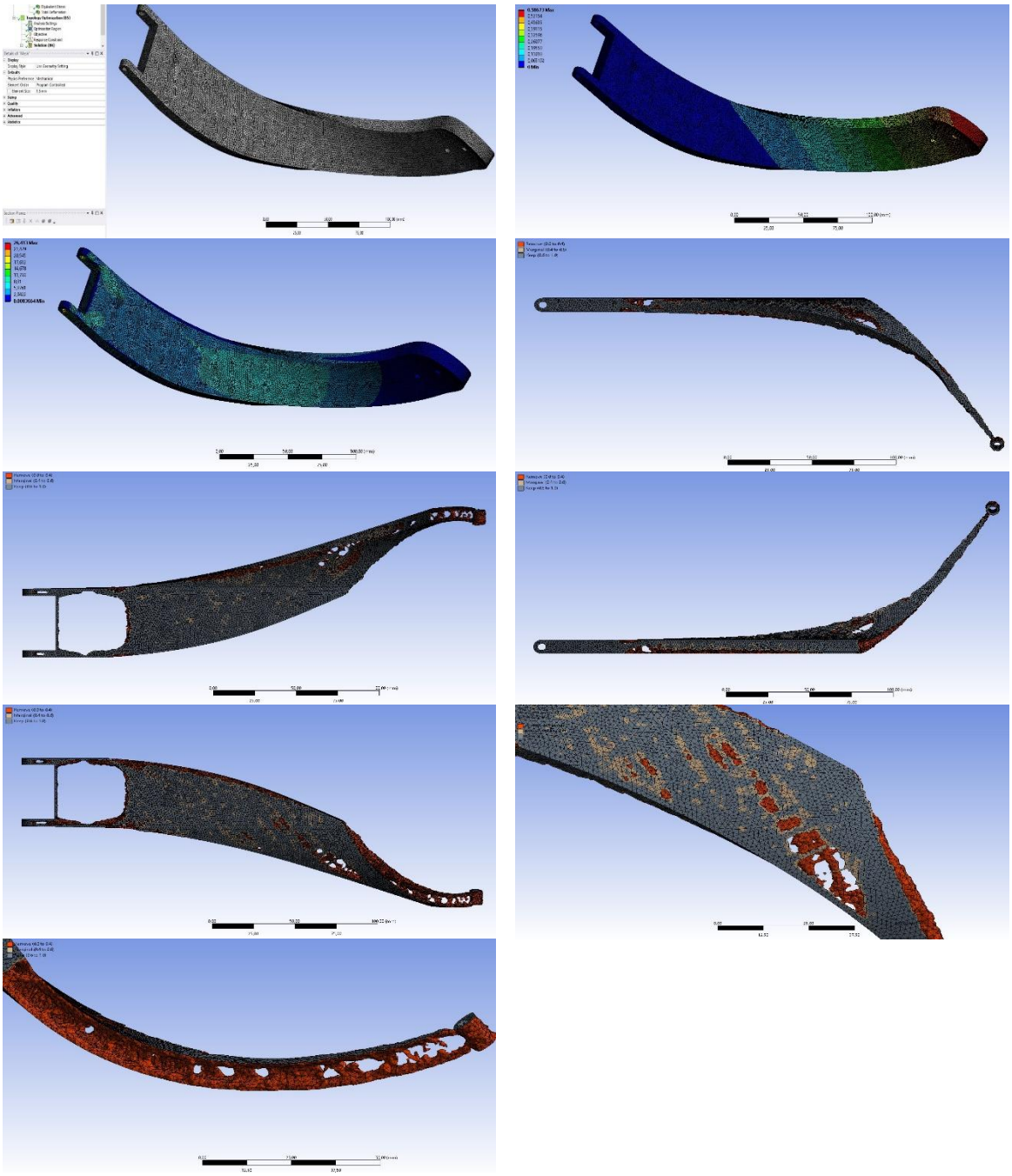


Figure 0-26. Resultados obtenidos de la optimización 19 del diseño 3.

- Optimización 20 (V7)

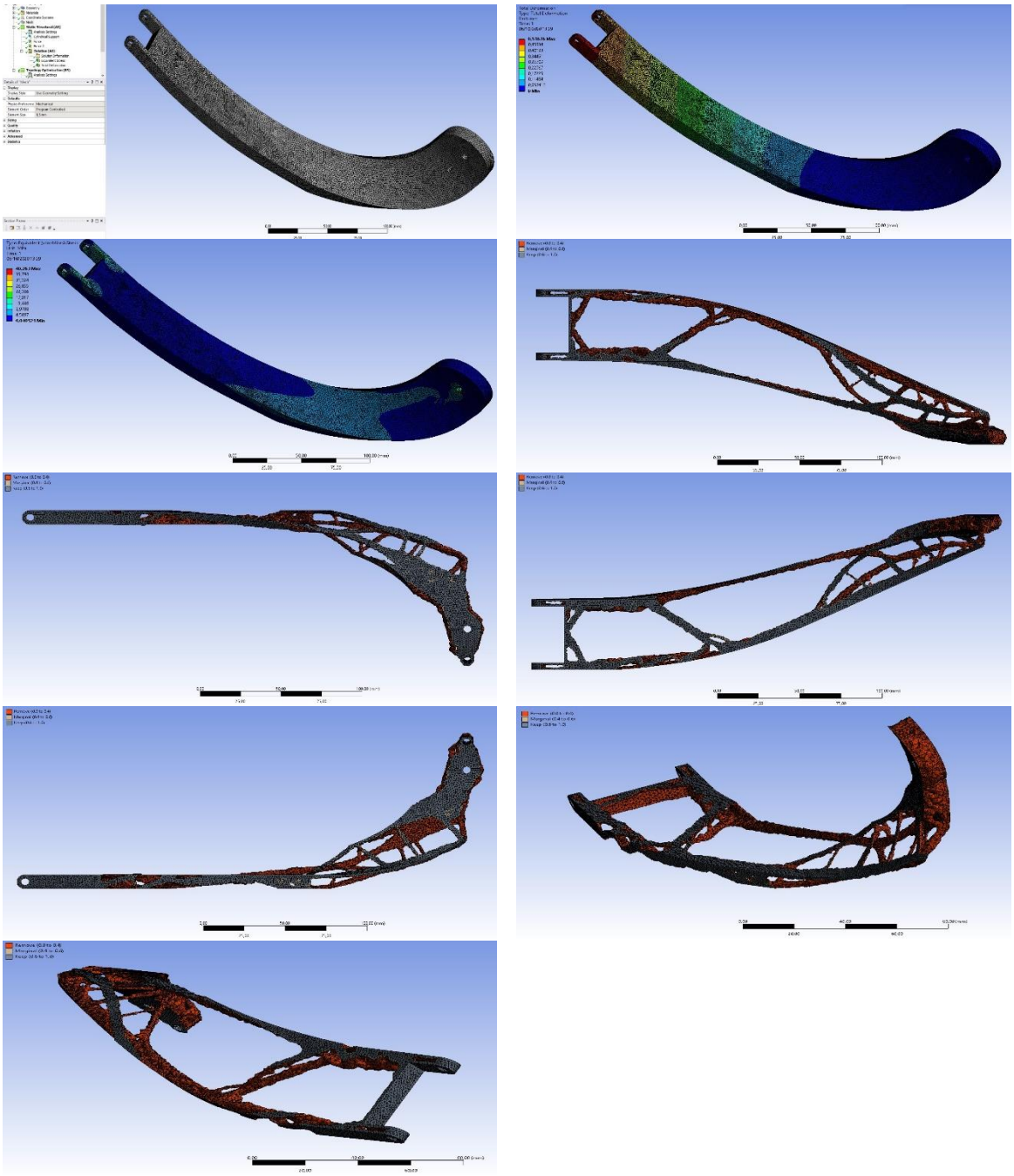


Figure 0-27. Resultados obtenidos de la optimización 20 del diseño 3.

- Optimización 21 (10%)

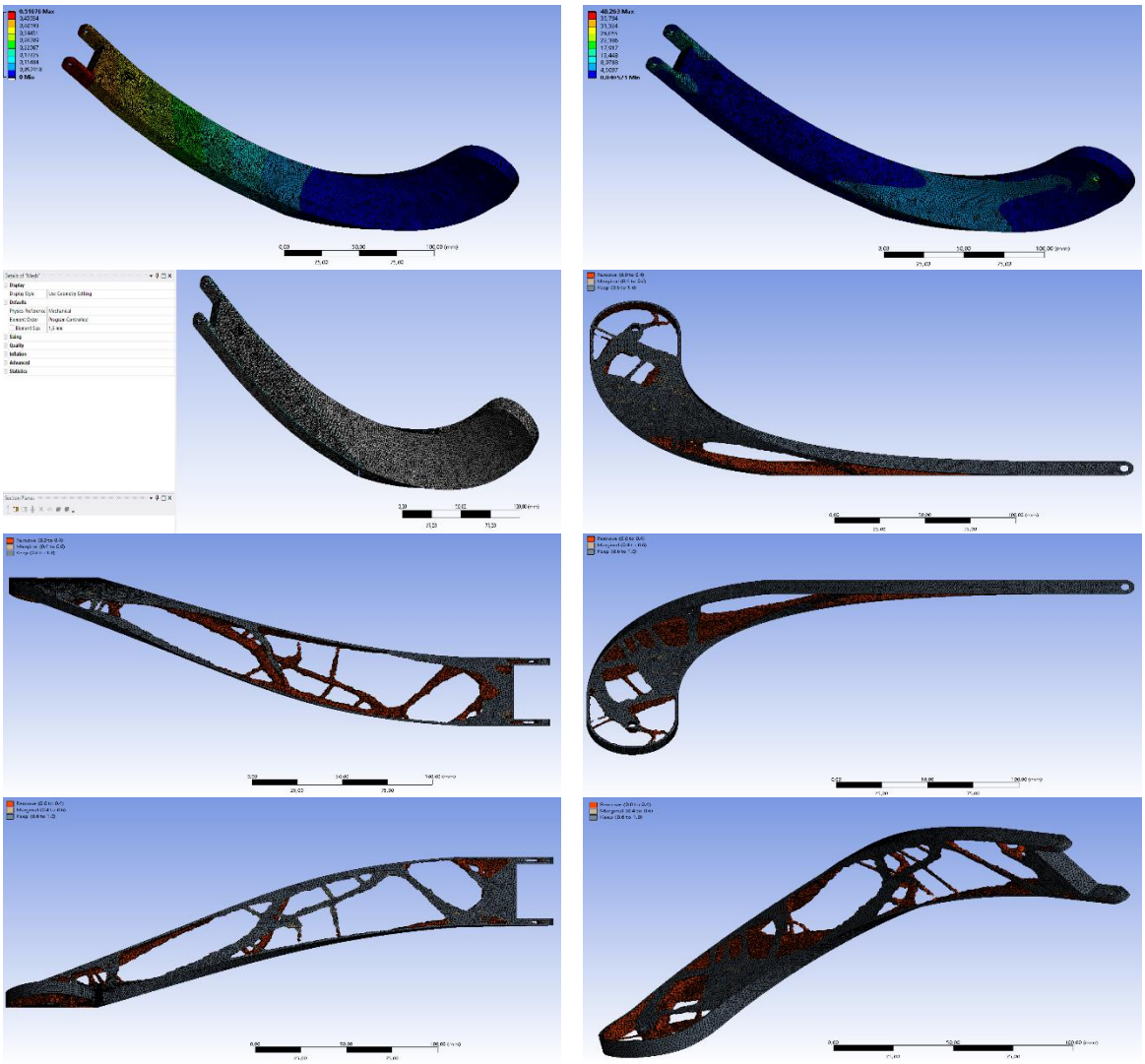


Figure 0-28. Resultados obtenidos de la optimización 21 del diseño 3. Bordes de la geometría restringidos para la optimización.

- Optimización 22 (20%)

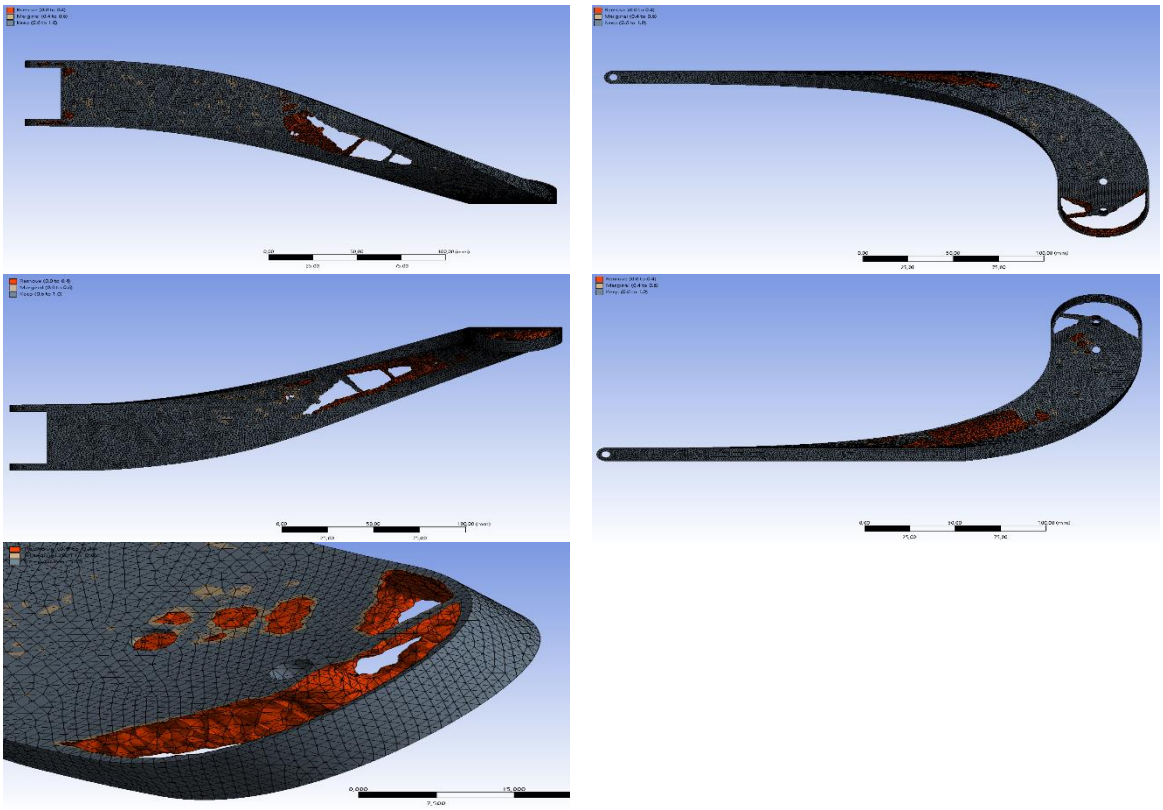
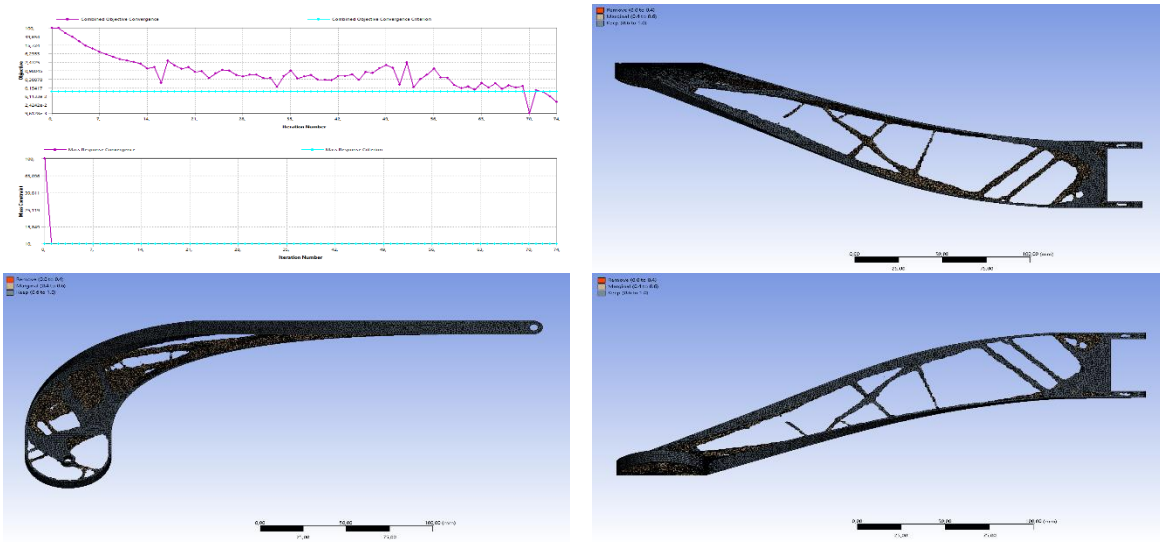


Figure 0-29. Resultados obtenidos de la optimización 22 del diseño 3.

- Diseño 4
  - Optimización 1 (Orificios no restringidos)



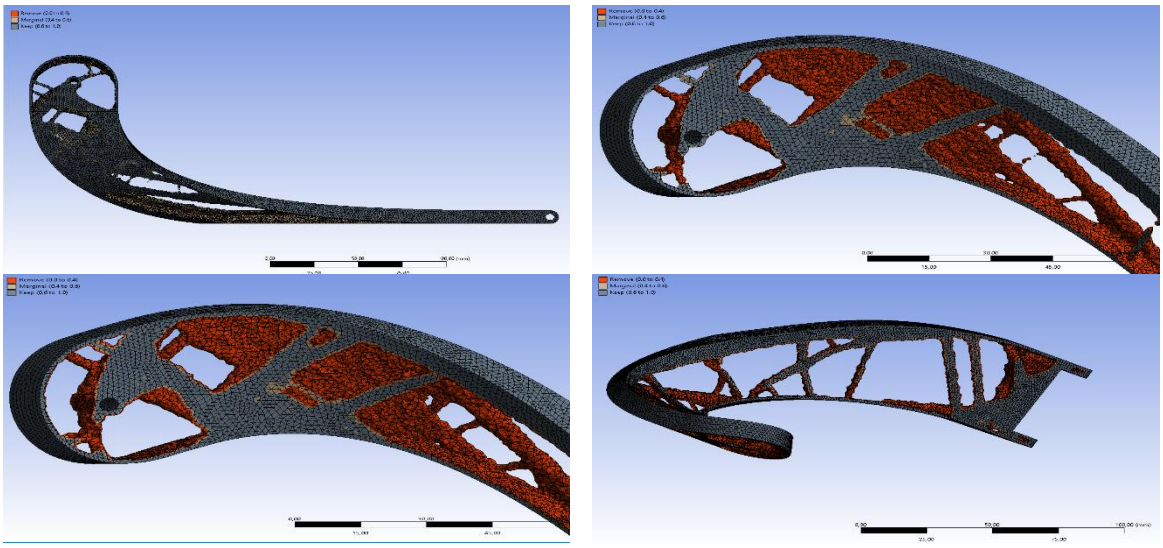
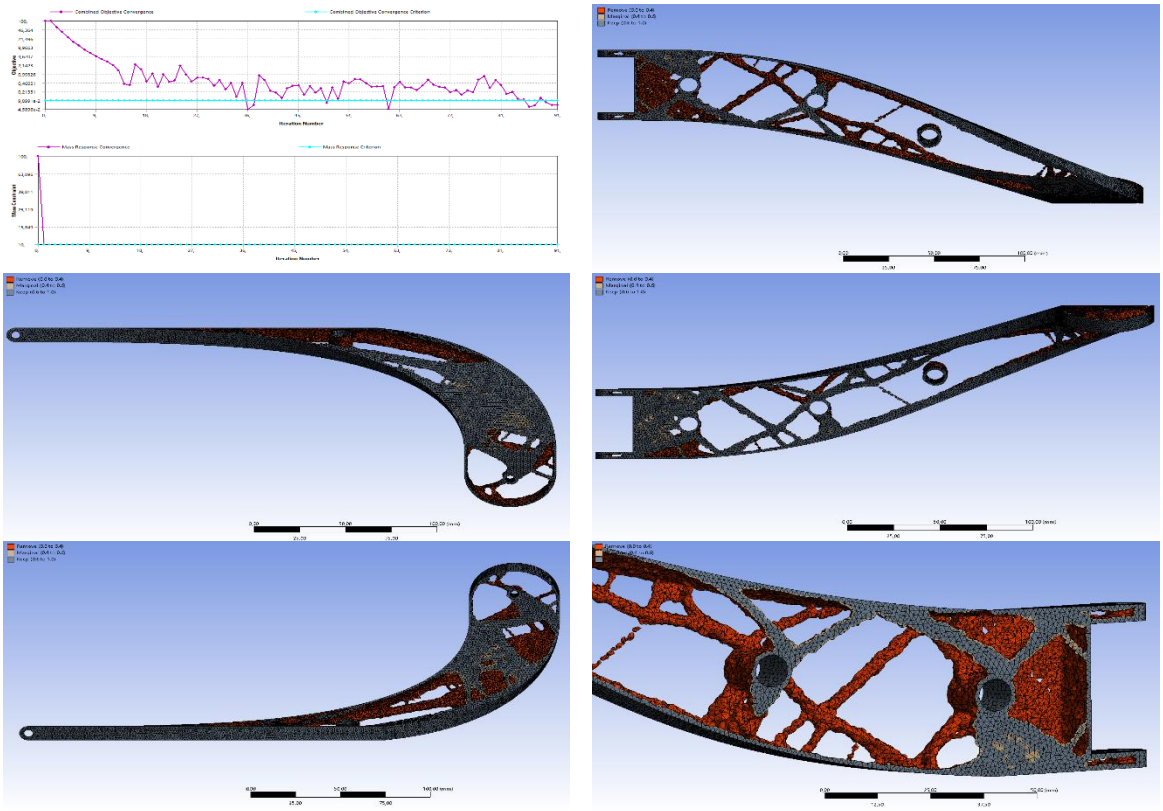


Figure 0-30. Resultados obtenidos de la optimización 1 del diseño 4. Se generaron orificios en la geometría para mejorar la respuesta del algoritmo de optimización.

- Optimización 2 (Orificios restringidos)



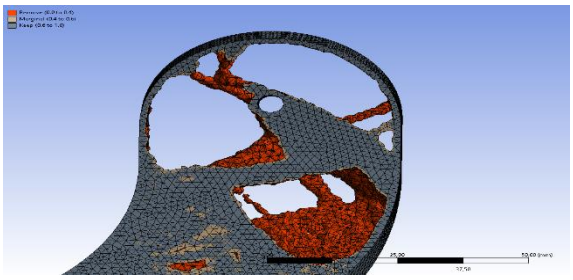
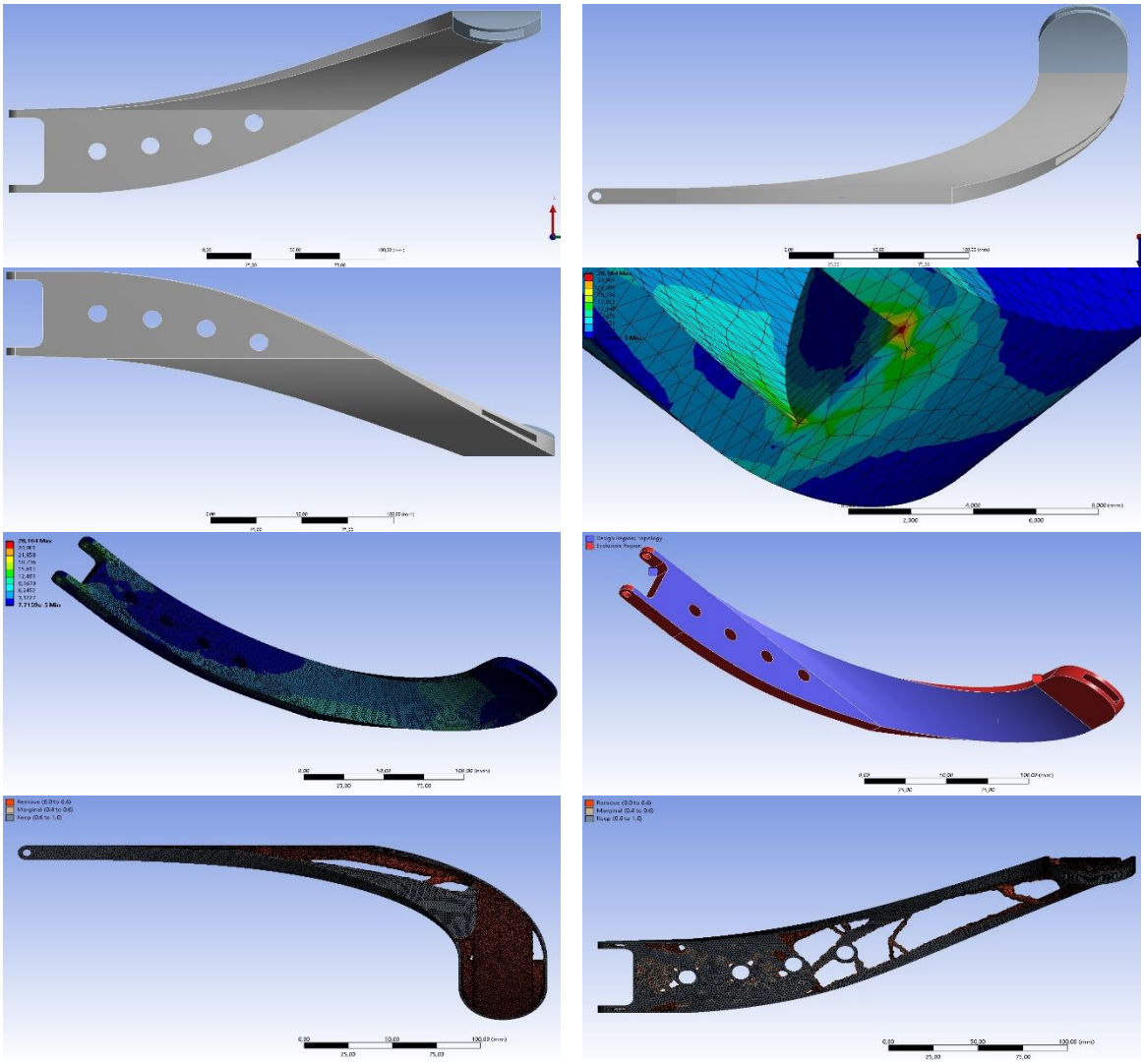


Figure 0-31. Resultados obtenidos de la optimización 2 del diseño 4. Se generaron orificios en la geometría para mejorar la respuesta del algoritmo de optimización.

- Diseño 5
    - Optimización 1 (Región de optimización 1)



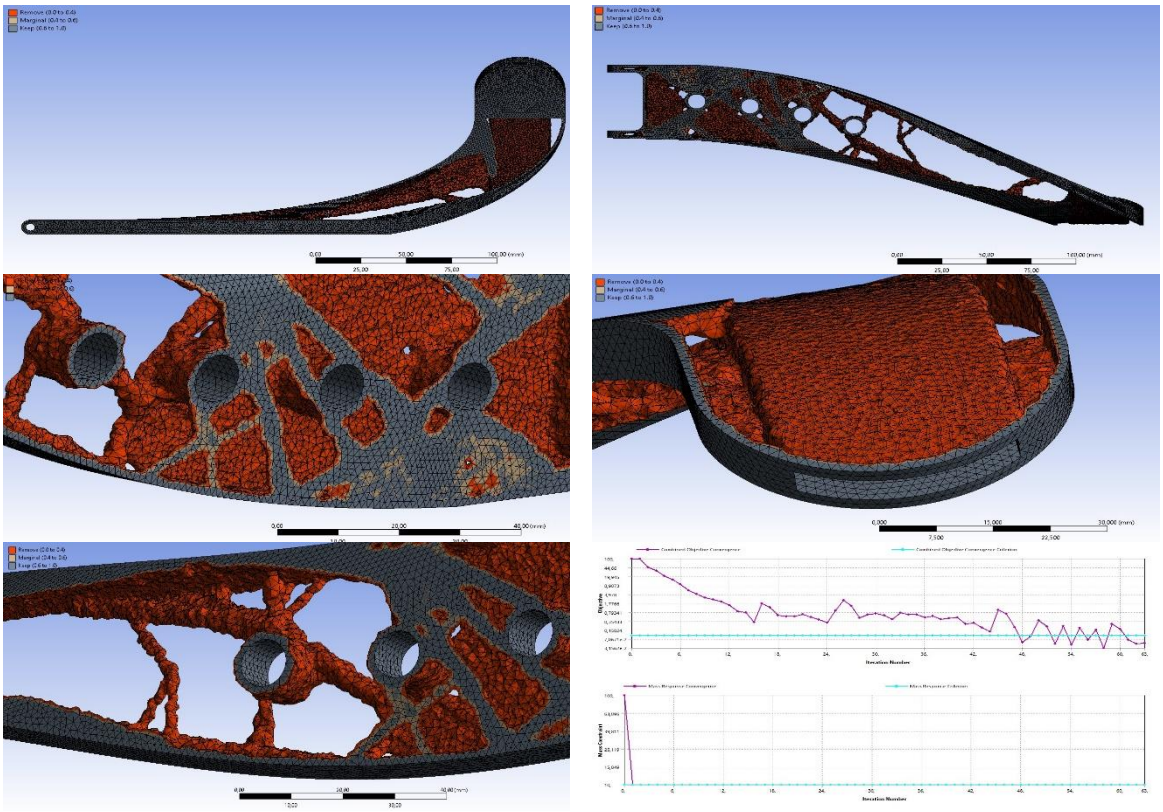
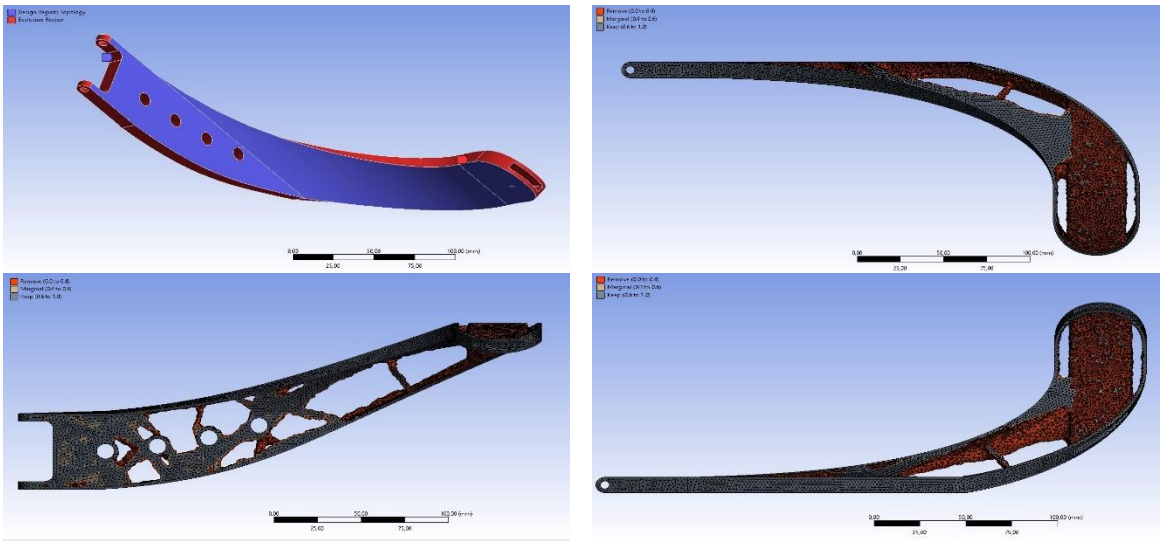


Figure 0-32. Resultados obtenidos de la optimización 1 del diseño 5. Se generaron orificios en la geometría para mejorar la respuesta del algoritmo de optimización.

- Optimización 2 (Región de optimización 2)



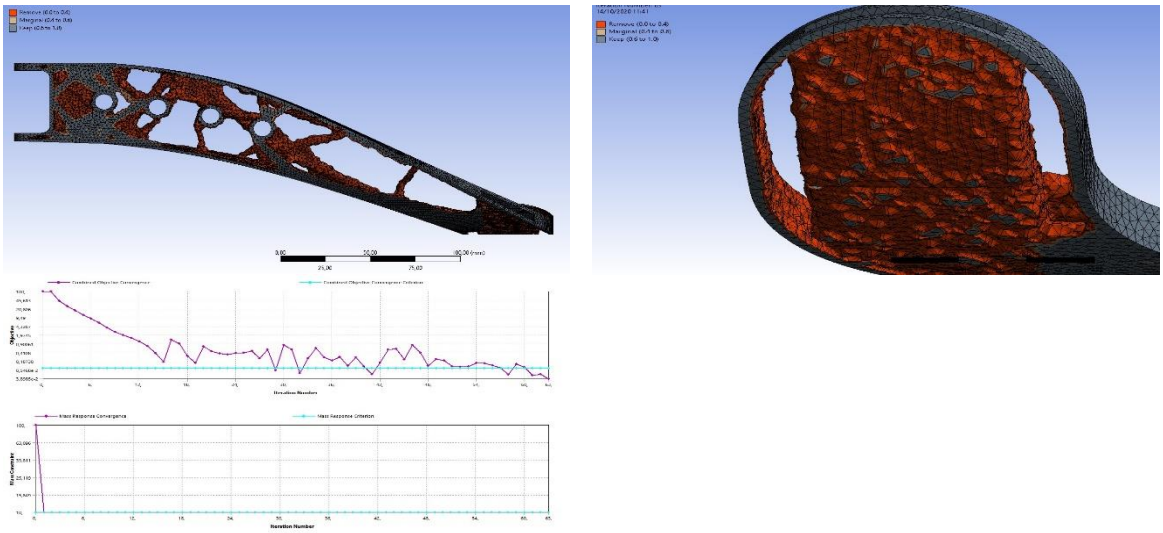
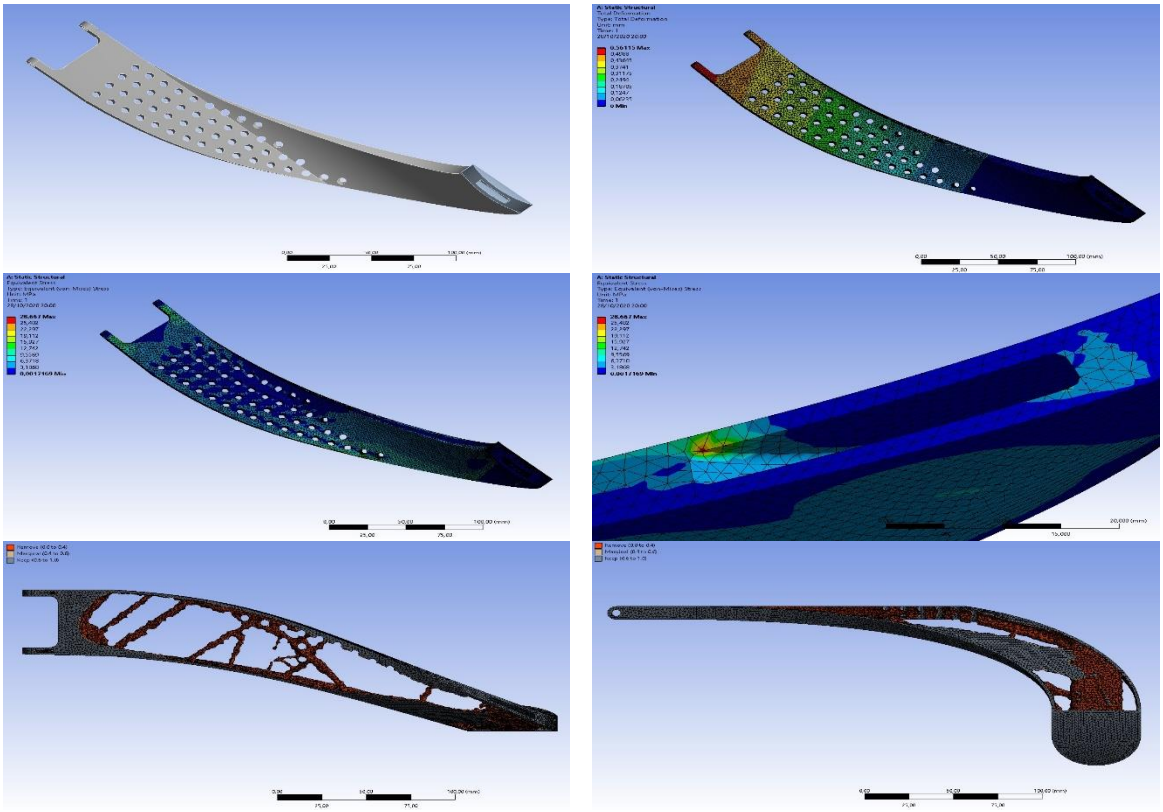


Figure 0-33. Resultados obtenidos de la optimización 2 del diseño 4. Se generaron orificios en la geometría para mejorar la respuesta del algoritmo de optimización.

- Diseño 6
    - Optimización 1 (Región de optimización 1 con 10% retención de masa)



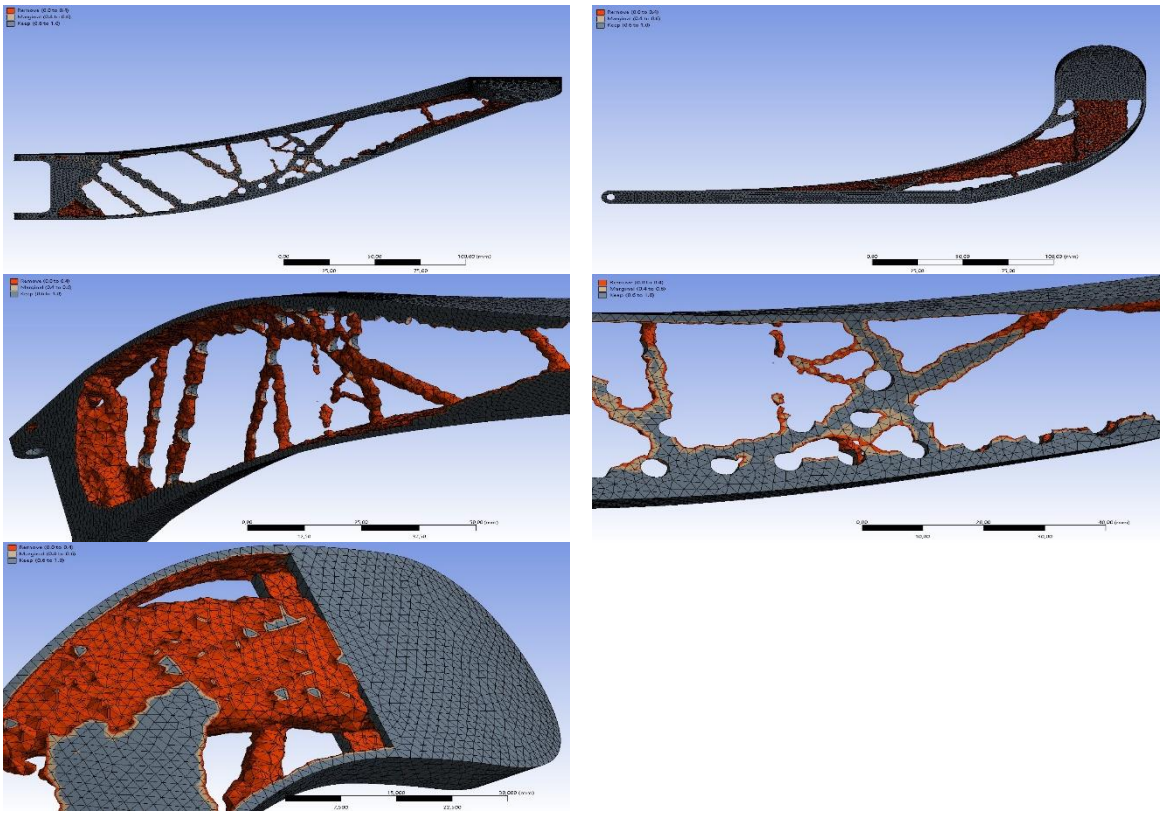


Figure 0-34. Resultados obtenidos de la optimización 1 del diseño 6. Se generaron orificios en la geometría para mejorar la respuesta del algoritmo de optimización. además, se modificó el EPI creando una franja interna en la parte inferior de la pieza destinada al paso de una correa.

- Optimización 2 (región de optimización 1 con 5% retención de masa)

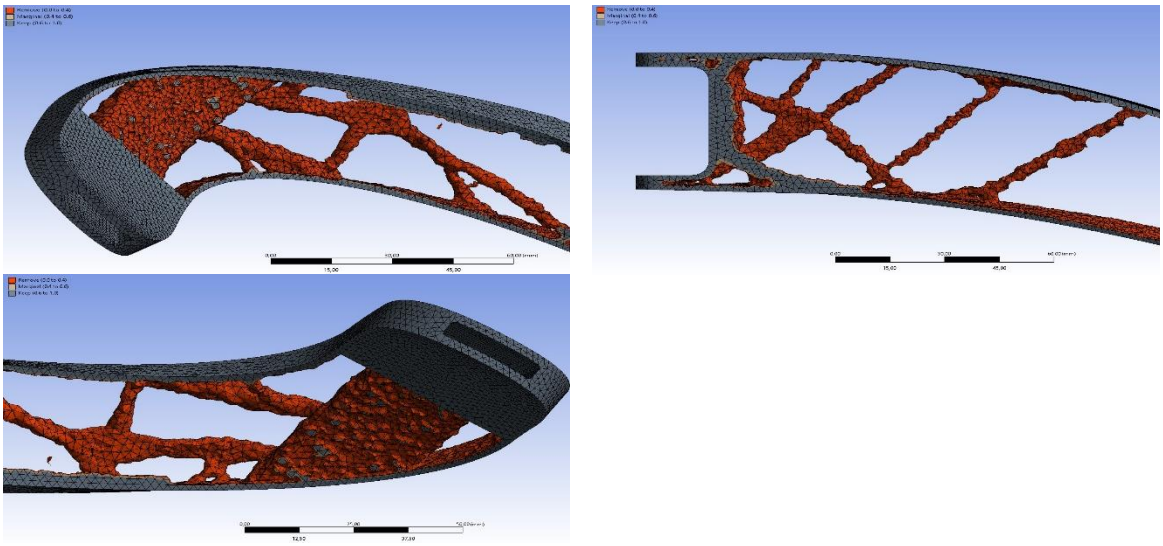
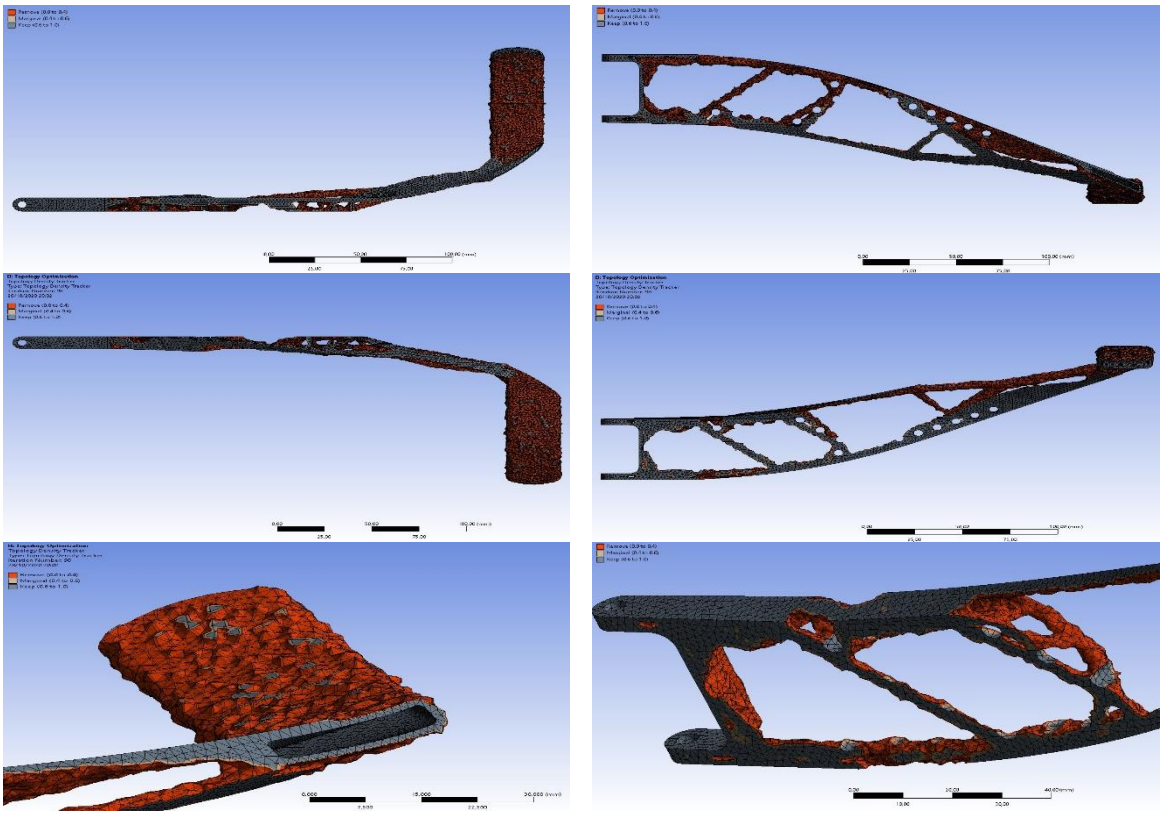


Figure 0-35. Resultados obtenidos de la optimización 2 del diseño 6.

- Optimización 3 (región de optimización 2 con 10% retención de masa)



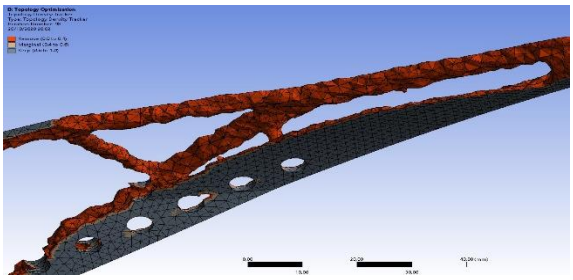


Figure 0-36. Resultados obtenidos de la optimización 3 del diseño 6.

- Optimización 4 (región de optimización 2 con 5% retención de masa)

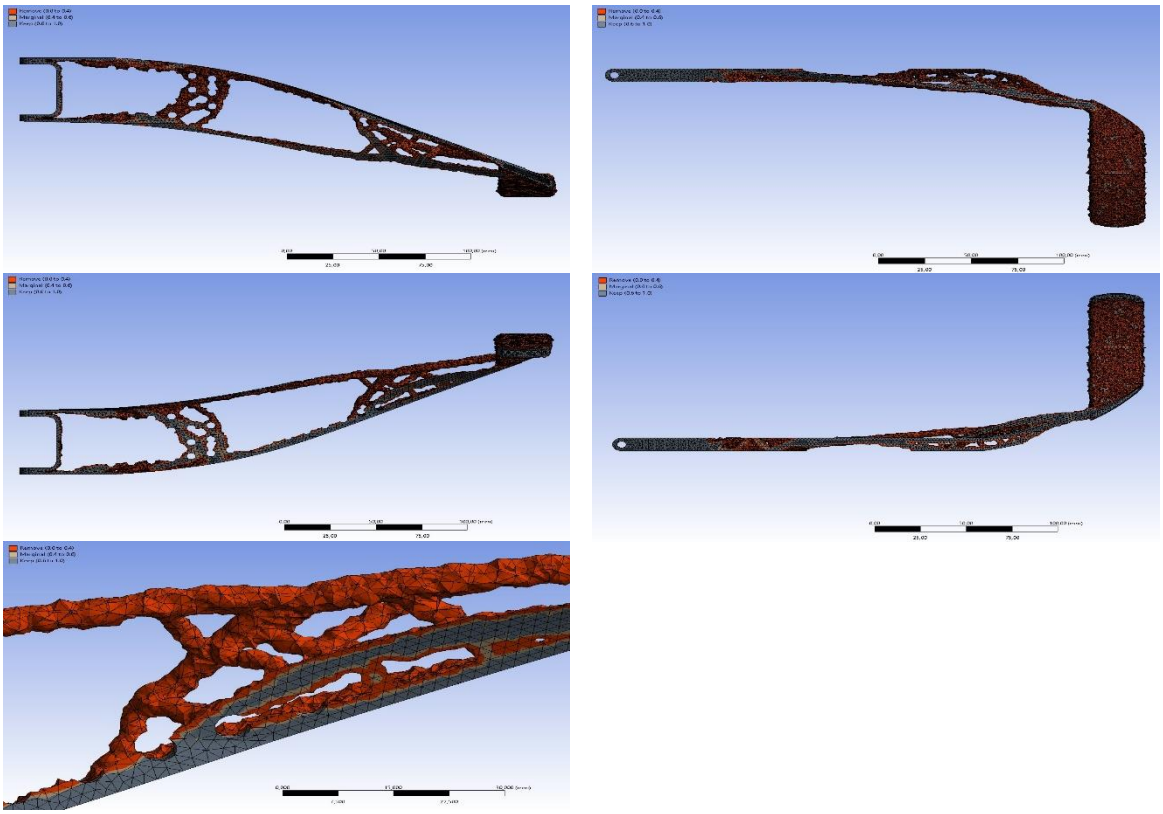


Figure 0-37. Resultados obtenidos de la optimización 4 del diseño 6.