



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Optimización estructural
evolutiva de un exoesqueleto
de miembros pélvicos**

TESIS

Que para obtener el título de

Ingeniero Mecánico

P R E S E N T A

César Abraham Luna Estrada

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Fernando Velázquez Villegas



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2016



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

OPTIMIZACIÓN ESTRUCTURAL EVOLUTIVA DE UN EXOESQUELETO DE MIEMBROS PÉLVICOS

TESIS

PARA OBTENER EL TÍTULO DE
Ingeniero Mecánico

PRESENTA

César Abraham Luna Estrada

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Fernando Velázquez Villegas

CIUDAD UNIVERSITARIA, CDMX, 2016



AGRADECIMIENTOS

Desde siempre me he sentido afortunado por tener la vida que poseo; la oportunidad de culminar no sólo mi licenciatura sino dar cierre a toda una etapa de vida escolar es algo que me llena de todo un *mar de emociones*. Es quizá solamente en este breve apartado donde cada letra que escribo es con toda la apertura de mi ser como me es posible plasmarla y me muestro tal cual soy dejando de lado los tecnicismos y la censura. Nunca me he considerado un estudiante *ejemplar*, porque los estudiantes ejemplares no reprobaban dos asignaturas en su primer semestre (¡por ejemplo!), pero tampoco me he visto a mí mismo como alguien *regular*, solo siento que soy una persona que busca dejar su esencia en cada cosa que hace, y que de preferencia siempre sea hecho a la primera, bien y sobretodo que al ver los resultados sienta la satisfacción de haberlo realizado, esto es algo que de alguna u otra forma he aprendido de mis **PADRES**, a quienes sé de antemano (porque ellos me lo han dicho) no entenderán una parte considerable del presente trabajo (en cuestiones

técnicas), pero comparten conmigo la alegría que todo esto significa. Básicamente el panorama actual en el que me encuentro personal y profesionalmente se los debo en gran parte a ellos, ya que se trata de todo un cúmulo de decisiones y acciones que hemos tomado con base en lo que me aportan día con día.

Por otra parte, a mi hermana, **ÉRIKA**, a quien le agradezco su apoyo incondicional siempre, y de quien admiro más que nada el esfuerzo que ella hace día con día para ser mejor persona, tú eres un vivo ejemplo de como nunca descartar y desaprovechar las oportunidades.

A mi **FAMILIA**, quienes no enlisto a detalle porque somos demasiados, pero a ellos también les agradezco el estar conmigo siempre, y aunque no estén de acuerdo con muchas de las decisiones que he tomado, estoy tomando y tomaré, me apoyan con todo su amor. En especial a mi abuelito **JORGE**, quien siempre ha sido mi gran ejemplo a seguir, de quien he aprendido más que nada el valor del trabajo y constancia. ¡Mil gracias!.

A mis **PROFESORES**, quienes en la gran mayoría de los casos eran y son unos auténticos especialistas de sus materias, de quienes no sólo aprendí lo que el plan de estudios marcaba, sino también de sus experiencias que nos compartían en muchas de las clases. Eso sin contar el hecho de que en muchas ocasiones, me hicieron dar cuenta de que siempre puedo dar más de lo que creo son mis límites en ese momento, ahora que tengo el tiempo para pensarlo con calma lo veo desde esa perspectiva, no obstante el sufrimiento académico en esos tiempos no estaba divertido.

En este sentido, quiero hacer una especial mención a **FERNANDO (O FER)**, quien no sólo ha sido mi director de tesis y excelente profesor en dos ocasiones, sino un espléndido guía y de quien siempre agradeceré el hecho que cuando entraba a su *cubo*, al salir, me llevaba algo nuevo a nivel personal y profesional. En un sentido de más como asesor del presente trabajo, lo que más le voy a agradecer es la completa libertad que me dio al realizar mi tesis, y que todas sus aportaciones nunca fueron con el fin de delimitar o restringir mi trabajo sino de siempre ver como mejorarlo y

optimizarlo.

Por otro lado, mi vida escolar no puede ser concebida sin mis **AMIGOS** (ustedes saben quienes son jajajaja), con quienes más allá de agradecer su apoyo y complicidad en muchas cosas, quiero dar gracias por su compañía y haber escrito esta historia conmigo, que yo creo es lo que más extraño de mi vida escolar, ese hecho de llegar a clase y entre el mar de alumnos siempre encontrarte a una cara conocida. De ellos espero haber aportado en sus vidas así como aportaron a la mía. En este punto me veo en la obligación de hacer otra mención especial, para **PAULA**, quien ha sido mi amiga y compañera no de carrera, sino de Institución, simplemente el mencionar todo lo vivido desde Prepa 7 hasta ahora es algo que me resulta complicado (aparte de que no me acuerdo). A ella le agradezco el ser como es y sobretodo el tolerarme todos los días (¡que vaya no es tarea fácil!).

A la **DGAPA - UNAM**, por el apoyo dado para la realización de este trabajo a través de los proyectos **PAPIME PE104315**

Fortalecimiento del proceso de enseñanza - aprendizaje del comportamiento mecánico de los materiales por medio de TIC, PAPIIT IN113315 Mecánica computacional y optimización como línea de investigación en diseño mecánico y PAPIIT IT102014 Exoesqueleto de miembro inferior para pacientes con paraplejía.

Por último y con especial dedicatoria para quienes ya no están conmigo pero los llevo siempre conmigo y a quienes agradezco infinitamente muchas cosas, a mis *abuelitos* Esperanza, Lulú y Ramón.



ÍNDICE

C0

ppVIII



INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

I. JUSTIFICACIÓN DE LA TESIS

- I.1. Contexto actual de los exoesqueletos
- I.2. Exoesqueleto UNAM-INR
- I.3. Problemática de diseño

II. OBJETIVOS Y ALCANCES

- II.1. Objetivos de la tesis
- II.2. Alcances

III. EL PROCESO DE DISEÑO

- III.1 Fases del proceso de diseño
- III.2 Proceso a seguir para la nueva versión

C2

pp07



ANTECEDENTES

2.1. MÉTODO DEL ELEMENTO FINITO PARA CASOS DE ELASTICIDAD LINEAL EN DOS DIMENSIONES

2.2 OPTIMIZACIÓN ESTRUCTURAL EVOLUTIVA

- 2.2.1 Breve reseña histórica
- 2.2.2 Extracción basado en el nivel de esfuerzo y limitaciones de rigidez

C1

pp01

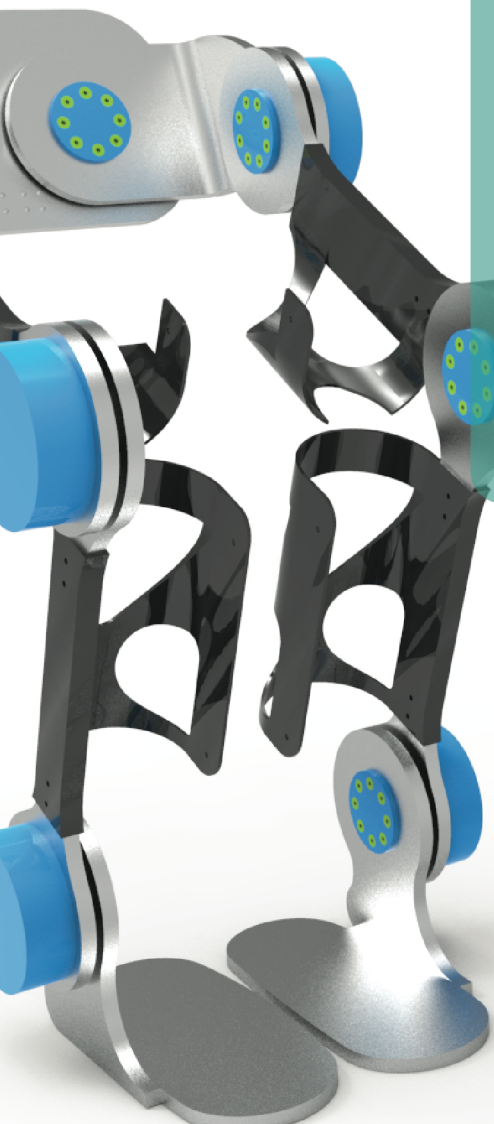


EL NUEVO CONCEPTO

1.1. REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

1.2 USUARIO Y SU CONTEXTO

1.3 DISEÑO CONCEPTUAL



C3

pp23



EMBODIMENT

3.1. EMBODIMENT A TRAVÉS DE LA OPTIMIZACIÓN ESTRUCTURAL

3.1.1. Piezas a optimizar

3.1.2 . Consideraciones generales

3.2 . ESO SOPORTE LUMBAR

3.2.1. Casos de carga

3.2.2 . Evolución de la optimización

3.2.3. Resultado óptimo

3.3 . ESO CONEXIÓN L

3.3.1. Casos de carga

3.3.2 . Evolución de la optimización

3.3.3. Resultado óptimo

3.4 . ESO ESLABÓN PÉLVICO SUPERIOR

3.4.1. Casos de carga

3.4.2 . Evolución de la optimización

3.4.3. Resultado óptimo

3.5 . ESO ESLABÓN PÉLVICO INFERIOR

3.5.1. Casos de carga

3.5.2 . Evolución de la optimización

3.5.3. Resultado óptimo

C4

pp44



EL NUEVO EXOESQUELETO EN DETALLE

4.1. ADECUACIONES DFM DE LOS RESULTADOS DE OPTIMIZACIÓN

4.1.1. Soporte lumbar

4.1.2 . Conexión L

4.1.3. Eslabón pélvico superior

4.1.4. Eslabón pélvico inferior

4.2 . VALIDACIÓN DEL DISEÑO EN SUS CONDICIONES DE OPERACIÓN

4.2.1. Análisis soporte lumbar

4.2.2 . Análisis conexión L

4.2.3. Análisis eslabón pélvico superior

4.2.4. Análisis eslabón pélvico inferior

C5

pp60



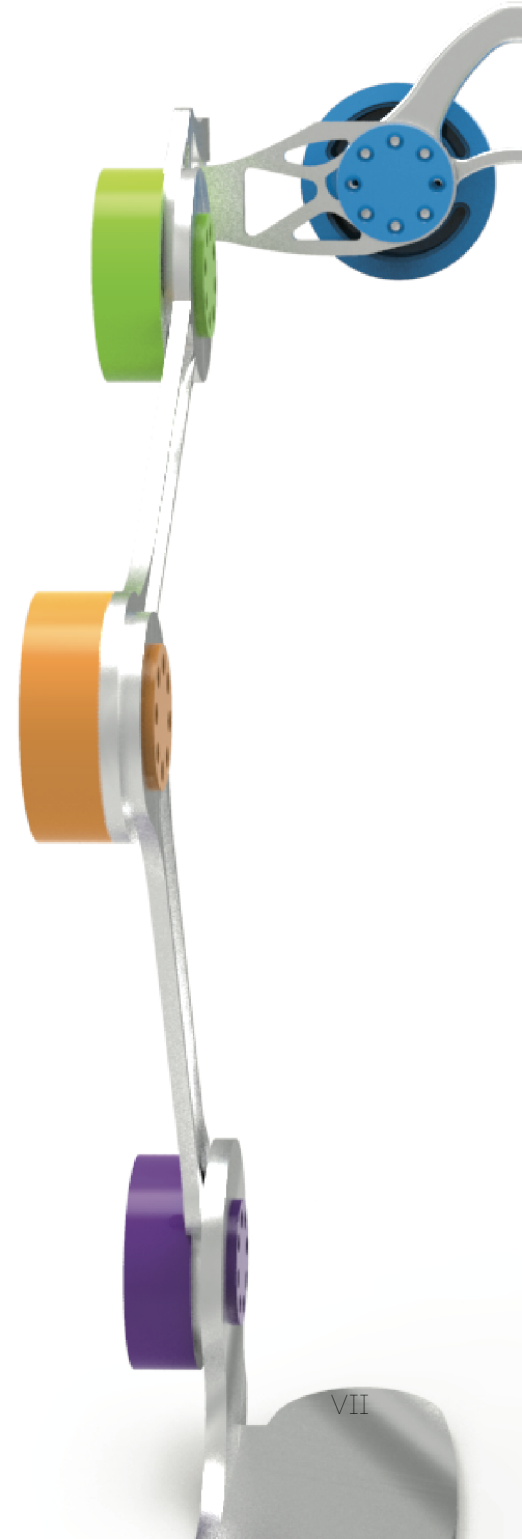
CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

5.1. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

· REFERENCIAS

CA pp68
+ ANEXOS

- A1. ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO SOPORTE LUMBAR
- A2. ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO CONEXIÓN L
- A3. ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO ESLABÓN PÉLVICO SUPERIOR
- A4. ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO ESLABÓN PÉLVICO INFERIOR
- A5. ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO DE LAS PIEZAS ORIGINALES





I. JUSTIFICACIÓN DE LA TESIS

I.1. CONTEXTO ACTUAL DE LOS EXOESQUELETOS

El término Exoesqueleto etimológicamente proviene del griego ἔξω (“Exo” - Externo o exterior) y σκελετός (“Skeletos” - Esqueleto) y tiene su origen en el campo de la Biología para identificar a los seres vivos que como la etimología lo dice, poseen un esqueleto externo que los protege de posibles amenazas propias de su entorno.

Sin embargo, en los últimos años este término ha tenido mayor uso en los campos de la Ingeniería y la Fisioterapia por el desarrollo de órtesis¹ mecatrónicas, con el nombre de exoesqueletos mecánicos, cuya función principal es la de permitirle el desplazamiento y traslado al paciente o usuario con lesiones que dificultan la realización autónoma de esta tarea, dicho de otra manera, un exoesqueleto mecánico tiene la misma función que una silla de ruedas

tradicional con la diferencia de que el paciente es expuesto a una experiencia más real a la de una marcha normal.

El desarrollo formal de los exoesqueletos mecánicos comenzó en el año 2000 con el proyecto **HAL - 3®** (*Hybird Assistive Limb - 3*) a cargo de la empresa CYBERDYNE®, quien logró desarrollar el primer exoesqueleto mecánico. Desde entonces el proyecto ha ido evolucionado constantemente hasta generar dos tipos de órtesis, una para uso médico y de rehabilitación (Figura I.1) y otra para un uso más cotidiano, es decir que mejora las habilidades del usuario para las actividades del día a día. Esta versión no está diseñada en principio para pacientes con lesiones en el sistema neuromusculoesquelético.

Una de las grandes ventajas de **HAL ML05®** (versión más reciente de la empresa Cyberdyne®) es que se trata de un exoesqueleto que no necesita de un apoyo adicional mas que la estructura *per se*; no obstante, esto trae consigo dos desventajas relevantes, la primera de ellas es que es

¹ La *International Organization for Standarization* (ISO) define el concepto de ÓRTESIS como un apoyo o dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético.

necesario la implementación de un sistema mecatrónico que suministre mayor potencia al sistema mecánico para satisfacer la función bajo las solicitudes dadas, y como consecuencia de ello en la mayoría de los casos, se tiene un aumento del peso total del exoesqueleto.

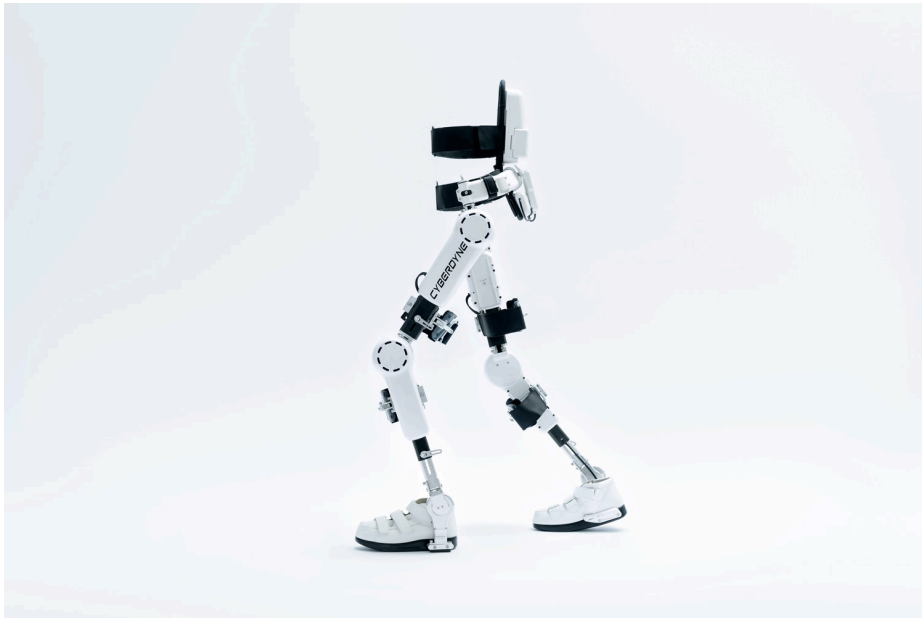


Figura I.1 Exoesqueleto HAL ML05® de Cyberdyne® para uso médico y de rehabilitación. [1]

El peso es una variable de diseño extremadamente importante en el diseño de órtesis y prótesis ya que está

directamente relacionada con la ergonomía de las mismas y adicionalmente con su desempeño, por esta razón otras empresas, como el caso de Ekso BIONICS®, han optado por implementar un sistema de apoyo adicional constituido generalmente de bastones que permiten aligerar la estructura y minimizar la cantidad de energía necesaria para realizar su función. En la Figura I.2 se muestra la versión más reciente del exoesqueleto mecánico **Ekso®**, de la empresa Ekso Bionics®.

Haciendo una comparación rápida entre los sistemas presentados en las Figuras I.1 y I.2, se observa que Ekso® tiene un diseño más sencillo y por ende más ligero, pero por otra parte, se aprecia la ventaja tecnológica que tiene el HAL ML05®, a través de un diseño que se ve más evolucionado, es decir que ha sido sometido a varias iteraciones hasta llegar a un concepto más complejo (y por ende más costoso).



Figura I.2 Exoesqueleto Ekso® de Ekso Bionics®. [2]

Sobre esta línea de investigación, en México se tiene el desarrollo de un exoesqueleto de apoyo a la marcha por egresados del Instituto Politécnico Nacional (IPN), cuyo objetivo es auxiliar a personas con problemas motrices ocasionados por alguna enfermedad o como consecuencia de la edad. Su costo total se encuentra alrededor de los 35 mil pesos, cabe señalar que en otros países tecnológicamente más desarrollados, un modelo similar o

equivalente cuesta 250 mil pesos [3]. Así mismo en el Instituto Tecnológico de Estudios Superiores Monterrey (ITESM) unos alumnos diseñaron un exoesqueleto para personas con lesiones de médula espinal (LME) como *producto viable mínimo* de su empresa TECBIONICS®, la órtesis será utilizada principalmente en los Centros de Rehabilitación Infantil Teletón® (CRIT®) [4].

Por otra parte, y como parte central de este trabajo, la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM) en colaboración con el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), a partir de 2010 han estado trabajando en el diseño y manufactura de un exoesqueleto para personas con lesión de médula espinal y en marzo 2015, como parte de un proyecto de tesis de licenciatura, se presentó el primer diseño a prototipar, el cual se muestra en la Figura I.3.

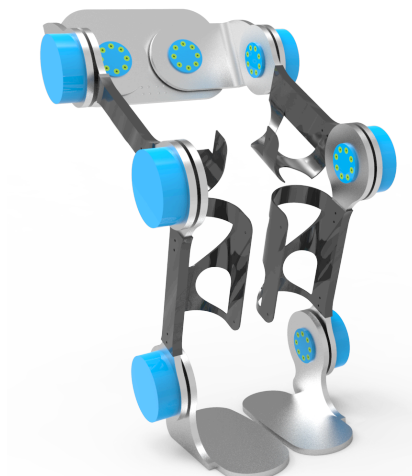


Figura I.3 Exoesqueleto UNAM - INR. [6]

I.2.EXOESQUELETO (“Exo”) UNAM - INR

En el 2010, se dio inicio a un proyecto llamado “*ÓRTESIS ACTIVA DE MIEMBRO INFERIOR*” en el departamento de Ingeniería Mecatrónica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional Autónoma de México, y como institución asesora el Instituto Nacional de Rehabilitación, con el patrocinio

del Programa de Apoyos a Proyectos de Investigación en Innovación Tecnológica (PAPIIT) [6].

El objetivo central del proyecto es asistir el proceso de marcha (en condiciones controladas) de un grupo de pacientes con parálisis en los miembros pélvicos² debido a lesiones en la médula espinal (LME). Como parte del presente trabajo, el enfoque será en la parte puramente mecánica (estructural) del exoesqueleto, la cual debe desempeñar las funciones de SOPORTAR, SUJETAR, MOVER Y LIMITAR EL RANGO DE MOVIMIENTO EN LAS ARTICULACIONES DEL PACIENTE.

Una particularidad de este exoesqueleto con respecto a todos los demás son los grados de libertad que éste le ofrece al usuario:

- **4 GDL** en la **Cadera**. Flexión - Extensión:
Rotación alrededor del eje xx' de la cadera,
sobre un plano sagital. Aducción - Abducción:

² El término de MIEMBROS PÉLVICOS es más correcto que el de MIEMBROS INFERIORES; esto debido a que antes era muy claro tener una referencia “*en tierra*” de lo que era un punto inferior y superior; no obstante, con los grandes avances tecnológicos, principalmente del campo espacial, resulta en algunos casos complicado establecer dicha referencia por lo que por convención de unos años para acá es más adecuado el término MIEMBROS TORÁVICOS para los antes llamados MIEMBROS SUPERIORES y MIEMBROS PÉLVICOS para los inferiores.

Rotación alrededor del eje yy' de la cadera, sobre un plano frontal.

- **1 GDL** en la **Rodilla**. Flexión - Extensión: Rotación alrededor del eje xx' de la rodilla, sobre un plano sagital.
- **1 GDL** en el **Tobillo**. Flexión - Extensión: Rotación alrededor del eje xx' del tobillo, sobre un plano sagital.

En adición, está pensado que el “Exo” no requiera de apoyo adicional para cumplir con su función; no obstante, en el desarrollo de esta primer versión sí se consideró el uso de bastones como auxiliares de apoyo.

El material seleccionado para la estructura mecánica fue ALUMINIO 6061 T6, por su buena resistencia mecánica con relación a su peso, esto con el fin de no volver muy pesada a la estructura y que fuera en ese sentido cómoda al usuario, en adición de que si el peso aumenta, como ya se

enunció con anterioridad, se necesitaría de un diseño mecatrónico más robusto, en el caso de que las especificaciones de velocidad determinen que se deben alcanzar valores cercanos a la marcha humana. En caso contrario, se tiene que evaluar si de hecho el requerimiento energético se reduce por llegar a un caso cuasi-estático.

I.3. PROBLEMÁTICA DE DISEÑO

El principal problema que se tiene actualmente con el exoesqueleto UNAM - INR, es que es muy pesado en comparación a los que ya existen en el mercado (o en desarrollo y fase de investigación). Se tratan de 15 [kg] de masa de la estructura y 25 [kg] de masa de todo el sistema mecatrónico. Una razón inmediata a esto es que el peso total (40 [kg]) se debe a la cantidad de grados de libertad que le ofrece al usuario (para esta versión, 6 GDL); sin embargo, esto es una explicación que no justifica el sacrificar el factor ergonómico debido al peso. Entonces al no poder hacer mucho de diseño por la parte

mecatrónica³, básicamente se considerará el enfoque mecánico - estructural del “Exo” para aligerarlo. Y *HE AQUÍ EL PUNTO MEDULAR DEL PRESENTE TRABAJO.*

Por otra parte, después de hacer un BENCHMARKING entre los exoesqueletos mostrados en las Figuras 1.1, 1.2 y 1.3, se encontraron otras áreas de oportunidad de diseño con las cuales se abre otra línea de trabajo futuro que no se limita únicamente al enfoque de ingeniería. Estas áreas de oportunidad de diseño son:

- **Elementos estructurales no aptos para la función dada:** Esto se refiere a que en el diseño mostrado en 1.3 existen algunos elementos de la estructura que por su forma no se desempeñarían de manera adecuada. En este sentido es probable que algunas piezas sean

consideradas para un proceso de re - diseño completo.

- Desde un punto de vista de diseño del producto, se tiene que esta configuración del exoesqueleto es lo que se denomina como **Diseño Procustiano**⁴.

³ En el sentido de que no existen muchas modificaciones admisibles que no tengan un impacto sobre la potencia y el requerimiento energético del exoesqueleto

⁴ Un **DISEÑO PROCUSTIANO** es aquel diseño que no satisface los requerimientos del usuario, generalmente estos requerimientos son más de carácter ergonómico considerando sus cinco factores (anatomofisiológico, antropométrico, psicosocial, psicológico, ambiental). El concepto tiene su origen de la leyenda griega que decía que Procusto era un bandido griego que muy amablemente invitaba a los viajeros a su casa y procuraba por todos los medios hacer sentir a su invitado cómodo. De esta manera si la cama era demasiado pequeña para el viajero, y sus piernas quedaban fuera, Procusto las cortaba para que fuese el diseño a medida.

II. OBJETIVOS Y ALCANCES

II.1. OBJETIVOS DE LA TESIS

Una vez establecida la problemática de diseño se observa que ésta se centra en dos caminos principales, el primero de ellos es que no satisface los requerimientos del usuario desde un enfoque ergonómico; sólo por mencionar un ejemplo, por parte del factor antropométrico, se diseñó con base en trabajos de tesis que no consideran características antropométricas (*valga la redundancia*) particulares de los mexicanos, eso sin contar el hecho de que para el diseño final no se hizo un ajuste o adecuación considerando el percentil 5 ó 95 de la población.

El otro eje de la problemática y sobre el cual en el presente trabajo se va a abordar con mayor detalle es la parte estructural del exoesqueleto, en este sentido:

*“El **OBJETIVO** de esta tesis será obtener un nuevo diseño de la estructura del exoesqueleto con base en métodos de optimización”.*

II.2. ALCANCES

Si bien es cierto que el presente trabajo contempla de inicio el rediseño de la estructura solamente, no se debe dejar de lado la etapa de producción, por lo que como etapa adicional del proceso de diseño, se contempla la aplicación de técnicas de DFM (Design for manufacturing); sin embargo, se sabe de antemano que el hablar de DFM implica a parte de una adecuación topológica del diseño original, el explorar el uso de nuevos materiales y es en este punto donde se debe enfatizar que el uso de estas técnicas no contemplan de entrada el uso de otro material diferente al ya propuesto (Aluminio 6061 T6) ya que por petición del cliente se nos dijo que el cambio de materiales no era una prioridad para esta versión del exoesqueleto, adicionalmente, las adecuaciones topológicas que se hagan, también estarán restringidas a no modificar demasiado el diseño original. Esto debido a que el nuevo proceso de producción se hará sobre las piezas originales. De igual forma cabe señalar, que esto también fue un requerimiento del cliente.

III. EL PROCESO DE DISEÑO

III.1. FASES DEL PROCESO DE DISEÑO

Tradicionalmente el proceso de diseño se divide en 3 etapas principales:

- **DISEÑO CONCEPTUAL:** El objetivo principal de esta etapa es establecer el concepto de lo que se quiere hacer, y plantear las posibles metodologías para lograrlo. Para ello existen diversas metodologías de diseño que dependiendo el enfoque van más *ad hoc* al reto de diseño que se enfrenta.

Tal es el caso de “*Design Thinking*” si lo que se busca es convertir al usuario como el eje principal del diseño; *TRIZ* para encontrar conceptos de solución a problemas complejos partiendo de conocer el producto, la interacción de sus componentes y sus tendencias de evolución en el mercado; etc.

Entonces se habla de que como principales tareas se tienen la identificación de necesidades y

requerimientos. Además que todas las familias de materiales son consideradas.

- **“EMBODIMENT”:** No existe un término en español de esta palabra debido a que se considera las etapas de configuración del diseño y de ser necesario una de re-ingeniería. Como se puede intuir, el objetivo principal es definir el cómo se va a realizar la función del producto, para ello es importante identificar las funciones principales y empezar a diseñar los componentes. Inherentemente se hace un filtro de todos los materiales posibles, por lo que en esta etapa sólo son consideradas ciertas familias. Cabe destacar que en este punto se empiezan con los primeros modelados sólidos mediante CAD y posiblemente un primer modelo funcional.

- **DISEÑO A DETALLE:** Como el nombre lo indica, en esta etapa lo relevante es definir a detalle el producto y sus condiciones de operación. Se validan los diseños mediante métodos de simulación y experimentales y se desarrollan los primeros prototipos del producto.[19]

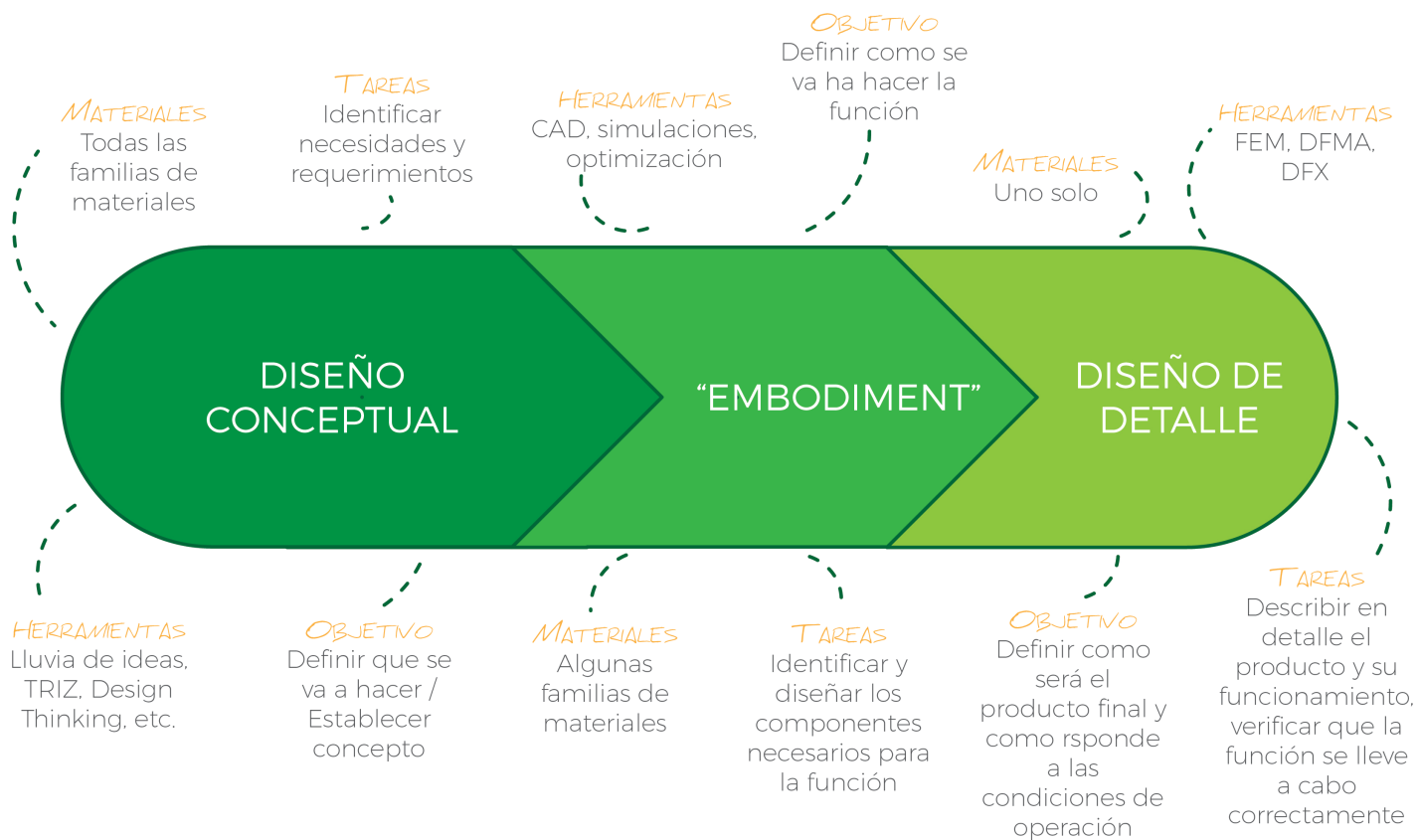
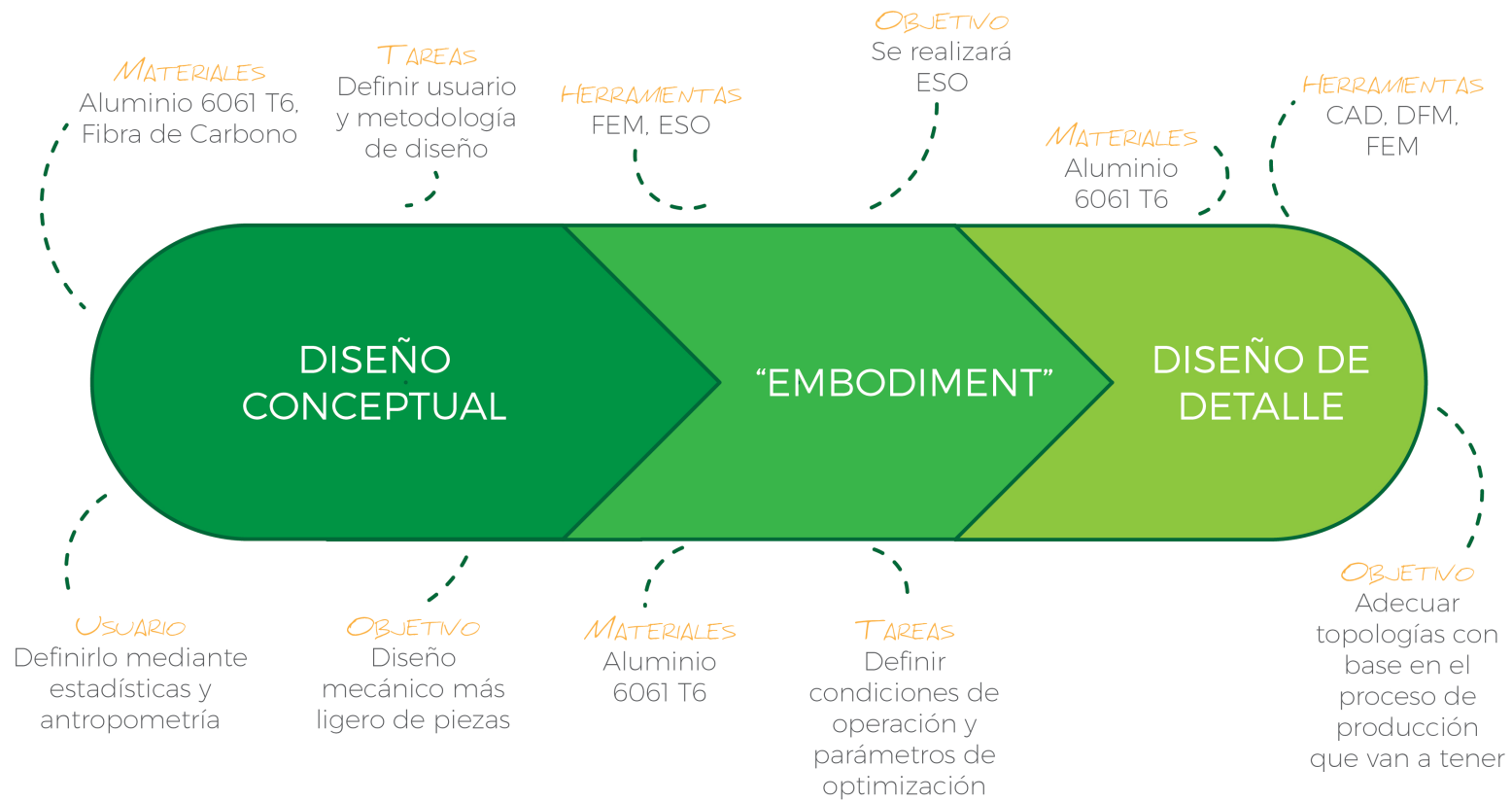


Figura I.4 Fases del proceso de diseño tradicional: Diseño conceptual, Embodiment y Diseño a detalle. [19]

III.2. PROCESO A SEGUIR PARA LA NUEVA VERSIÓN





1.1 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

Tabla 1.1 Requerimientos de diseño establecidos por el cliente.

Parámetro	Requerimiento
PESO DE LA ESTRUCTURA	El menor posible
FACILIDAD DE MANUFACTURA	Considerarla, aunque es más prioritario reducir el peso de la estructura
DISEÑO ERGONÓMICO	Dando mayor importancia al factor antropométrico
MASA A SOPORTAR	Aproximadamente 80[kg]

1.2 USUARIO Y SU CONTEXTO

Una de las áreas de oportunidad de diseño de la versión actual del exoesqueleto es que inherentemente al tratarse de una órtesis se consideraron aspectos ergonómicos en su desarrollo; no obstante, dichos aspectos no fueron abordados de la forma más adecuada para sentar las bases

de un trabajo futuro que se dedique en específico a la perspectiva ergonómica del exoesqueleto. En consecuencia es importante tener en mente la importancia de establecer un concepto que considere la ergonomía, justificada por la interacción OBJETO - USUARIO, que la órtesis presenta *per se*. Cabe recordar que los alcances del presente trabajo no involucran un desarrollo extenso del enfoque ergonómico del dispositivo; mas no por esa razón se debe omitir que sería de gran ayuda sentar los conceptos básicos para que más adelante, en un trabajo que desarrolle dicho enfoque a detalle, tenga un fundamento robusto del cual partir.

Entonces, al hablar de ergonomía automáticamente se habla de usuario, del cual se sabe de antemano que se trata de un paciente con lesión de médula espinal, y por tanto hablar del contexto en el que se desenvuelve importante para definirlo.

La LESIÓN DE MÉDULA ESPINAL (LME), o también conocida como *MELOPATÍA* o lesión medular, aparece cuando la médula espinal sufre un traumatismo grave que provoca una pérdida de sensibilidad en las piernas y/o de la

movilidad. Para esto, entiéndase que la MÉDULA ESPINAL es la parte más inferior del Sistema Nervioso Central (SNC), los trastornos que llegan a afectar a la médula espinal y a las raíces nerviosas suelen producir síntomas y signos en las extremidades acorde con los niveles neurológicos específicos que han sido afectados [16].

Acorde con el INSTITUTO NACIONAL DE ESTADÍSTICA, GEOGRAFÍA E INFORMÁTICA (INEGI), en México, las dificultades para desplazarse o moverse son más frecuentes entre las personas de 60 años o más, ya que 71.4% de los adultos mayores con discapacidad declararon tenerlas, le siguen los adultos de 30 a 59 años con 54.4%, mientras que en los menores de 30 años la proporción disminuye conforme se reduce la edad: Jóvenes de 15 a 29 años con 33.7%, Niños (0 a 14 años) con 29.5% [17].

De la distribución anterior en porcentaje, la causa de la discapacidad en un 42.9% de los casos es por enfermedad y 18.7% es por un accidente. A ciencia cierta el estudio no dice que porcentaje de las causas se debe específicamente

a lesiones en la médula espinal; sin embargo con los datos anteriores se da una idea de cual es el contexto general.

Un dato que no es reportado en el trabajo de INEGI pero es relevante al momento de diseñar es el peso del usuario; sin embargo, en 1999, la Universidad de Guadalajara a través de su Centro de Investigaciones en Ergonomía publicaría el primer y único trabajo de Antropometría de los mexicanos y latinoamericanos, el cual al no tener otra referencia de su tipo se considera como vigente. Entonces, el peso del mexicano puede ser obtenido considerando que la incidencia mayor de la LME es para personas mayores a los 60 años de edad.

Tabla 1.2 Datos antropométricos del peso en los mexicanos de 18 a 65 años. [18]

Peso [kg]	Media	Percentiles		
		5	50	95
HOMBRES	73	55.31	72.1	97.3
MUJERES	64	48	60.5	88

Con base en todo lo anterior, queda establecido como **USUARIO:** Adulto mexicano de 60 años o más con un peso de 100[kg] que sufre de alguna lesión en la médula espinal que le imposibilita de sus capacidades de caminar de manera autónoma. Cabe señalar que para determinar el peso del usuario se utilizó el percentil 95 en lugar del promedio, ya que para el diseño con base en criterios ergonómicos lo más correcto es el considerar el percentil 5 ó 95, de igual forma se consideró dicho dato de la población masculina ya que nos daría casos de carga más críticos que si se utilizara el de la población femenina.

1.3 DISEÑO CONCEPTUAL

Una vez que se han establecido los requerimientos de diseño y el usuario, la siguiente pregunta planteada es *¿Cómo será el nuevo exoesqueleto?*. En un principio se determinó que lo más importante es que el nuevo concepto debe ser más ligero que el diseño actual. La siguiente cuestión lógica e inmediata sería *¿Cómo hacerlo más ligero?*. Ciertamente la pregunta del como hacer las cosas es algo que justifica el porqué de la ingeniería, entonces para satisfacer este requerimiento se plantearon dos conceptos de solución diferentes y que a su vez abordaban el problema y sus requerimientos de forma completamente distinta.

La primer propuesta de solución era esencialmente hacer un reinicio del diseño, partiendo del concepto original pero considerando tubos como elementos estructurales principales. *¿Por qué tubos?*. En primer instancia porque en comparación con el diseño actual (Figura 1.3) la manufactura se facilitaría demasiado ya que en estos momentos se parte de una placa de aluminio la cual

mediante un proceso de maquinado (Fresado CNC) se fabrican la mayoría de los eslabones; en contraste a que con un arreglo tubular se parte de un perfil y a través de pocas (o casi) nulas operaciones de torneado y maquinado se producen dichos eslabones, eso sin contar el hecho de la estructura se vuelve más liviana debido a que los tubos son huecos a diferencia de las placas, ya que sería muy complicado tener eslabones planos huecos. Otra justificación a esto es que el arreglo tubular es muy usado por otras marcas comerciales, probando así su eficacia y eficiencia.

Otra ventaja de este concepto es que el remediar los problemas estructurales de la versión actual parte de un concepto simple dando pie a enfocarse más de lleno a los otros componentes de la problemática, como el ya tan mencionado factor ergonómico, para esto se utilizaría la metodología de diseño centrado en el usuario para generar conceptos más *ad hoc* con el paciente y con la posibilidad de generar una innovación en este rubro.

No obstante, como anteriormente se señaló, la principal desventaja de esta propuesta es que se trata de partir casi de cero, razón por la cual no se optó por este camino.

Dicho lo anterior, la siguiente propuesta conceptual debía considerar que se tiene que partir de la versión actual del exoesqueleto y mejorarla en el sentido de quitarle masa. Intuitivamente al decir esto se entiende entonces que el punto central del trabajo converge en la parte estructural del exoesqueleto y que los otros rubros de la problemática general no serían abordados más allá a modo de introducción para un trabajo posterior. Por lo tanto, se consideró que el re-diseño de la órtesis actual se basaría en un *Concepto Evolutivo*, dando paso a la OPTIMIZACIÓN ESTRUCTURAL EVOLUTIVA como herramienta clave de este nuevo diseño.



2.1. MÉTODO DEL ELEMENTO FINITO PARA CASOS DE ELASTICIDAD LINEAL EN DOS DIMENSIONES

El método del elemento finito (FEM, por sus siglas en inglés), es un método numérico para la solución de ecuaciones diferenciales. Se trata de un método tan robusto que las infinitas aplicaciones en ingeniería que tiene lo han llevado a ser la herramienta por excelencia de lo que conocemos como Ingeniería Asistida por Computadora (CAE, por sus siglas en inglés). En este rubro, lo que más se hace en la etapa de CAE son simulaciones de problemas de elastoestática lineal y termomecánicos.

Al ser un método bastante amplio, resulta lógico que el proceso que lleva a cabo se encuentra dividido en etapas, las cuales son [8]:

- **Pre-procesamiento:** En esta etapa se establecen las condiciones de frontera (naturales o esenciales), y los parámetros que se conocen del fenómeno.
- **Solver o procesamiento:** Se refiere a la etapa que involucra al algoritmo de FEM que resuelve el fenómeno en cuestión para una variable en particular (e.g. campo de desplazamientos si es problema es de elastoestática, campo de velocidades si es de dinámica de fluidos, perfil de temperatura si el fenómeno es térmico, etc.).
- **Post-procesamiento:** Una vez que se obtiene la variable resultado de la etapa de solver, se obtienen otros parámetros (quizá más importantes para el problema en cuestión) a través de relaciones constitutivas del fenómeno (e.g. Esfuerzo a partir del campo de desplazamientos con Ley de Hooke o bien, gradientes de presión a partir del campo de velocidades con Ecuación de Navier-Stokes, etc.).

En este caso se trabajará con sólidos en estado permanente por lo que se deduce que es un problema de tipo elástico-estático, lo cual se justifica debido a que el movimiento del exoesqueleto es muy lento, lo cual implica condiciones de trabajo cuasi - estáticas. En esta sección se desarrollará el modelo matemático del método del elemento finito para este tipo de problemas, por esta razón es importante partir de los principios básicos de la mecánica de sólidos.

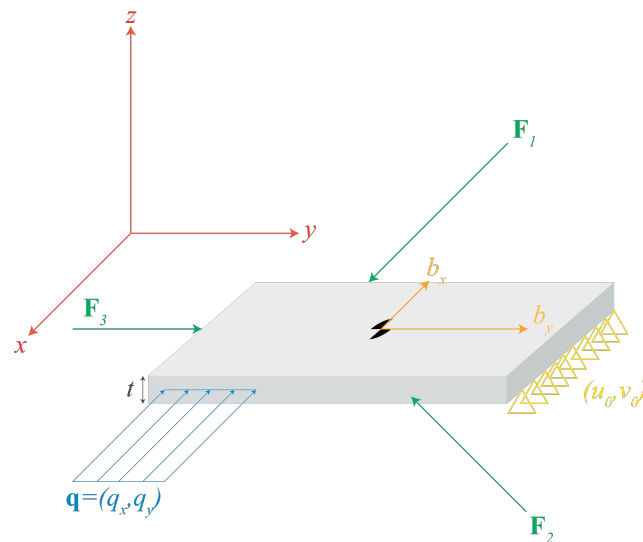


Figura 2.1. Medio continuo sometido a diferentes solicitaciones mecánicas.

Es relevante tener presente que en la ciencia de materiales se dice que todo material es **ANISOTRÓPICO** por definición, esto se debe a que micro - estructuralmente no presenta las mismas propiedades en todas sus direcciones principales; sin embargo, difícilmente encontramos materiales cuyo acomodo en la red cristalina sea perfectamente alineado, provocando así que exista una orientación aleatoria de los granos a lo largo de toda la micro - estructura del material. *¿Qué consecuencia tiene esto?*, que si se hace un promedio ponderado de las propiedades, se observará que este acomodo aleatorio permite considerar que el material tiene las mismas propiedades en todas sus direcciones principales, dicho de otra forma, el material puede ser considerado como **ISOTRÓPICO** [7].

Una pregunta inmediata podría ser. *¿Qué implica que el material sea Isotrópico?*. Implica que las ecuaciones que modelan su comportamiento dependen de dos constantes elásticas, que se derivan de un tensor de cuarto orden conocido como tensor de constantes elásticas de Lamé. En consecuencia se habla también de una simplificación significativa de dichos modelos matemáticos. Ahora bien .

¿Cuáles son esos modelos?. Para empezar, se partirá de la ecuación constitutiva de un sólido lineal e isotrópico, mejor conocido como sólido de Hooke o Hookeano[7].

$$\begin{aligned}\mathbf{T} &= \lambda(\nabla \cdot \mathbf{u})\mathbf{1} + 2\mu\mathbf{E} \\ T_{ij} &= \lambda E_k^k \delta_{ij} + 2\mu E_{ij}\end{aligned}\quad (2.1)$$

Donde $\mathbf{T} = T_{ij}$ es el tensor de esfuerzos asociado al medio continuo, $\mathbf{u}$ es el campo de desplazamientos, $\mathbf{E} = E_{ij}$ es el tensor de deformación infinitesimal, λ, μ son las constantes elásticas, siendo la última el módulo de corte del material. A pesar de ser la ecuación más útil para la caracterización en un ámbito más científico, (2.1) resulta ser poco práctica para los problemas de ingeniería ya que las constantes elásticas que se utilizan, dan difícilmente un significado físico de lo que se está modelando, para ello se establecieron los coeficientes de ingeniería: El módulo de elasticidad (o de Young) y el coeficiente de Poisson. Ambos relacionados con las constantes elásticas de Lammé mediante las expresiones:

$$E = \frac{\mu(3\lambda + 2\mu)}{\lambda + \mu} \quad (2.2)$$

$$\nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)} \quad (2.3)$$

Por consiguiente, al sustituir (2.2) y (2.3) en (2.1) se obtiene lo que se conoce como Ley de Hooke en forma tensorial.

$$\begin{aligned}\mathbf{E} &= \frac{1+\nu}{E}\mathbf{T} - \frac{\nu}{E}I_T\mathbf{1} \\ E_{ij} &= \frac{1+\nu}{E}T_{ij} - \frac{\nu}{E}T_k^k\delta_{ij}\end{aligned}\quad (2.4)$$

Cuando se habla de un estado de esfuerzos plano (o deformación plana), lo que se hace es considerar que se tiene un medio continuo cuyo espesor t es mucho menor a las dimensiones longitudinales y transversales del mismo. ¿Qué tan menor debe ser el espesor?. La verdad es que no existe una convención para determinar cuando un cuerpo puede ser considerado como bidimensional, hay quienes manejan que el espesor debe ser a lo más del 10% de las otras dos

dimensiones, pero se podría determinar que es a criterio de quien esté haciendo las consideraciones para el cálculo, ya que muchas veces dependiendo de la forma del cuerpo el espesor puede ser despreciable o no, sin necesidad de aplicar un criterio de simplificación [7].

Bajo la suposición de que se considera un estado elástico plano, lo que sucede es que una de las tres componentes es irrelevante, dicho de otra manera, lo que suceda a lo largo de una de las direcciones del sistema de coordenadas (por lo general el eje z, para sistemas ortogonales) se desprecia, pasando de tensores de 3x3 a tensores de 2x2, para los casos de esfuerzo y deformación. Si a (3.30) la escribimos en notación de Voight, llegaremos a la expresión más usual que se encuentra en la literatura para la ley de Hooke:

$$\begin{bmatrix} T_{xx} \\ T_{yy} \\ T_{xy} \end{bmatrix} = \frac{E}{1-\nu^2} \begin{bmatrix} 1 & \nu & 0 \\ \nu & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} E_{xx} \\ E_{yy} \\ E_{xy} \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Así mismo, el campo de desplazamientos y las componentes del tensor de deformación se definen como:

$$\mathbf{u} = u_i \hat{\mathbf{e}}^i = u \hat{\mathbf{i}} + v \hat{\mathbf{j}} \quad (2.6)$$

$$\begin{aligned} E_{xx} &= \frac{\partial u}{\partial x} \\ E_{yy} &= \frac{\partial v}{\partial y} \\ E_{xy} &= \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} \end{aligned} \quad (2.7)$$

En la Figura 2.1, se tiene un cuerpo en forma plana de espesor t mucho menor a la longitud y ancho del mismo. Se encuentra sometido a una carga plana distribuida $\mathbf{q} = q_x \hat{\mathbf{i}} + q_y \hat{\mathbf{j}}$; a cargas puntuales $\mathbf{F}_1, \mathbf{F}_2, \dots, \mathbf{F}_n$, todas contenidas en el plano XY y se restringe con valores conocidos de desplazamiento u_0, v_0 en una región específica. b_x y b_y son fuerzas de cuerpo aplicadas sobre el medio continuo. Lo que interesa es aplicar el FEM para el caso elástico, lineal e isotrópico, para ello se tiene que encontrar la ecuación

diferencial a resolver, ésta tiene que tener como variable principal al campo de desplazamientos, por esta razón es conveniente partir de la Primera Ley del Movimiento de Cauchy:

$$\rho \dot{\mathbf{v}} = \nabla \cdot \mathbf{T} + \mathbf{b} \quad (2.8)$$

Donde ρ es la densidad del cuerpo, $\dot{\mathbf{v}}$ es la derivada material del campo de velocidades al que esta expuesto el medio continuo (aceleración del medio), $\mathbf{b}$ las cargas de cuerpo aplicadas sobre el mismo. Si se obtiene la divergencia del tensor de esfuerzos (2.1) y se sustituye en (2.8), se tiene que:

$$\nabla \cdot \mathbf{T} = \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u})(\lambda + \mu) + \mu \nabla^2 \mathbf{u} \quad (2.9)$$

$$\rho \dot{\mathbf{v}} = \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u})(\lambda + \mu) + \mu \nabla^2 \mathbf{u} + \mathbf{b} \quad (2.10)$$

$$\rho \left(\frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} \right) = \frac{E}{2(1+\nu)(1-2\nu)} \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}) + \frac{E}{2(1+\mu)} \nabla^2 \mathbf{u} + \mathbf{b} \quad (2.11)$$

La ecuación anterior recibe el nombre de Ecuación de Navier - Cauchy, y es el modelo matemático que describe el movimiento o desplazamiento de los sólidos Hookeanos isotérmicos, se trata de una ecuación diferencial parcial de 2° orden lineal. Sin embargo, se hará una simplificación más considerando el caso estacionario:

$$\frac{E}{2(1+\nu)(1-2\nu)} \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}) + \frac{E}{2(1+\mu)} \nabla^2 \mathbf{u} + \mathbf{b} = \mathbf{0} \quad (2.12)$$

La ecuación (2.12) recibe el nombre de ECUACIÓN DE LA ELASTOESTÁTICA y es la que se resolverá mediante el Método de los Elementos Finitos. Desarrollando la ecuación de la elastoestática para su componente en X y su componente en Y, calculando los respectivos operadores diferenciales se llega a las ecuaciones [7][8]:

En X:

$$\frac{E}{2(1+\nu)} \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} \right) + \frac{E}{2(1+\nu)(1-2\nu)} \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x \partial y} + \frac{\partial^2 v}{\partial x \partial y} \right) + b_x = 0 \quad (2.13)$$

En Y:

$$\frac{E}{2(1+\nu)}\left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2}\right) + \frac{E}{2(1+\nu)(1-2\nu)}\left(\frac{\partial^2 u}{\partial x \partial y} + \frac{\partial^2 v}{\partial x \partial y}\right) + b_y = 0 \quad (2.14)$$

Dado que se trata de un problema de segundo orden, las condiciones de frontera esenciales están dadas por los valores conocidos de u y v , mientras que las condiciones de frontera naturales están definidas por cargas en el costado del cuerpo. La forma débil del sistema de ecuaciones diferenciales compuesto por las ecuaciones (2.13) y (2.14) no es sencilla de obtener. Por lo que se busca una manera equivalente a partir de las ecuaciones de equilibrio, (2.8) para el caso estacionario [8].

$$\nabla \cdot \mathbf{T} + \mathbf{b} = \mathbf{0} \quad (2.15)$$

Para continuar, es necesario aplicar el Teorema de la Divergencia, el cual dice que:

$$\int_s \mathbf{g}(\nabla \cdot \mathbf{F}) dA = \int_c (\mathbf{n} \cdot \mathbf{F}) \mathbf{g} d\mathbf{P} - \int_s \frac{\partial \mathbf{g}}{\partial x^k} \cdot \mathbf{F} dA \quad (2.16)$$

Entonces, con la ecuación (2.15) se procede por construir la función de error ponderado:

$$\begin{aligned} \int_s \mathbf{w} \cdot (\nabla \cdot \mathbf{T} + \mathbf{b}) dA &= \mathbf{0} \\ \int_s \mathbf{w} \cdot (\nabla \cdot \mathbf{T}) dA + \int_s (\mathbf{w} \cdot \mathbf{b}) dA &= \mathbf{0} \end{aligned} \quad (2.17)$$

Aplicando el teorema (2.16) a la primera integral de (2.17)

$$\begin{aligned} \int_s \mathbf{w} \cdot (\nabla \cdot \mathbf{T}) dA &= \int_c \mathbf{w} \cdot (\mathbf{n} \cdot \mathbf{T}) d\mathbf{P} - \int_s \left(\mathbf{T} \cdot \frac{\partial \mathbf{w}}{\partial x^k} \right) dA \\ \int_s \mathbf{w} \cdot (\nabla \cdot \mathbf{T}) dA &= \int_c (\mathbf{w} \cdot \mathbf{t}_{(n)}) d\mathbf{P} - \int_s \left(\mathbf{T} \cdot \frac{\partial \mathbf{w}}{\partial x^k} \right) dA \end{aligned} \quad (2.18)$$

Donde $\mathbf{t}_{(n)}$ es el vector de esfuerzos asociado al medio continuo, sustituyendo (2.18) en (2.17):

$$\begin{aligned} \int_c (\mathbf{w} \cdot \mathbf{t}_{(n)}) d\mathbf{P} - \int_s \left(\mathbf{T} \cdot \frac{\partial \mathbf{w}}{\partial x^k} \right) dA + \int_s (\mathbf{w} \cdot \mathbf{b}) dA &= \mathbf{0} \\ \int_c (\mathbf{w} \cdot \mathbf{t}_{(n)}) d\mathbf{P} + \int_s (\mathbf{w} \cdot \mathbf{b}) dA &= \int_s \left(\mathbf{T} \cdot \frac{\partial \mathbf{w}}{\partial x^k} \right) dA \end{aligned} \quad (2.19)$$

Una condición importante para este fenómeno es que en la frontera del cuerpo existe equilibrio entre las cargas distribuidas y el esfuerzo distribuido en el espesor, esto implica:

$$\begin{aligned} \mathbf{t}_{(n)} &= \mathbf{q} \\ \mathbf{q} &= q_k \hat{\mathbf{e}}^k = T_{ij} n^j \hat{\mathbf{e}}^i \end{aligned} \quad (2.20)$$

Adicionalmente el tensor de esfuerzos T_{ij} es igual al producto de la doble contracción del tensor de constantes elásticas y el tensor de deformación infinitesimal:

$$\begin{aligned} \mathbf{T} &= \mathbf{C} : \mathbf{E} \\ T_{ij} &= C_{ijkl} E^{kl} \end{aligned} \quad (2.21)$$

De igual forma, si los índices i y j pueden ser corridos hasta n entonces se debe cumplir con la relación:

$$\mathbf{B} = \frac{\partial \mathbf{w}}{\partial x^k} = \begin{bmatrix} N_{1,x} & 0 & N_{1,y} \\ 0 & N_{1,y} & N_{1,x} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ N_{n,x} & 0 & N_{n,y} \\ 0 & N_{n,y} & N_{n,x} \end{bmatrix} \quad (2.22)$$

Con base en lo anterior, el tensor de deformación finita $\mathbf{E} = E_{ij}$ puede ser descrito como una función de la matriz (2.22):

$$\mathbf{E} = \mathbf{B}^T \cdot \mathbf{u} \quad (2.23)$$

Considerando todo lo anterior, (2.19) puede ser expresado como:

$$\int_s (\mathbf{B} \cdot \mathbf{C} \cdot \mathbf{B}^T) \cdot \mathbf{u} dA = \int_c (\mathbf{w} \cdot \mathbf{q}) d\mathbf{P} + \int_s (\mathbf{w} \cdot \mathbf{b}) dA \quad (2.24)$$

En la expresión anterior se observa más claro la función de la matriz $\mathbf{B}$, la cual en sentido estricto al no ser cuadrada no puede ser considerada como la matriz de cambio de

base que usualmente se maneja, sin embargo su función esencialmente es la misma, pasar de un sistema local a uno global (lo cual ya se mencionó en el apartado 3.1 que es característico de los problemas en dos dimensiones), el tamaño de la matriz se debe a que este cambio de base es por cada elemento finito, por esta razón, resulta evidente que el tamaño de **B** está directamente relacionado con la resolución de la malla. Finalmente, si se hacen unos pequeños cambios de variable a (2.24):

$$\mathbf{C} = \frac{E}{1-\nu^2} \begin{bmatrix} 1 & \nu & 0 \\ \nu & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} \end{bmatrix} \quad (2.25)$$

$$\mathbf{K} = \iint (\mathbf{B} \cdot \mathbf{C} \cdot \mathbf{B}^T) dA \quad (2.26)$$

$$\mathbf{r}_{(q)} = \int_C (\mathbf{w} \cdot \mathbf{q}) d\mathbf{P} \quad (2.27)$$

$$\mathbf{r}_{(b)} = \iint (\mathbf{w} \cdot \mathbf{b}) dA \quad (2.28)$$

Con lo anterior, es evidente que se ha llegado nuevamente a la ecuación general del elemento finito:

$$\mathbf{K} \cdot \mathbf{u} = \mathbf{r}_{(q)} + \mathbf{r}_{(b)} \quad (2.29)$$

2.2. OPTIMIZACIÓN ESTRUCTURAL EVOLUTIVA

2.2.1. BREVE RESEÑA HISTÓRICA

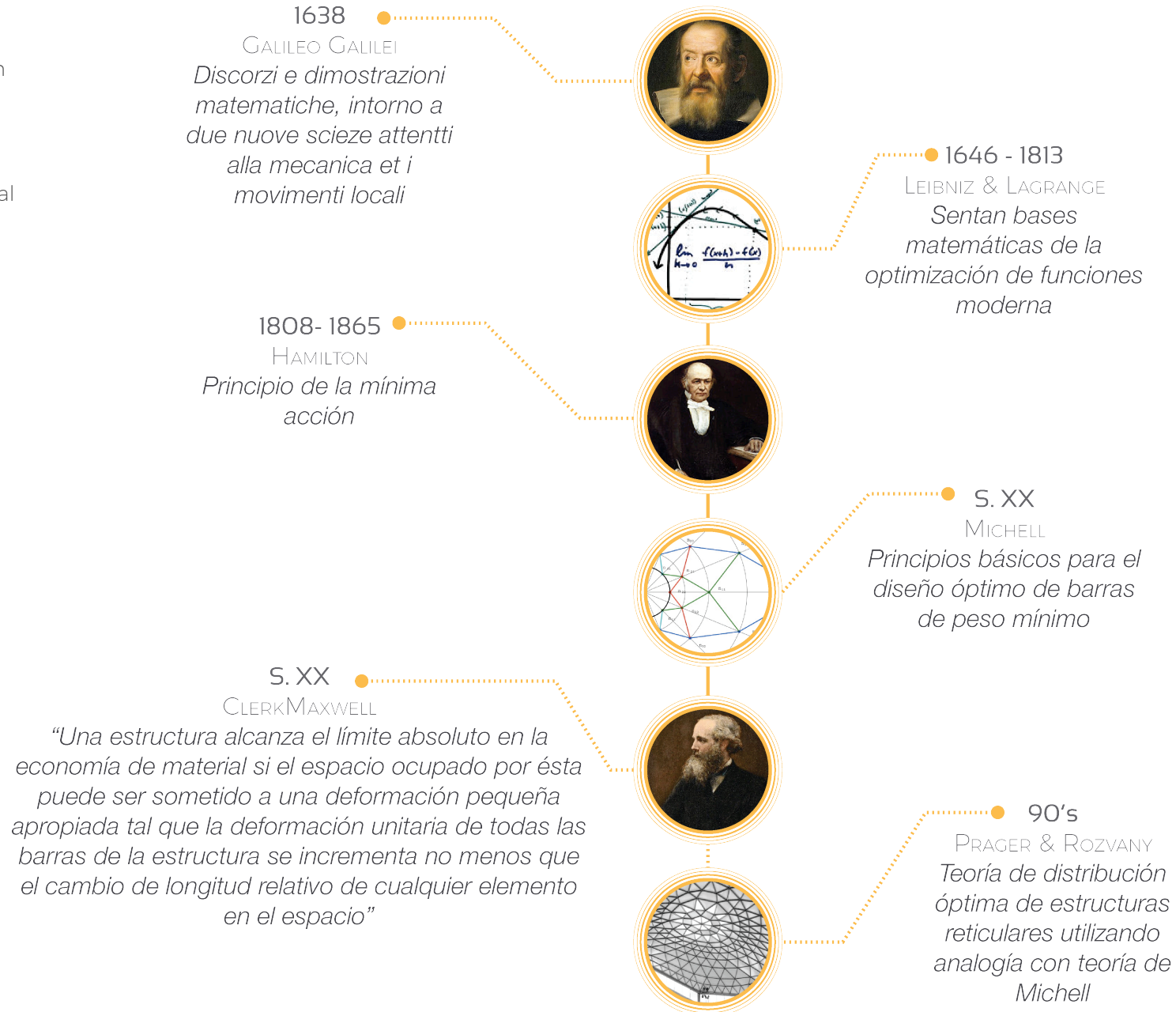
Matemáticamente el concepto de optimización se concibe como el encontrar el máximo o mínimo de una función objetivo, en este sentido se habla de una solución óptima que es aquella que satisface todas las restricciones del problema de la mejor manera posible; por lo cual al hablar de optimización estructural se refiere al mejor diseño mecánico aplicable al sistema que cumple con todos los requerimientos. El problema de optimización en estructuras se puede abordar desde diferentes enfoques, que se dividen fundamentalmente en los siguientes [9]:

- **Optimización de Tamaño.** Trata de determinar las medidas óptimas de los elementos que constituyen una estructura de forma predefinida. Es el enfoque

más sencillo ya que el número de variables del problema es bastante limitado.

- **Optimización de Forma.** Trata de buscar la forma óptima de una estructura de topología fija. En este enfoque, partiendo de una forma preestablecida se busca optimizar ésta mediante la modificación de la conectividad entre los elementos o mediante la eliminación de los elementos con menor nivel de esfuerzo.
- **Optimización de la Topología.** Trata de buscar la distribución óptima del material en una estructura, mediante la supresión de elementos y/o la modificación de la conectividad y/o coordenadas nodales. Este enfoque es el más complejo porque la cantidad de variables que aborda es elevado. En todos los trabajos publicados hasta la fecha se parte siempre de una morfología previa o dominio de diseño.

Figura 2.2 Timeline con los hechos más relevantes entorno a la optimización estructural evolutiva. [14][11][12].



2.2.2. EXTRACCIÓN DE MATERIAL BASADO EN EL NIVEL DE ESFUERZO Y LIMITACIONES EN LA RIGIDEZ

Uno de los enfoques más elementales en la optimización estructural evolutiva es el de quitar (o añadir) material donde la estructura lo requiera dependiendo a las solicitaciones a las que ésta se encuentre sometida. Para ello, el nivel de esfuerzo en cada punto de la estructura puede ser medido como un promedio (o esfuerzo eficaz) de todos los componentes del tensor de esfuerzos [9]. Por esta razón, el esfuerzo de Von Mises ha sido uno de los criterios más usados para materiales isotrópicos, el cual para el caso de esfuerzo plano se define como:

$$\sigma_{VM} = \sqrt{T_{xx}^2 + T_{yy}^2 - T_{xx}T_{yy} + 3T_{xy}^2} \quad (2.30)$$

El nivel de esfuerzo de cada elemento es determinado al comparar su esfuerzo de Von Mises (σ_{VM}^e) con el esfuerzo de Von Mises máximo admisible de toda la estructura ($\sigma_{VM}^{m\acute{a}x}$). Al final de cada análisis por elemento

finito, todos aquellos elementos que cumplan con la condición (2.31) serán removidos del modelo:

$$\frac{\sigma_{VM}^e}{\sigma_{VM}^{m\acute{a}x}} < RR_i \quad (2.31)$$

Donde RR_i es el coeficiente de rechazo actual. Este ciclo de hacer un análisis de FEM al componente, comparar los resultados con los valores admisibles y remover elementos estructurales en caso de que se cumpla la condición de extracción de material, se repite usando el mismo valor del coeficiente de rechazo hasta llegar al estado estable, es decir, que no hay más elementos que quitar en la iteración actual. En esta etapa es necesario introducir al coeficiente de rechazo una tasa evolutiva (ER), para fijar un coeficiente de rechazo nuevo, esto es:

$$RR_{i+1} = RR_i + ER \quad (2.32)$$

Nótese que el coeficiente de rechazo no cambia por cada iteración, sino una vez que se estabiliza el proceso, entonces, con este incremento en el coeficiente el ciclo de

análisis - extracción comienza nuevamente hasta que un nuevo estado permanente es alcanzado. Por todo lo anterior, este proceso evolutivo requiere que dos parámetros sean establecidos previamente. El primero de ellos es el coeficiente de rechazo inicial y el segundo es la tasa evolutiva, los valores más usados para estos parámetros son [9]:

$$RR_0 = 1\% \quad (2.33)$$

$$ER = 1\% \quad (2.34)$$

Aunque es importante mencionar que para algunos problemas es necesario usar valores más bajos. Para cualquier modelo nuevo, después de pocas iteraciones, no es complicado determinar los valores adecuados para estos parámetros. Por ejemplo, si la cantidad de material removido en la primera iteración es demasiada, indica que se deben utilizar valores más pequeños de los parámetros (2.33) y (2.34).

Como ya se demostró en la sección 2.1, el comportamiento elastoestático se representa mediante la siguiente ecuación de equilibrio:

$$\mathbf{K} \cdot \mathbf{u} = \mathbf{r} \quad (2.35)$$

Donde $\mathbf{K}$ es la matriz de rigidez global de la estructura, $\mathbf{u}$ es el vector de desplazamiento nodal (campo de desplazamientos) y $\mathbf{r}$ es el vector de carga nodal. Por otra parte, la energía de deformación de la estructura está definida como:

$$c = \frac{1}{2} \mathbf{r}^T \cdot \mathbf{u} \quad (2.36)$$

El parámetro (2.36) se utiliza generalmente como la medida inversa de la rigidez general de la estructura. c también recibe el nombre de *medida de cumplimiento* o *Compliance*. Resulta evidente que maximizar la rigidez general de la estructura implica minimizar la energía de deformación.

Ahora bien, considerando la eliminación del *i-ésimo elemento* de una estructura conformada por *n elementos finitos*, entonces la matriz de rigidez cambiará por:

$$\Delta \mathbf{K} = \mathbf{K}^* - \mathbf{K} = -\mathbf{K}^{(i)} \quad (2.37)$$

De tal forma que $\mathbf{K}^*$ es la matriz de rigidez resultante de la eliminación del elemento y $\mathbf{K}^{(i)}$ es la matriz de rigidez del *i-ésimo elemento*.

En otro sentido, se puede asumir que la eliminación de un elemento finito, no afecta al vector de carga nodal. Haciendo caso omiso de un término de orden superior, se procede a obtener el cambio del campo de desplazamientos nodales, partiendo de (2.35):

$$\begin{aligned} \Delta(\mathbf{K} \cdot \mathbf{u}) &= \Delta \mathbf{r} \\ \Delta \mathbf{K} \cdot \mathbf{u} + \mathbf{K} \cdot \Delta \mathbf{u} &= \mathbf{0} \\ \mathbf{K}^{-1} \cdot \Delta \mathbf{K} \cdot \mathbf{u} + \mathbf{1} \cdot \Delta \mathbf{u} &= \mathbf{0} \end{aligned} \quad (2.38)$$

$$\Delta \mathbf{u} = -\mathbf{K}^{-1} \cdot \Delta \mathbf{K} \cdot \mathbf{u} \quad (2.39)$$

De igual forma se obtiene el cambio en la energía de deformación, considerando que $\mathbf{u}^{(i)}$ es el vector de desplazamiento nodal para el *i-ésimo elemento*:

$$\begin{aligned} \Delta c &= \frac{1}{2} \Delta(\mathbf{r}^T \cdot \mathbf{u}) \\ \Delta c &= \frac{1}{2} (\Delta \mathbf{r}^T \cdot \mathbf{u} + \mathbf{r}^T \cdot \Delta \mathbf{u}) = -\frac{1}{2} \mathbf{r}^T \cdot \mathbf{K}^{-1} \cdot \Delta \mathbf{K} \cdot \mathbf{u} \end{aligned} \quad (2.40)$$

$$\alpha^{(i)} = \Delta c = \frac{1}{2} [\mathbf{u}^{(i)}]^T \cdot \mathbf{K}^{(i)} \cdot \mathbf{u} \quad (2.41)$$

Donde $\alpha^{(i)}$ es conocido como el *número de sensibilidad del i-ésimo elemento finito*. Este número indica el cambio en la energía de deformación que sufre el *i-ésimo elemento* de la estructura. De hecho, $\alpha^{(i)}$ es la energía del elemento deformado y se calcula fácilmente al nivel del elemento usando la matriz de rigidez misma del elemento, así como su vector de desplazamientos nodales. Es importante señalar que tanto la energía de deformación como el número de sensibilidad siempre son valores positivos.

El objetivo de optimizar es encontrar la estructura más ligera satisfaciendo la restricción de rigidez, generalmente dada de la forma:

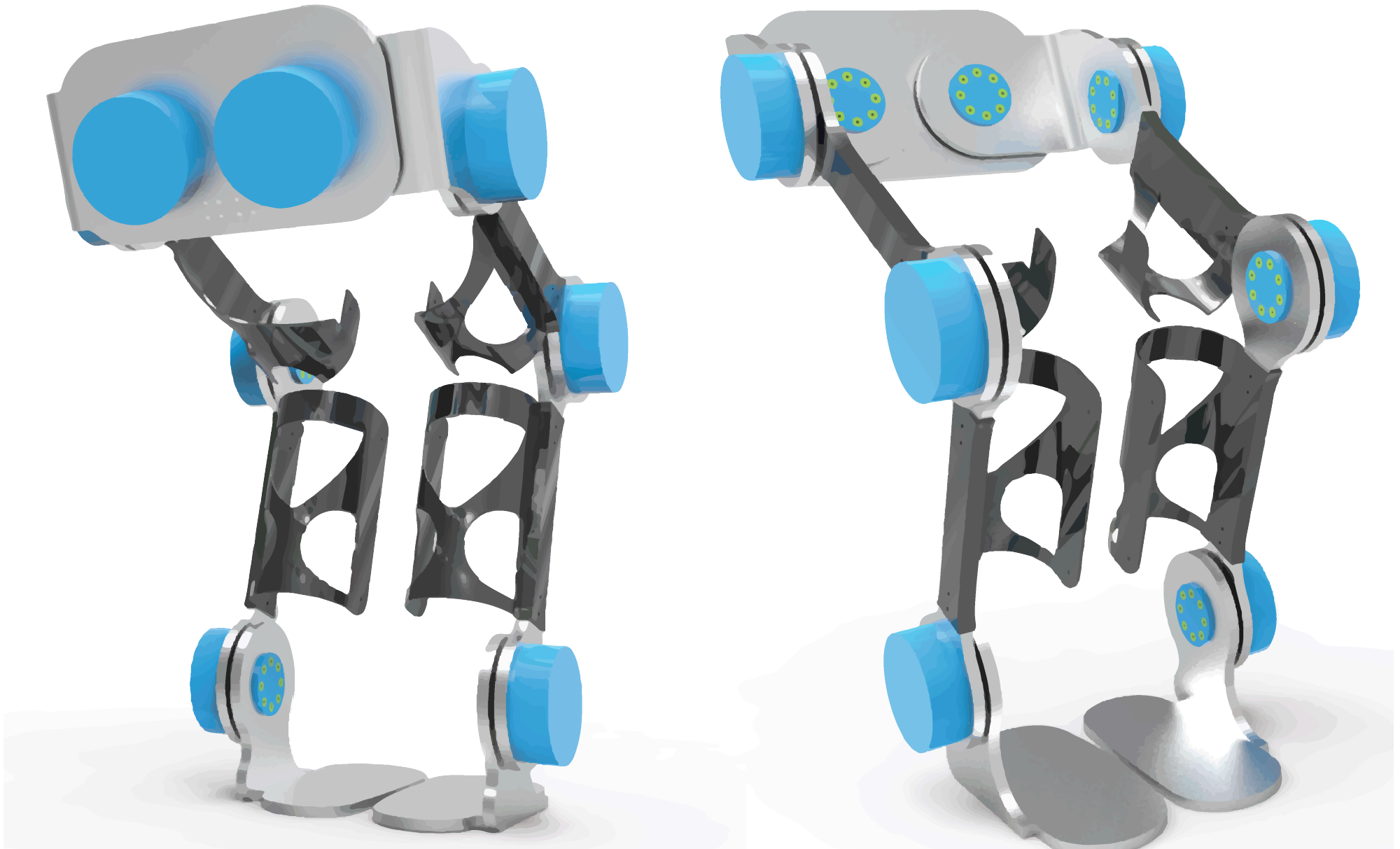
$$c \leq c^* \quad (2.42)$$

c^* es un límite de c prescrito. En general, cuando un elemento es removido de la estructura la rigidez general de la misma disminuye mientras que la energía de deformación se incrementa. Para lograr el objetivo de la optimización a través de la eliminación de elementos, resulta obvio que es más efectivo *remover el elemento que posea el valor mínimo del número de sensibilidad, provocando que el incremento en la energía de deformación sea mínimo.*

El número de elementos que deben ser removidos en cada iteración es determinado por una razón de eliminación de elementos prescrita, la cual a su vez está definida como el número de elementos para eliminar en cada iteración con respecto al número total de elementos en el inicial o actual modelo de FEM. Usualmente esta razón tiene valores de 1% al 2% [9].



Figura 3.a Exoesqueleto UNAM - INR primer versión manufacturada [6]



3.1. “EMBODIMENT” A TRAVÉS DE LA OPTIMIZACIÓN ESTRUCTURAL

En el campo del diseño hay toda una discusión sobre que herramientas o procesos deben de ser utilizados en cada fase. En este caso se refiere propiamente a la herramienta de optimización estructural, en varios libros de diseño de producto de ediciones recientes dicen que los procesos de optimización y adecuaciones para X deben ser aplicados en la fase de detalle o en un proceso de re-ingeniería; no obstante hay quienes dicen que no, que las técnicas DFX y optimización son propias del embodiment porque ayudan a plantear de alguna forma la configuración del producto. Todo lo anterior me hace recordar una frase que un profesor decía con bastante frecuencia:

"El diseño como la vida, todo es verdad y todo es mentira, el punto está en como lo justifiques".

A ciencia cierta no se puede decir que procedimiento pertenece a cada fase del proceso de diseño tradicional; sin embargo sí que pasos se siguen en este proceso de diseño.

En este caso, se decidió por considerar que la optimización estructural pertenece a la etapa de “embodiment”, ya que como se ha mencionado con anterioridad, es la que dará la pauta para saber como se encuentran configurados cada uno de los componentes estructurales que se someterán a este proceso.

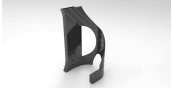
Con lo anterior no se está diciendo que la herramienta de optimización estructural en la fase de “embodiment”, es un auxiliar de diseño en el cual se confió ciegamente, pero sí que la mayor parte del re-diseño se centró en los resultados obtenidos a partir de ella y un tanto más en el criterio de selección del resultado más ligero.

3.1.1. PIEZAS A OPTIMIZAR

El que piezas se iban a optimizar y cuales no fue un acuerdo en el proyecto basado principalmente en la viabilidad de permanencia de cada pieza en versiones posteriores. De las ocho piezas estructurales iniciales, cuatro se sabía de antemano que iban a permanecer con modificaciones (a partir de la optimización) en versiones

posteriores, mientras que las cuatro restantes o iban a ser eliminadas por no ser tan necesarias o iban sufrir un rediseño completo.

Tabla 3.1 Componentes estructurales de la versión actual del exoesqueleto (Figura3.a), se optimizarán 4 de 8.

Pieza	Nombre	Material	¿Optimizar?
	Soporte lumbar	Aluminio 6061 T6	Sí
	Conexión L	Aluminio 6061 T6	Sí
	Eje	Aluminio 6061 T6	No
	Eslabón pélvico superior	Aluminio 6061 T6	Sí
	Soporte muslo	Fibra de carbono	No
	Eslabón pélvico inferior	Aluminio 6061 T6	Sí

Pieza	Nombre	Material	¿Optimizar?
	Soporte pantorrilla	Fibra de carbono	No
	Soporte pie	Aluminio 6061 T6	No

3.1.2. CONSIDERACIONES GENERALES

Como ya se mencionó la optimización estructural es un proceso que para cada caso obedece a múltiples objetivos (e.g. rigidez, cantidad de material, frecuencia natural, aerodinámica, etc.), no obstante el objetivo por excelencia siempre es conseguir una estructura ligera, el cual satisface perfectamente los requerimientos principales del diseño; evidentemente esto obliga en pensar que el *parámetro a minimizar es la masa* del elemento estructural.

Ahora bien, una vez determinada la variable a minimizar, hay que encontrar aquello que se debe maximizar, en este caso, puesto que las solicitaciones a las que la pieza es sometida serán las mismas independientemente de la

cantidad de material de ésta, lleva a determinar a que se maximice la rigidez de la estructura; sin embargo, hablar de maximizar (o minimizar) la rigidez de un elemento mecánico *a priori* no es algo tan trivial y directo como el caso de la masa, debido a que la rigidez es una propiedad del material y una de las cosas que no considera la optimización estructural evolutiva es el cambio del material durante el proceso.

Entonces, *¿Cómo variar un parámetro cuya variable no cambia?*. Por fortuna, la rigidez no sólo es dependiente del material que constituye a la pieza sino también de su geometría, la cual es lo que precisamente va evolucionando a lo largo del proceso, en este sentido, la pregunta clave sería. *¿Cómo cuantificar este cambio de geometría para saber cómo varía la rigidez?*.

Para dar solución a la pregunta hay que retomar algunos conceptos básicos de la mecánica de sólidos; después para establecer este cambio de geometría, se considera que para cada iteración se tiene una descripción *i*-ésima dada por un estado de esfuerzos y deformaciones *i*-ésimo. En consecuencia, se debe considerar a la deformación como

el parámetro a variar, pero, dado que la deformación es un parámetro propio de la iteración (es decir, no tiene información de los estados o iteraciones previas), se tiene que considerar mejor a la energía de deformación, que implícitamente sí trae consigo la información del estado anterior.

En este sentido se habla de *minimizar para maximizar*, en otras palabras, la *energía de deformación debe ser minimizada para maximizar la rigidez*, lo cual remite finalmente a que el otro parámetro a considerar es el *Compliance* o *medida de cumplimiento*, ya que como se vio en el [CAPÍTULO 2](#), esta variable está directamente relacionada con los números de sensibilidad y como resultado de la energía de deformación.

En resumen, para alcanzar el objetivo, se deben minimizar dos variables, teniendo en cuenta que indirectamente se está maximizando la rigidez, la masa del elemento y la medida de cumplimiento (“compliance”).

3.2. ESO SOPORTE LUMBAR⁵

La primer pieza a optimizar es el soporte lumbar (Figura 3.1).



Figura 3.1 Soporte lumbar exoesqueleto. Material: Aluminio 6061 T6.

Se trata básicamente de una placa de aluminio de 1[mm] de espesor manufacturada mediante operaciones de

maquinado - fresado CNC. Su función principal es sostener al usuario con el apoyo de un soporte textil, que sujeta su entrepierna, acoplado en la parte inferior de la pieza.

3.2.1. CASOS DE CARGA

Se consideraron tres casos de carga críticos (Figura 3.2):

- **EL PESO DEL USUARIO:** Una carga equivalente⁶ a la masa del usuario definido en el capítulo 1, es decir, de 100[kg] (981[N]). Aplicada en el centroide del soporte lumbar en dirección negativa del vector unitario $\hat{\mathbf{j}}$.
- **EL USUARIO SE RECARGA:** Una carga equivalente al 30% del peso (porcentaje determinado por acuerdo⁷). Aplicada en la parte superior del soporte lumbar en dirección negativa al vector unitario $\hat{\mathbf{k}}$.

⁵ ESO son las siglas en inglés de Optimización Estructural Evolutiva.

⁶ En este contexto el término *EQUIVALENTE* se refiere a que la carga aplicada es puntual con el valor y dirección indicados.

⁷ Posterior a que se sometió la pieza a diferentes iteraciones de optimización variando el porcentaje del peso del usuario. Donde fue observada una tendencia topológica que se mostró con mayor claridad en el caso acordado.

○ **EL USUARIO SE CAE (IMPACTO⁸):** Una carga F_I , equivalente al peso del usuario. Aplicada sólo en un lado, en una de las juntas donde se une el soporte lumbar y la conexión L. Cabe señalar que este caso es asimétrico, puesto que toda la fuerza es transmitida hacia un lado del exoesqueleto; sin embargo, en la Figura 3.2 se observa que la fuerza es aplicada en ambos lados, esto debido a que la caída (o el impacto) puede darse en cualquiera de los dos lados, y a falta de datos estadísticos de incidencia de caída se consideró que la transmisión de fuerza de uno lado u otro es igual del probable.

Así mismo para el modelado fue necesario establecer zonas de no diseño, donde pase lo que pase no habrá remoción de material debido a que son indispensables para la funcionalidad de la parte, en este caso se trataron de tres regiones circulares, dos de ellas con centros en los nodos $R1$ cada una, y la otra en el centro de la región de acople con

el soporte textil de entrepierna, todas con un radio de 40[mm].

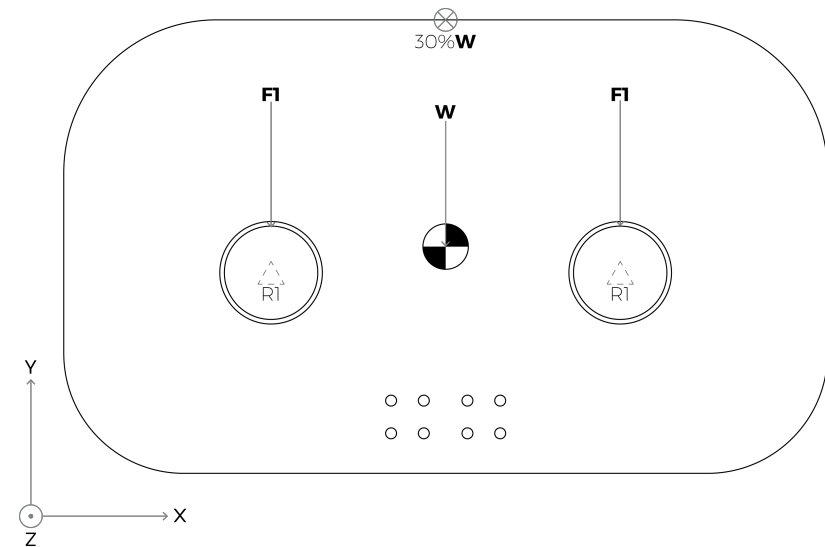


Figura 3.2 DCL Soporte lumbar considerando los tres casos de carga, sus restricciones donde $R1$ son nodos donde los 6GDL del sistema global son iguales a cero, dicho de otra forma están empotrados.

3.2.2. EVOLUCIÓN DE LA OPTIMIZACIÓN

Con una remoción de material mínima del 80% y máxima del 95% (Figura 3.3):

⁸ El término *IMPACTO* se entenderá como un "Impacto instantáneo", y no la definición clásica debido a que el modelo que se tiene es cuasi - estático.

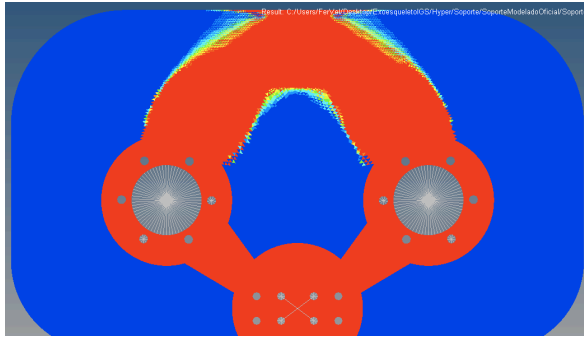


Figura 3.3 Optimización considerando un límite inferior del 5% y límite superior del 20% de fracción de masa original.

Con una remoción de material mínima del 85% y máxima del 95% (Figura 3.4):

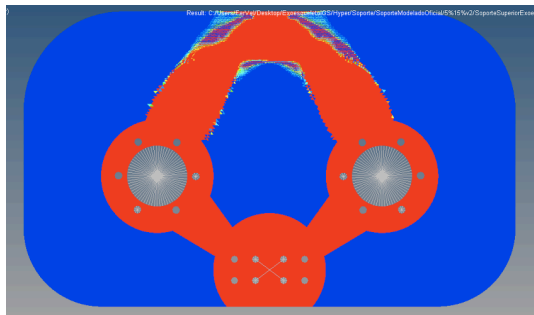


Figura 3.4 Optimización considerando un límite inferior del 5% y límite superior del 15% de fracción de masa original.

Con una remoción de material mínima del 90% y máxima del 95% (Figura 3.5):

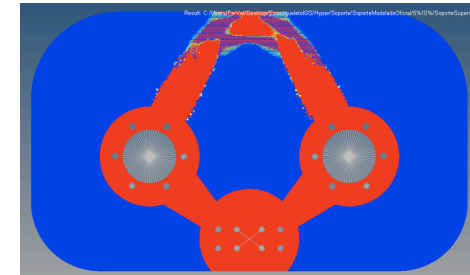


Figura 3.5 Optimización considerando un límite inferior del 5% y límite superior del 10% de fracción de masa original.

Con una remoción de material mínima del 90% y máxima del 99% (Figura 3.6):

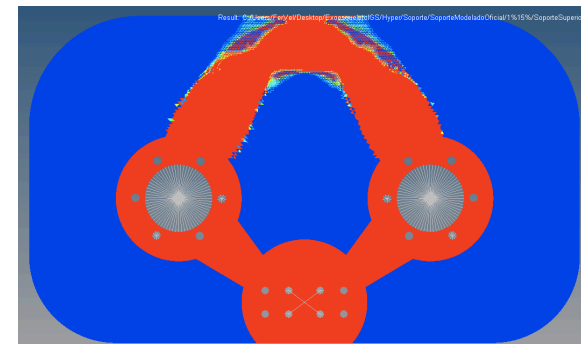


Figura 3.6 Optimización considerando un límite inferior del 1% y límite superior del 15% de fracción de masa original.

3.2.3. RESULTADO ÓPTIMO

Con base en lo presentado en las Figuras 3.3 a 3.6, se observa una clara tendencia a una topología tipo rombo. Por lo que el resultado óptimo se estableció con una extracción de material mínima del 90% y máxima del 99%:

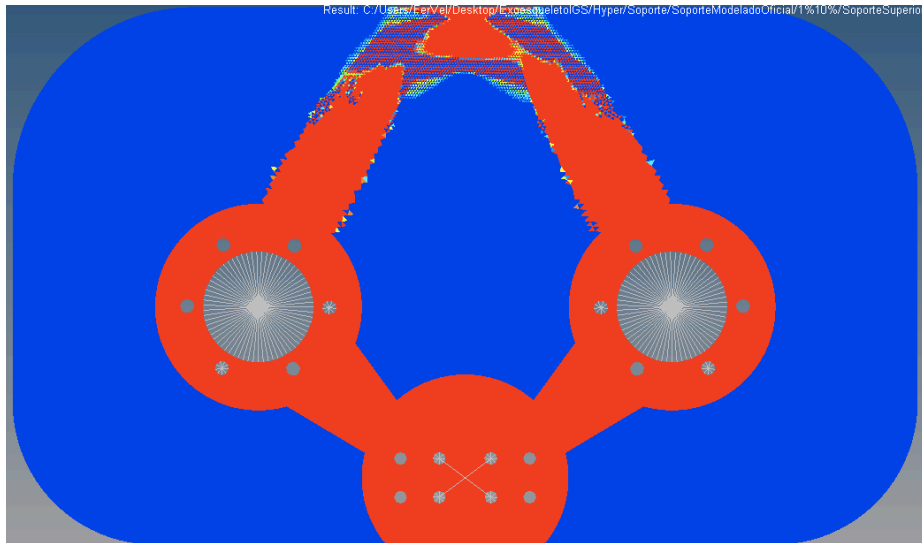


Figura 3.7 Resultado óptimo final, considerando un límite inferior del 1% y límite superior del 10% de fracción de masa original.

En el siguiente capítulo se presentará la adecuación DFM de este resultado, así como el diseño final de la pieza y su tabla de especificaciones técnicas.

3.3. ESO CONEXIÓN L

La conexión L es la pieza encargada de conectar la parte lumbar del exoesqueleto con todo el mecanismo del área pélvica (Figura 3.8). El diseño original de esta pieza parte de una placa comercial de media pulgada, maquinada mediante operaciones de fresado CNC hasta llegar a un espesor de 10[mm], adicionalmente se consideró una operación de doblado para darle la forma de L.



Figura 3.8 Conexión L. Material: Aluminio 6061 T6.

En este caso, las zonas de no diseño consistieron en dos regiones circulares de un radio de 40[mm]. La primera de ellas con centro en la articulación Soporte lumbar - Conexión L, y la segunda en el centro de la articulación Conexión L - Eslabón pélvico superior.

3.3.1. CASOS DE CARGA

Se consideraron los mismos tres casos de carga críticos del soporte lumbar con sus respectivas adecuaciones (Figura 3.9):

- **EL PESO DEL USUARIO:** Una carga equivalente a la mitad de la masa del usuario, esto debido a la condición de simetría del exoesqueleto considerando que la distribución de la carga es del 50% para cada lado. Es decir, se trata de una carga de 50[kg] (490.5[N]). Aplicada en el centro de la articulación Soporte lumbar - Conexión L en dirección negativa del vector unitario $\hat{j}$.
- **EL USUARIO SE CAE (IMPACTO):** Una carga F_I , equivalente al peso del usuario. Aplicada en el centro de la

articulación Soporte lumbar - Conexión L, de un valor de 100[kg] (981[N]) en dirección negativa del vector unitario $\hat{j}$.

- **EL USUARIO SE RECARGA:** Una carga equivalente al 30% del peso (porcentaje determinado por acuerdo). Aplicada de igual forma en el centro de la articulación Soporte lumbar - Conexión L, en dirección negativa al vector unitario $\hat{k}$.

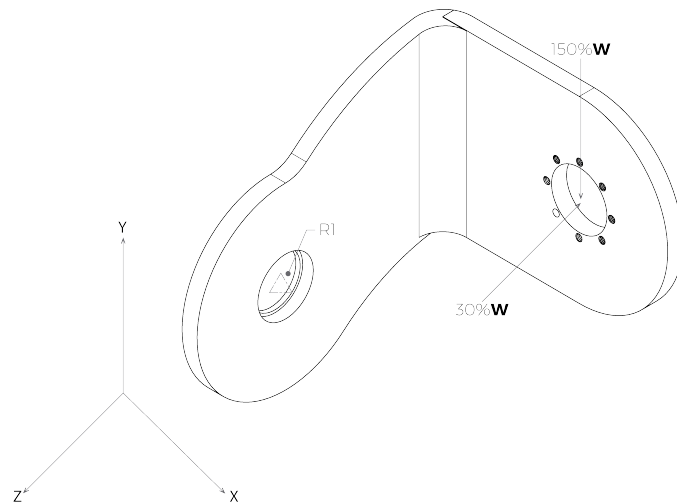


Figura 3.9 DCL Conexión L considerando los tres casos de carga, sus restricciones donde R1 son nodos donde los 6GDL del sistema global son iguales a cero, dicho de otra forma están empotrados.

3.3.2. EVOLUCIÓN DE LA OPTIMIZACIÓN

Con una remoción de material mínima del 80% sin un límite máximo (Figura 3.10):

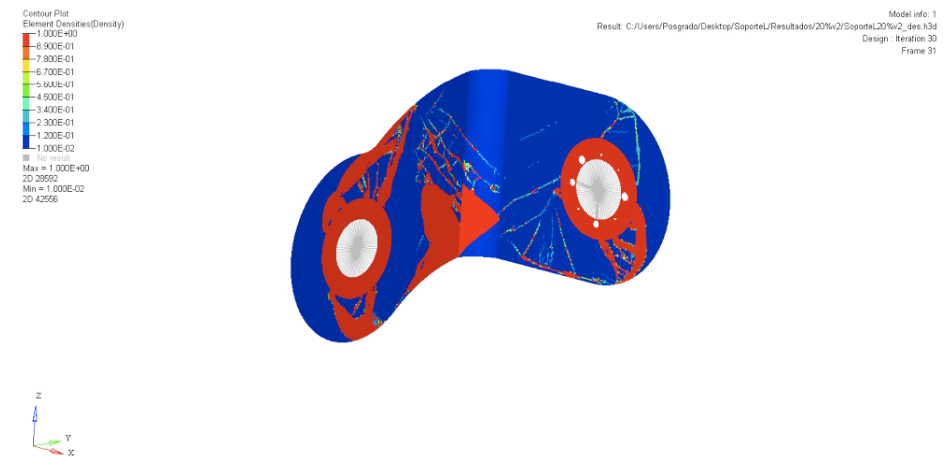


Figura 3.10 Optimización considerando un límite superior del 20% de fracción de masa original.

Con una remoción de material mínima del 80% y un máximo del 95% (Figura 3.11):

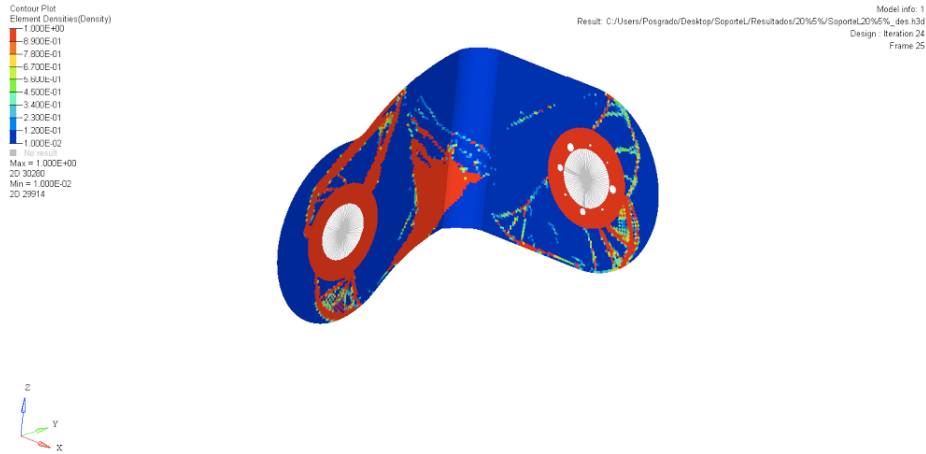


Figura 3.11 Optimización considerando un límite inferior de 5% y un límite superior del 20% de fracción de masa original.

Con una remoción de material mínima del 80% y un máximo del 90% (Figura 3.12):

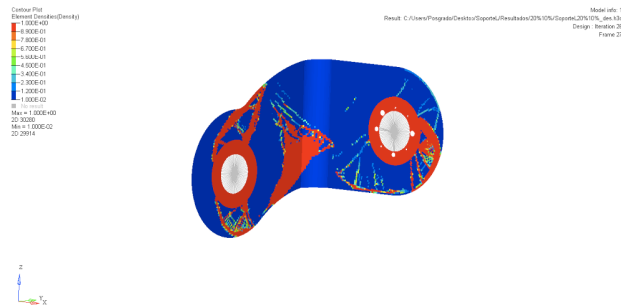


Figura 3.12 Optimización considerando un límite inferior de 10% y un límite superior del 20% de fracción de masa original.

En los tres casos anteriores se ve una tendencia a conservar material en la parte media de la conexión L, por lo que se definió esa región como una *zona de no diseño*. Con una remoción de material mínima del 85% y un máximo del 90% (Figura 3.13):

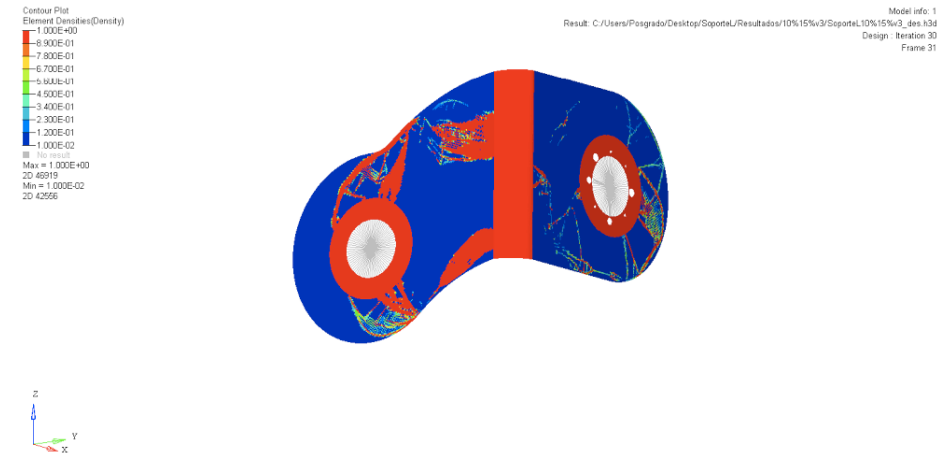


Figura 3.13 Optimización considerando un límite inferior de 15% y un límite superior del 20% de fracción de masa original.

3.3.3. RESULTADO ÓPTIMO

Con base en lo presentado en las Figuras 3.10 a 3.13, se tomó una iteración más siguiendo la topología obtenida con la zona de diseño adicional de la Figura 3.13. Para el

resultado óptimo se consideró una remoción de material mínima del 90% y un máximo del 95%:

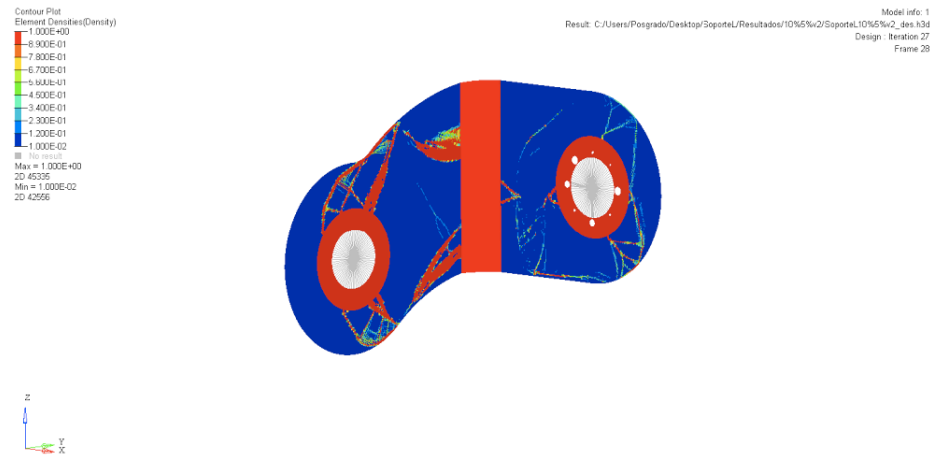


Figura 3.14 Resultado óptimo final, considerando un límite inferior del 5% y límite superior del 10% de fracción de masa original.

3.4. ESO ESLABÓN PÉLVICO SUPERIOR

El eslabón pélvico superior es aquel que auxilia en el soporte de la zona femoral de la pierna, al igual que el caso anterior, se parte de una placa comercial de media pulgada de Aluminio 6061 T6 que se rebaja a 10[mm] de espesor mediante CNC (Figura 3.15).



Figura 3.15 Eslabón pélvico superior. Material: Aluminio 6061 T6.

Se puede observar que en la parte media del eslabón existe un ranurado, el cual ayuda a colocar y sostener el soporte del muslo mostrado en la Tabla 3.1. Es importante destacar que esta característica también se presenta en el eslabón pélvico inferior y en ambos casos dicha zona se consideró lisa, es decir, se eliminó el ranurado del análisis. Esto se debió a dos razones principales: La primera de ellas es que al momento de estar fijando los requerimientos, objetivos y alcances del proyecto, se comentó que para el caso de los soportes de muslo y pantorrilla, se estaba considerando el eliminarlos, por lo que se sugirió que no era necesario considerar el ranurado. Y el segundo motivo fue porque todos aquellos acabados como son de rosca, ranurado, o superficiales que repiten mucho una forma en un área relativamente pequeña; son muy costosos computacionalmente⁹ hablando, esto debido a que la malla que debe de ser adaptada a esa zona por lo general es muy compleja.

⁹ El concepto de *COSTO COMPUTACIONAL* contrario a lo que se puede inferir, no tiene sus fundamentos en las capacidades y especificaciones técnicas asociados a los equipos de cómputo, sino a la complejidad del modelo matemático debido a la resolución de la discretización, conectividad de los nodos, forma de la malla, tipo de elementos finitos, etc. Entonces cuando se habla en este contexto que un modelo es más costoso se refiere a que se vuelve matemáticamente más complejo de resolver, independientemente de la computadora en el que se está trabajando.

Por otra parte, por lo que concierne a las zonas de no diseño, se nos pidió que no se redujera más allá de 25[mm] las circunferencias de las juntas. De ahí en fuera todo lo demás podía ser removido.

3.4.1. CASOS DE CARGA

Para este caso se plantearon 2 casos de carga relevantes:

- **EL PESO DEL USUARIO:** Una carga de 50[kg] (490.5[N]). Aplicada en el centro de la articulación Conexión L - Eslabón pélvico superior en dirección negativa del vector unitario $\hat{j}$.
- **EL USUARIO SUBE LAS ESCALERAS (FLEXIÓN):** Suponiendo ese instante en el que el usuario sube un escalón y se encuentra en apoyo monopodálico, una carga equivalente al peso de usuario de 100[kg] (981[N]) en dirección positiva del vector unitario $\hat{i}$.

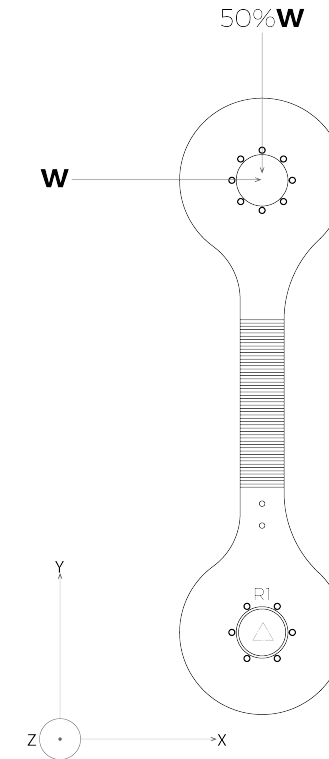


Figura 3.16 DCL Eslabón pélvico superior considerando sus dos casos de carga y sus restricciones donde R1 son nodos empotrados.

3.4.2. EVOLUCIÓN DE LA OPTIMIZACIÓN

Para identificar patrones topológicos se partió de una remoción mínima de material del 20% y una máxima del 80%. Se obtuvo lo siguiente (Figura 3.17).

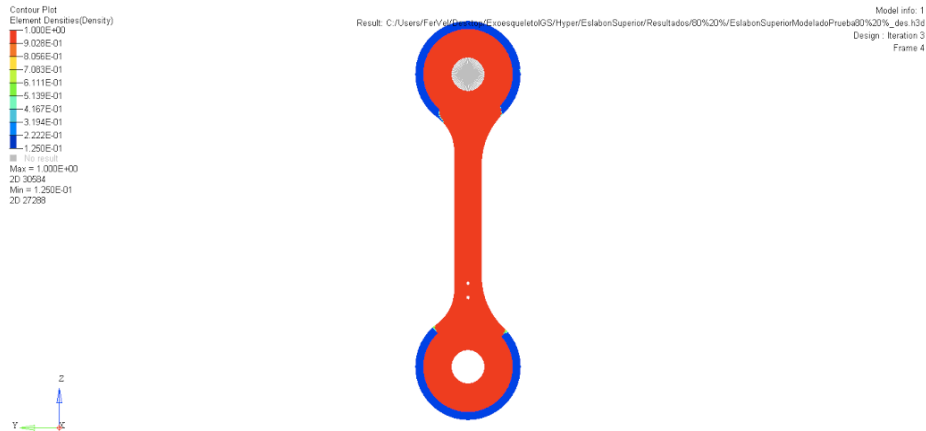


Figura 3.17 Optimización considerando un límite inferior de 20% y un límite superior del 80% de Fracción de masa original.

Posteriormente se estableció que mínimo debía haber un 50% de remoción de material y un máximo de 80% (Figura 3.18).

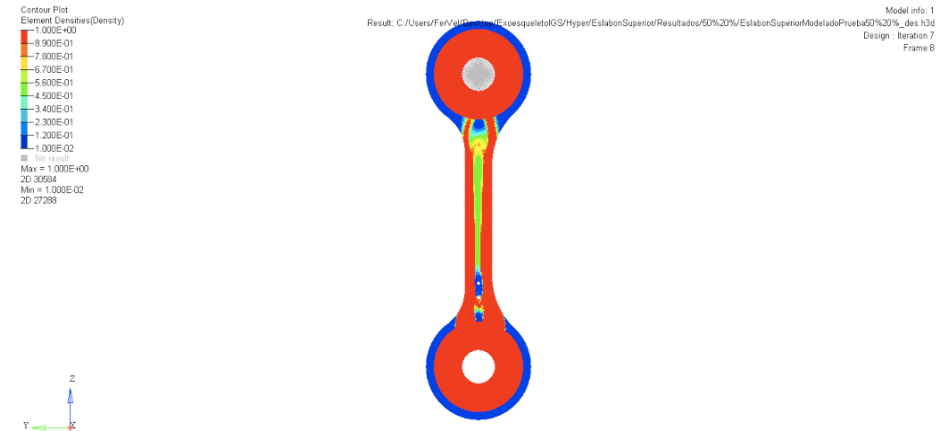


Figura 3.18 Optimización considerando un límite inferior de 20% y un límite superior del 50% de Fracción de masa original.

Con una remoción de material mínima del 85% y un máximo del 95% (Figura 3.19):

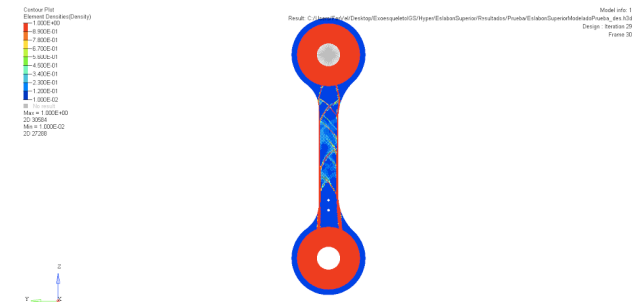


Figura 3.19 Optimización considerando un límite inferior de 5% y un límite superior del 15% de Fracción de masa original.

Con una remoción de material mínima del 90% y un máximo del 95% (Figura 3.20):

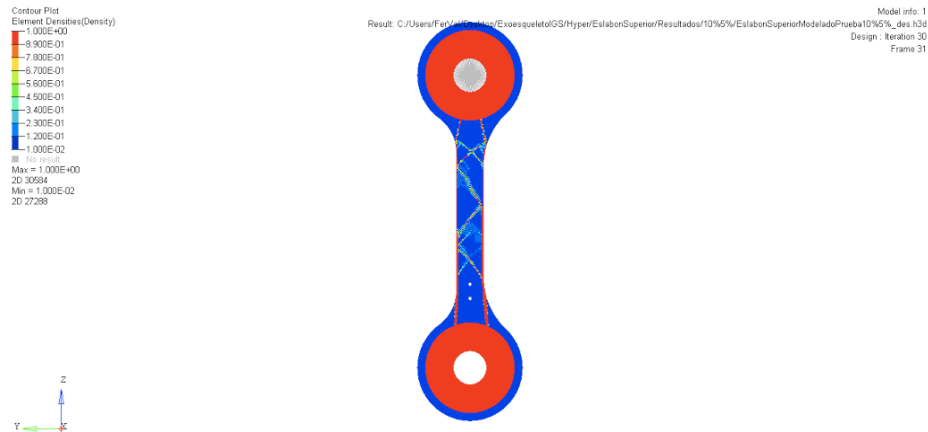


Figura 3.20 Optimización considerando un límite inferior de 5% y un límite superior del 10% de Fracción de masa original.

3.4.3. RESULTADO ÓPTIMO

A partir de la segunda iteración se observa una tendencia a que en la parte media se remueve una gran porción de material y dejando casi intactos los extremos, como si se tratara de una viga de perfil I. Dicho lo anterior se fijó que el resultado óptimo sería el mostrado en la Figura 3.18, donde claramente se observa este perfil I de viga. En los otros

casos, a pesar de que el espesor de este perfil es casi nulo, se tienen zonas intermedias de densidad de cien por ciento que podrían en su momento complicar el proceso de manufactura.

3.5. ESO ESLABÓN PÉLVICO INFERIOR

Finalmente, la última pieza que se sometió al proceso de optimización fue el eslabón encargado de auxiliar en el soporte del área de la pantorrilla de las piernas. El proceso de producción y consideraciones adicionales fueron los mismos que el caso del eslabón pélvico superior (Figura 3.21).



Figura 3.21 Eslabón pélvico inferior. Material: Aluminio 6061 T6.

3.5.1. CASOS DE CARGA

- **EL PESO DEL USUARIO:** Una de 50[kg] (490.5[N]). Aplicada en el centro de la articulación Eslabón pélvico superior - Eslabón pélvico inferior en dirección negativa de vector unitario $\hat{j}$.
- **EL USUARIO SE CAE (IMPACTO):** Una carga aplicada en el centro de articulación antes mencionado equivalente al peso del usuario de 100[kg] (981[N]) en dirección negativa de vector unitario $\hat{j}$.
- **EL USUARIO SUBE ESCALERAS (FLEXIÓN):** una carga equivalente al peso de usuario de 100[kg] (981[N]) en dirección negativa de vector unitario $\hat{i}$. Aunque si bien es cierto es una condición crítica que difícilmente se puede presentar salvo que el escalón no esté nivelado (puede ser el caso de una rampa) o que el usuario pierda el equilibrio durante este instante.

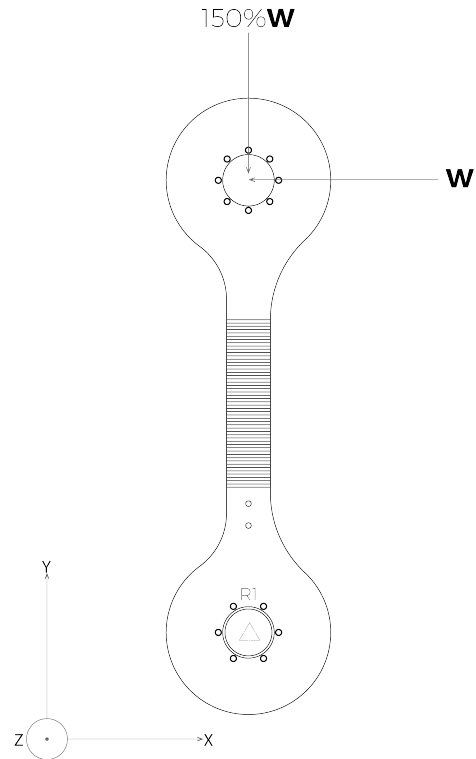


Figura 3.22 DCL Eslabón pélvico inferior considerando sus tres casos de carga y sus restricciones donde R1 son nodos empotrados.

3.5.2. EVOLUCIÓN DE LA OPTIMIZACIÓN

Partiendo de una remoción de material máxima del 90% sin límite mínimo (Figura 3.23).

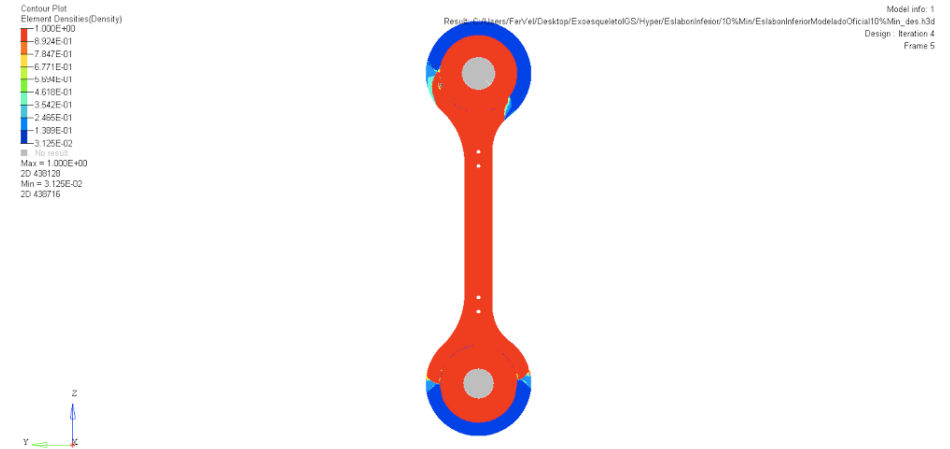


Figura 3.23 Optimización considerando solamente el límite inferior de 10% de Fracción de masa original.

Con una remoción de material mínima del 50% y un máximo del 80% (Figura 3.24):

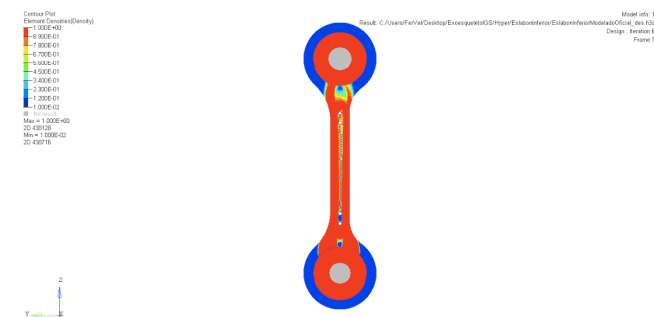


Figura 3.24 Optimización considerando un límite inferior de 50% y un límite superior del 20% de Fracción de masa original.

Con una remoción de material mínima del 80% y un máximo del 85% (Figura 3.25):

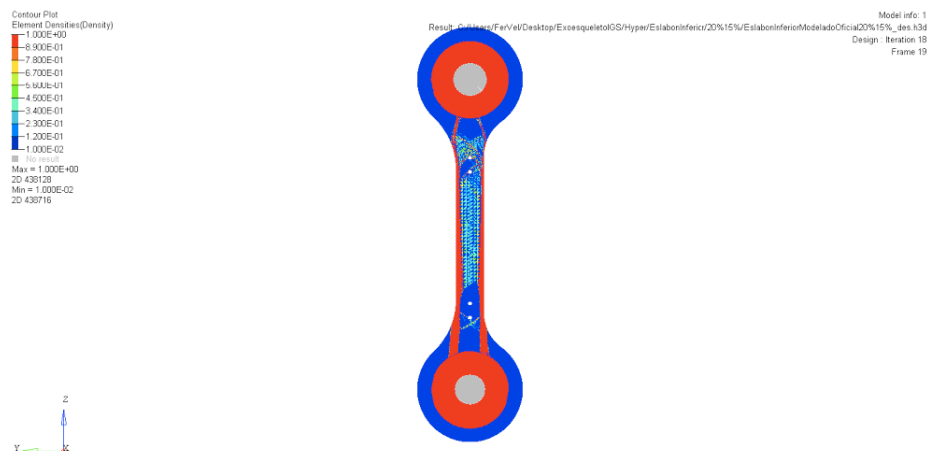


Figura 3.25 Optimización considerando un límite inferior de 15% y un límite superior del 20% de Fracción de masa original.

3.5.3. RESULTADO ÓPTIMO

Al ver que se estaba presentando un caso muy similar al anterior donde en ciertos porcentajes de la optimización se obtiene un perfil en I y en otros una estructura más

orgánica.¹⁰ Se decidió por correr una iteración en un punto intermedio para ver si el resultado obtenido podía ser considerado como el óptimo. De lo cual se obtuvo:

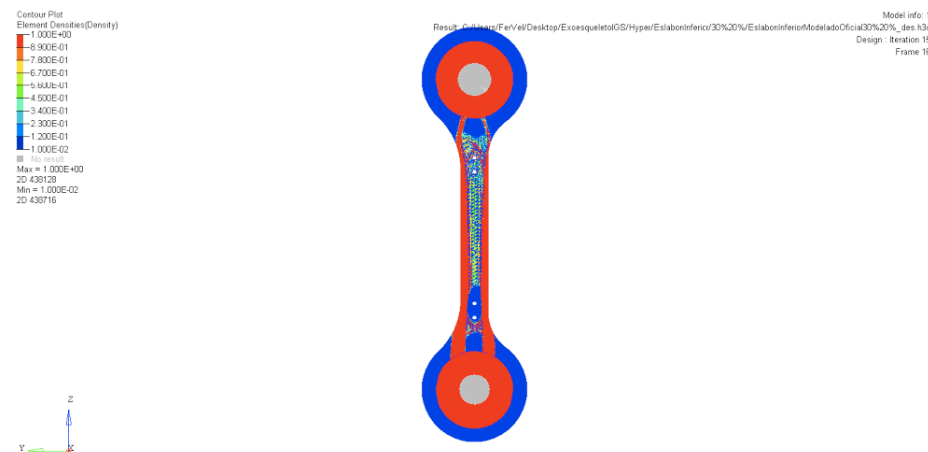


Figura 3.26 Resultado óptimo final, considerando un límite inferior del 30% y límite superior del 20% de Fracción de masa original.

En la figura anterior se aprecia que se tiene la versión de la viga en su estado más reducido, un punto antes de las estructuras orgánicas.

¹⁰ El *estilo orgánico*, es una corriente arquitectónica y de diseño industrial que incita a la armonía entre el hábitat y el ser humano. Se caracteriza principalmente por el uso de formas complejas muchas de ellas basadas en la naturaleza o en el caso de las estructuras, en procesos evolutivos.



4.1 ADECUACIONES DFM DE LOS RESULTADOS DE OPTIMIZACIÓN

Con base en los resultados de optimización mostrados en las Figuras 3.7, 3.14, 3.23 y 3.26 para el soporte lumbar, la conexión L, los eslabones pélvicos superior e inferior, respectivamente. Se realizó el modelado sólido de dichas piezas partiendo de sus respectivas superficies STL.

El modelado de las piezas se hizo considerando muchos de los principios de DFM (*Design for manufacturing*), de los cuales se destaca el uso de formas circulares en esquinas, dimensiones de las adecuaciones un tanto homogéneas para evitar muchos cambios de herramienta, cambios de sección suaves, etc.

4.1.1. SOPORTE LUMBAR

Una de las primeras consideraciones al momento de estar re-diseñando las piezas fue la de eliminar una porción de las zonas de no diseño consideradas para la optimización, nos referimos propiamente a la parte que considera el

soporte textil, quedando únicamente los dos círculos rojos de la Figura 3.7 como zonas de no diseño. Una inquietud inmediata lógicamente es si esta decisión es viable, porque es un hecho de que se está removiendo una cantidad de material y eso inherentemente tendrá consecuencias en el comportamiento mecánico de la pieza, y esto trae más riesgo porque si este tipo de consideraciones no se hacen con cuidado, precisamente por estar en un punto óptimo fácilmente se puede caer en un caso en que la pieza falle. Entonces, *¿Por qué si es posible esta remoción de material?*.

Si bien la decisión parece algo trivial, la justificación no lo es tanto; si se observa con detenimiento el resultado óptimo, poniendo especial atención a las zonas de no diseño (es decir, lo que está en un rojo muy bien definido). Observamos que éstas aparecen tal cual fueron definidas. *¿Por qué es esto importante?*. Porque es indicativo de que por lo menos no hubo una adición de material en ellas, *a priori* sabemos que para el diseño óptimo dichas zonas permanecieron intactas; no obstante, al ser zonas donde el método es incapaz de remover material a menos que se le diga lo contrario, existe la posibilidad de que dichas zonas

estén sobre-consideradas, por decirlo de alguna forma. Entonces bajo esta premisa es que de manera preliminar se remueve material sabiendo que muy probablemente haya exceso de material en esas partes. *¿Cómo se validará lo anterior?*. Con un análisis de elemento finito, para verificar que no se está llegando al límite de cedencia, del aluminio.

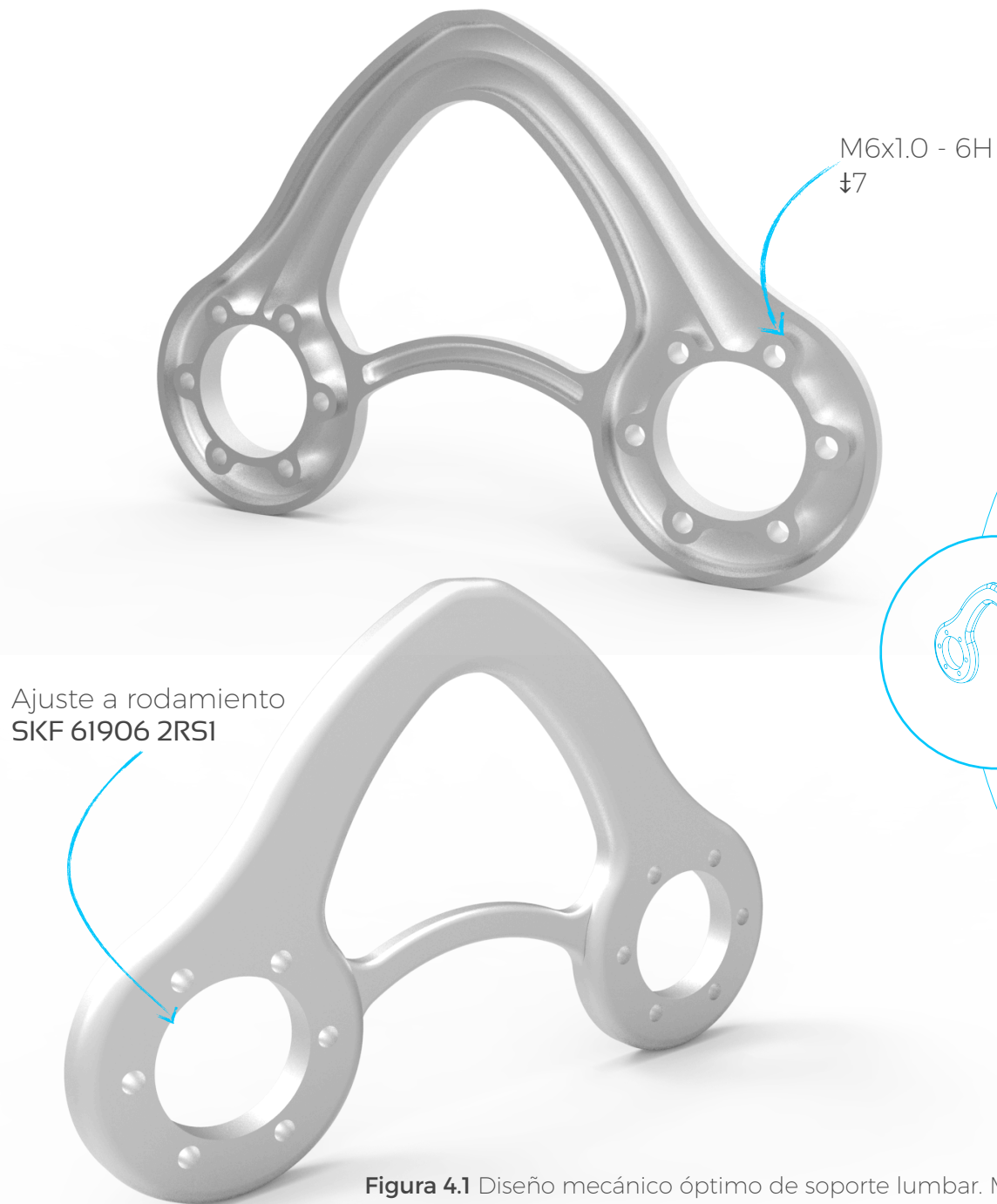
Con base en unos análisis preliminares que se hicieron (Ver Anexos, sección A5), se planteó la posibilidad de remover aún más material mediante un diseño *acostillado*, esto debido a que se observó que en el caso más crítico, cuando el usuario se recarga, el esfuerzo de Von Mises máximo presentado fue de 32.99[MPa] cuando el esfuerzo de cedencia del Aluminio 6061 T6 es de 276[MPa], en consecuencia se tiene que la primer versión optimizada de esta pieza tiene un factor de seguridad de 8.36 para el caso más crítico.

Estrictamente no hay un valor o una referencia precisa del valor numérico del factor de seguridad en el diseño de órtesis, pero al estar hablando de un resultado óptimo idealmente se trata de un valor de 1, lo cual en la práctica

implica otro tipo de complicaciones como el que el diseño puede fallar a una condición de operación no prevista con anterioridad.

Con base en lo anterior, se justifica el hecho de remover más material siempre y cuando no quede un diseño poco adaptable a otras condiciones de operación, lo siguiente es saber que tan justificable es desde el punto de vista de que efectivamente hay un ahorro significativo de material pero *¿es éste justificable con el costo de producción, el cual aumentará porque el número de operaciones de maquinado igual lo harán?*.

Este análisis ciertamente puede volverse o muy simple o muy complejo, así que para dejarlo en la forma más reducida se dirá que sí es justificable porque a pesar de que el tiempo de producción es mayor, se diseñará para que no haya cambio de herramientas u operaciones de maquinado para realizar el acostillado. Entonces con base en todo lo antes mencionado el nuevo diseño queda como se muestra en la Figura 4.1.



ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

MASA 175.13 gramos

DIMENSIONES 240x156 mm

VOLUMEN 64.60E3 mm³

FACTOR DE SEGURIDAD* 8.36

PORCENTAJE DE MATERIAL REMOVIDO** 85.15 %

* Considerando el valor de esfuerzo de VM más alto registrado en las condiciones críticas

** Con base en la masa original de la pieza de 2.6[kg]

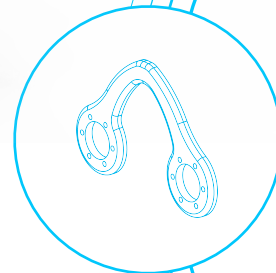


Figura 4.1 Diseño mecánico óptimo de soporte lumbar. Material: Aluminio 6061 T6

4.1.2 CONEXIÓN L

Sin lugar a dudas la adecuación DFM de esta pieza fue la más complicada, empezando desde el hecho de que desde el resultado de optimización (Figura 3.14) se obtuvo lo que se definió como una forma orgánica, lo cual hace que la manufactura no sea tan simple como en la pieza anterior. Por lo anterior se consideró mucho el uso de geometrías redondeadas y dimensiones lo más similares posibles para que sea un sólo cortador el que las manufacture sin necesidad de obligar al operador el estar añadiendo procesos adicionales de maquinado. Cabe señalar que para este primer prototipo el proceso de manufactura usado fue maquinado CNC debido a que se parte de los eslabones originales; no obstante para una producción posterior (y posiblemente en gran volumen) se consideran métodos avanzados como corte por chorro de agua, láser o manufactura aditiva de metales.

Otro aspecto relevante de esta pieza es la forma de unión entre la parte lumbar y la parte pélvica, ya que en el diseño original esto se satisface fácilmente con una operación de

doblado; Sin embargo, lo anterior puede dar pie a la falla de la pieza no sólo en las condiciones de operación sino en el mismo proceso de conformado si es que no se tienen muy bien los parámetros calculados del proceso de manufactura. Los mecanismos de unión planteados iban desde la soldadura hasta unión tipo bisagra, al final y por ser prácticos en el modelado sólido, se optó por esta última, donde el ajuste entre los agujeros y el perno es de tipo apriete de forma tal que no permita el movimiento relativo de los componentes, esto se fundamenta porque fue un requerimiento adicional el que la pieza no se moviera en forma abductiva, en otras palabras se entiende que en esa zona existe una condición de contacto donde la fricción tiene un valor de uno.

Finalmente, si se observa la Figura 3.14, se tiene una remoción casi completa de material en el área lumbar del componente mecánico, por lo que en esa zona se consideró de libre diseño, el cual se basó un poco en la topología de la zona pélvica. Dicho todo esto, el re-diseño de la conexión L quedó de la siguiente manera:

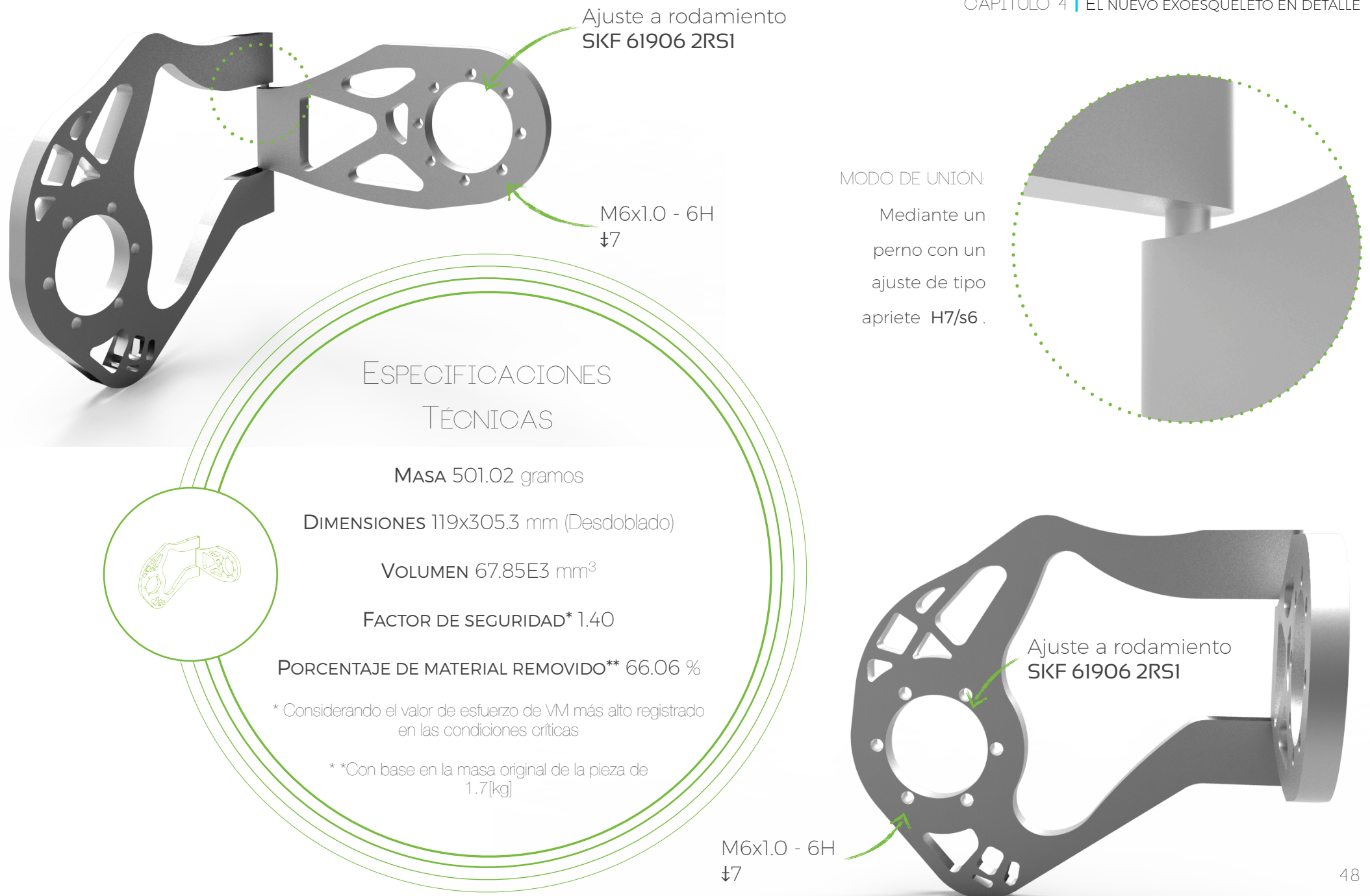


Figura 4.2 Diseño mecánico óptimo de la conexión L. Material: Aluminio 6061 T6

4.1.3 ESLABÓN PÉLVICO SUPERIOR

Partiendo de la topología presentada en el apartado 3.23 se hizo la adecuación DFM de esta pieza. Con antelación se dijo que la forma óptima ideal para no usar una estructura orgánica, era que se tenía que usar un perfil I.

Las consideraciones que más se tomaron en cuenta al momento de estar modelando la pieza era el uso de curvas para los huecos y el evitar los cambios bruscos de perfil, por lo que en la figura 4.3, se observa que la transición entre la parte sólida del eslabón y el alma del mismo se encuentra suavizada por una curva, con esto no sólo se evitan concentraciones de esfuerzo sino también, se facilita la manufactura ya que la generación del perfil se da de manera paulatina y no es necesario el cambio de herramienta durante este proceso.

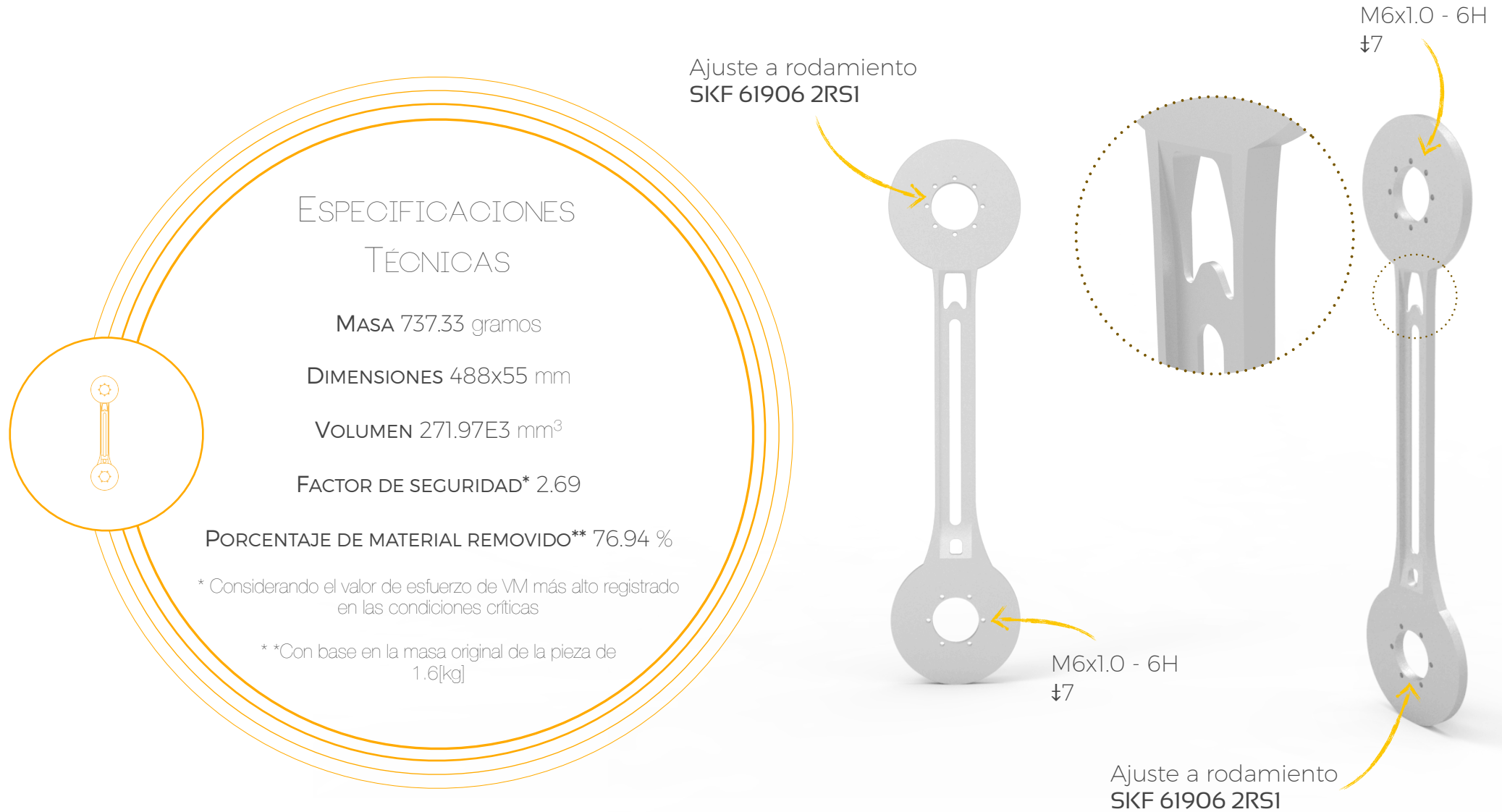
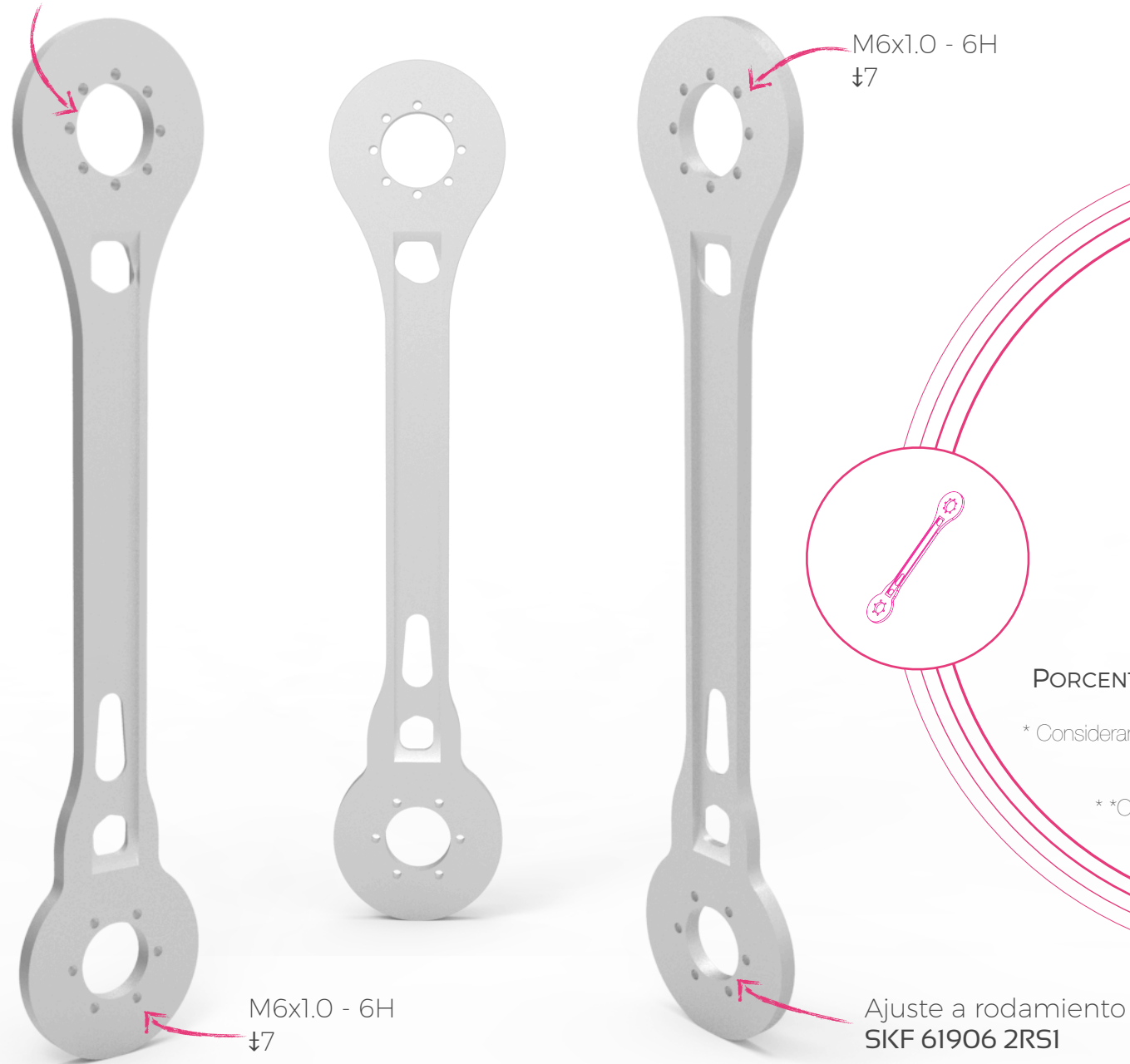


Figura 4.3 Diseño mecánico óptimo del eslabón pélvico superior. Material: Aluminio 6061 T6

4.1.4 ESLABÓN PÉLVICO INFERIOR

En la figura 4.4 se presenta el diseño final de este elemento mecánico, las consideraciones tomadas para su modelado fueron las mismas que el caso anterior.

Ajuste a rodamiento
SKF 61906 2RS1



ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

MASA 598.24 gramos

DIMENSIONES 282x55 mm

VOLUMEN 220.67E3 mm³

FACTOR DE SEGURIDAD* 5.77

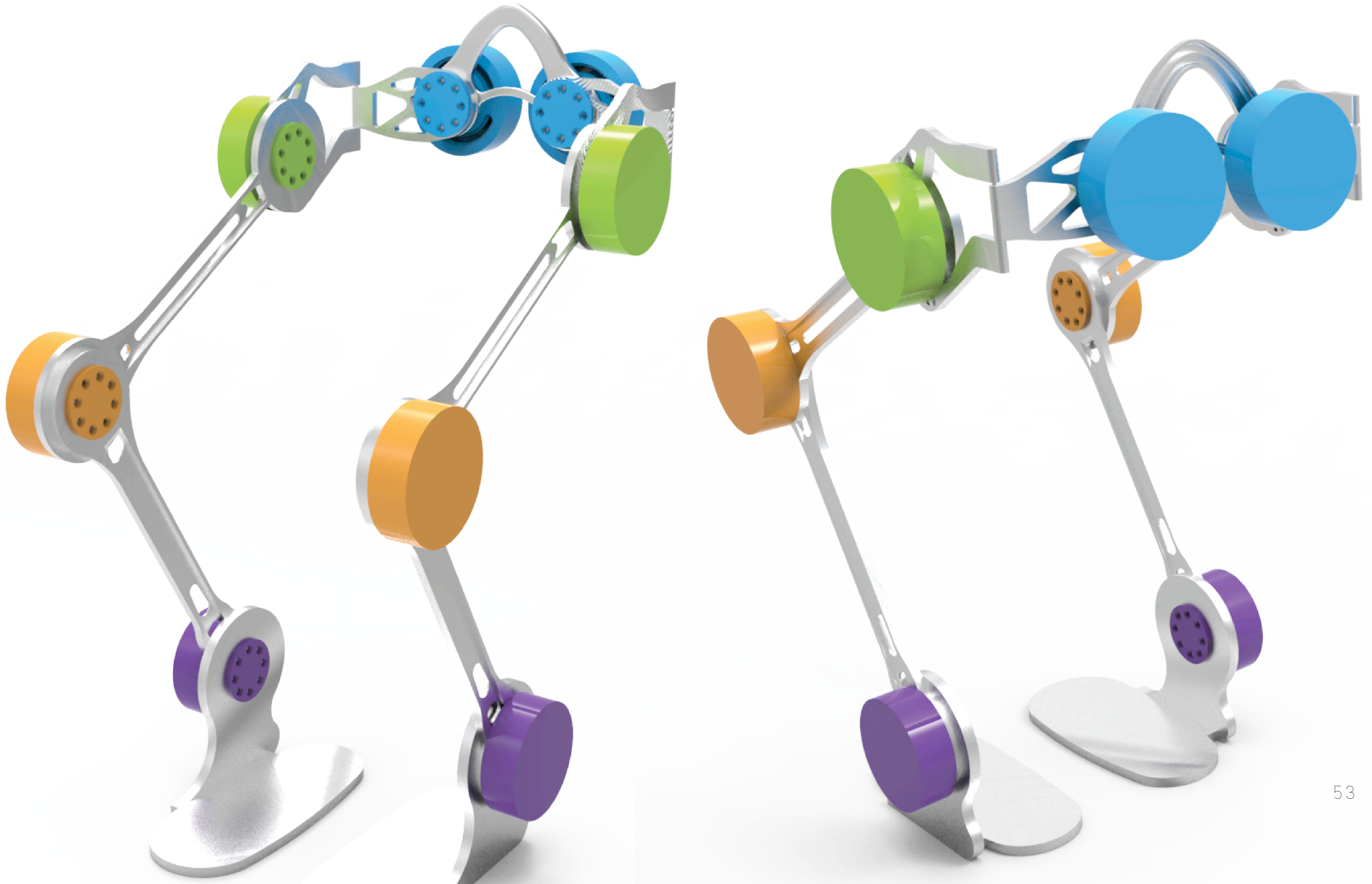
PORCENTAJE DE MATERIAL REMOVIDO** 73.25 %

* Considerando el valor de esfuerzo de VM más alto registrado en las condiciones críticas

** Con base en la masa original de la pieza de 1.6[kg]

Figura 4.4 Diseño mecánico óptimo del eslabón pélvico inferior. Material: Aluminio 6061 T6

Figura 4.5 Versión optimizada del exoesqueleto. Diseño Final



4.2 VALIDACIÓN DEL DISEÑO EN SUS CONDICIONES DE OPERACIÓN

Ciertamente se sabe que la topología obtenida en el [capítulo 3](#) para cada caso, satisface ampliamente sus condiciones de operación; Sin embargo, como ya se ha platicado en el presente trabajo, el proceso de adecuar una topología a un modelo sólido producible implica una desviación en mayor o menor grado del comportamiento óptimo de la pieza, por este motivo resulta evidente verificar mediante un análisis por elementos finitos, que los nuevos diseños de igual forma sigan cumpliendo con sus condiciones de operación y de no ser así, plantear un proceso de re-ingeniería.

4.2.1. ANÁLISIS SOPORTE LUMBAR

Para el análisis del soporte lumbar, nuevamente se consideraron los tres casos de carga descritos es el [apartado 3.2.1](#). Los tres análisis completos se encuentran en la [sección A1](#) de los anexos.

El desplazamiento máximo registrado es de 0.16[mm] y éste se da cuando el usuario sufre una caída. Este desplazamiento se da en uno de los extremos del soporte lumbar (ver [A1.3](#)). Fuera de este caso, los desplazamientos presentados en la pieza, bajo las condiciones de operación son prácticamente cero.

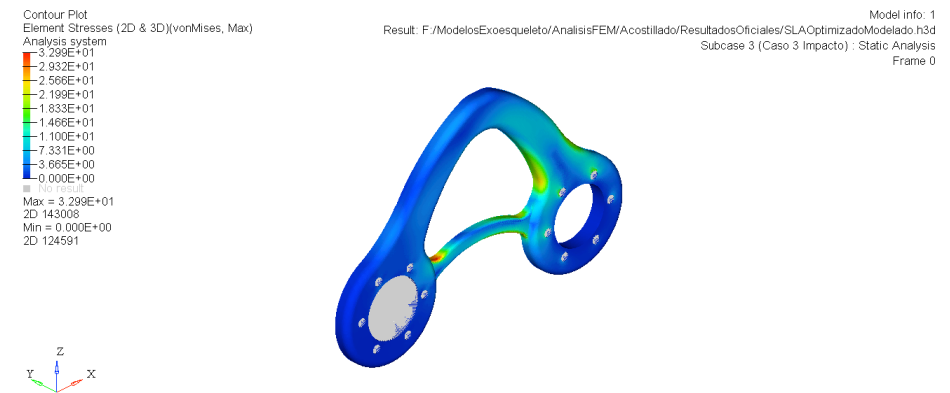


Figura 4.6 Estado de esfuerzos del soporte lumbar cuando el usuario sufre una caída, las zonas en rojo es donde se presenta un esfuerzo eficaz de Von Mises de 32.99[MPa], (Ver en detalle: [A1.6](#)).

Para el caso de carga que considera el puro peso de usuario, se tiene el valor más alto de esfuerzo de Von Mises, localizado en un concentrador. Su valor es de 46.94[MPa]; Sin embargo, no es la condición más crítica puesto que

sólo se da en un nodo de la estructura y no en toda una región de la misma. Se habla de la condición más crítica, cuando se está en el caso de carga número tres, el de impacto nuevamente, donde se registra un máximo de Von Mises de prácticamente 33[MPa] (Figura 4.6) debido a que se presenta flexión en uno de los lados del soporte. En otro caso, donde se presenta flexión pero con efectos de menor magnitud es cuando el usuario se levanta de un asiento (cambio de posición *sedente* a *ortostática*).

Debido a que ninguno de los valores de esfuerzo de Von Mises registrados en cualquiera de los tres casos de carga es mayor al valor de Esfuerzo de cedencia del material, se puede validar la funcionalidad del diseño, adicionalmente. Para esta pieza, el factor de seguridad es de 8.36, considerando el valor de 33[MPa] y no el del concentrador.

4.2.2. ANÁLISIS CONEXIÓN L

Considerando las condiciones de operación descritas en el [apartado 3.3.1](#) fue que se hizo el análisis de esta pieza. Para

revisar las simulaciones, éstas se encuentran en la [sección A2](#) de los anexos.

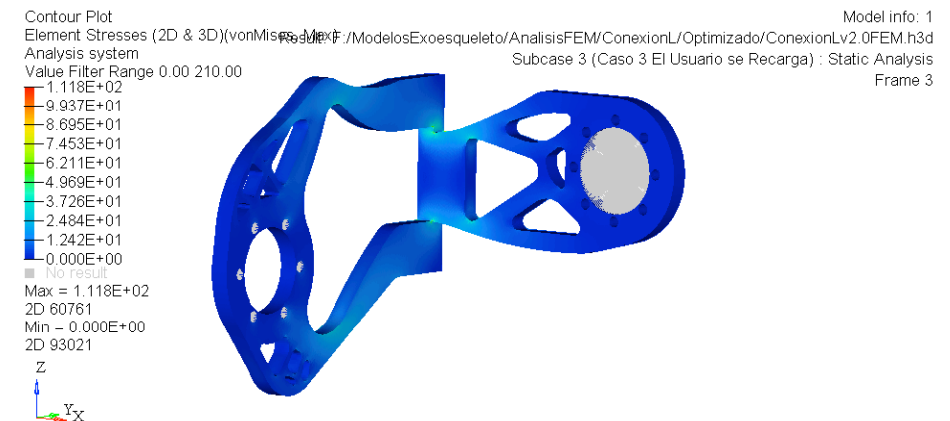


Figura 4.7 Estado de esfuerzos de la conexión L cuando el usuario sufre una caída, provocando que el peso sólo sea transmitido por uno de los lados del exoesqueleto, (Ver en detalle: [A2.5](#)).

Como resultados relevantes se tiene que el caso más crítico para esta pieza sufre una caída, esencialmente se trata de un caso de impacto (Figura 4.7), en este escenario se presenta un desplazamiento de la zona lumbar de la pieza de 1.33[mm], siendo más específicos, en el extremo derecho donde se da la junta Soporte lumbar - Conexión L (si se trata de la conexión L del lado izquierdo visto desde

un plano frontal vista anterior), así mismo en este caso se presenta un esfuerzo máximo de VM en la unión del perno de 198[MPa], y el rango de esfuerzo más presentado va de 44[MPa] a 132[MPa].

Dado que los valores de esfuerzo de VM en la condición más crítica son menores al esfuerzo de cedencia del aluminio (276[MPa]), se concluye la validez del diseño en las condiciones de operación establecidas. Esta pieza tiene un factor de seguridad de 1.40, por lo que si se plantea la posibilidad de re-diseñarla lo mejor sería optar por una configuración que ayude a maximizar su rigidez en a cargas flexionantes, se recomienda la implementación de un acostillado.

4.2.3. ANÁLISIS ESLABÓN PÉLVICO SUPERIOR

Como era de esperarse, el caso de carga más crítico considerado para el diseño de la pieza es cuando el usuario está subiendo las escaleras, en aquel instante donde se encuentra apoyado sobre un sólo pie. En este caso, el desplazamiento máximo presentado es por flexión del

eslabón con un valor de 1,65[mm], y éste se localiza en la junta Eslabón pélvico superior - Conexión L. En este caso existe una concentración de esfuerzo de VM en una de las curvas de los huecos de la zona media del eslabón, cuyo valor es de 102.4[MPa], por otra parte los esfuerzos de compresión - tracción debidos a la flexión que se tiene en esta condición van de los 34.12[MPa] a los 68.24[MPa].

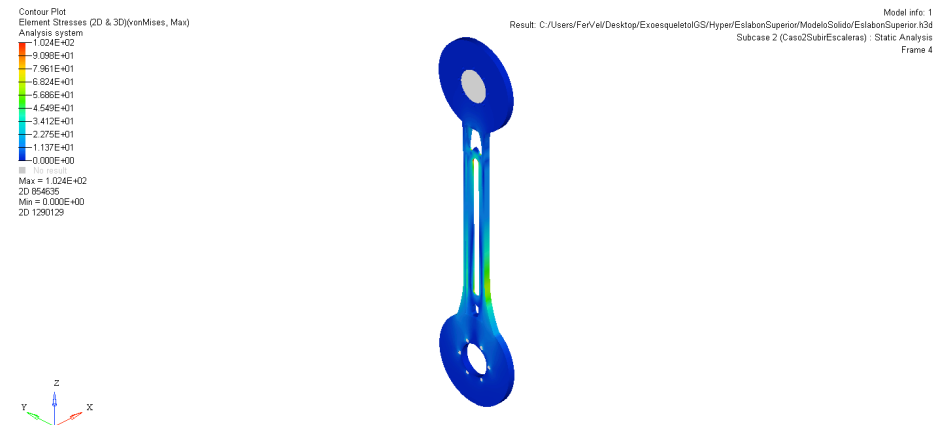


Figura 4.8 Estado de esfuerzos del eslabón pélvico superior cuando el usuario sube las escaleras. (Ver en detalle: [A3.6](#)).

Dicho lo anterior, se concluye que el diseño del eslabón pélvico superior es óptimo para la condiciones de operación, puesto que ningún valor del esfuerzo de Von

Mises, aún para la condición más crítica, excede el esfuerzo de cedencia. El factor de seguridad de esta pieza, es de 2.69; como es apreciable aún puede reducirse tal valor, no obstante, no se recomienda por optimización estructural ya que se daría el caso de obtener una estructura orgánica; entonces para facilitar la manufactura, se propone un proceso de optimización del espesor del perfil I de viga en relación con las dimensiones de la pieza, quizá el uso de algún algoritmo genético o programación lineal.

4.2.4. ANÁLISIS ESLABÓN PÉLVICO INFERIOR

En el caso del EPI, se consideraron tres casos de carga, los análisis correspondientes pueden vistos en el [apartado A4](#) de la sección de Anexos.

De igual forma que a pieza anterior, se tiene que el caso de operación más crítico para esta pieza es cuando el usuario sube las escaleras de forma tal que se produce una flexión, el desplazamiento máximo se presenta en este caso con un valor de 1.47[mm]. Mientras que el esfuerzo de VM

máximo se presenta en la región inferior del perfil I de viga (Véase [A4](#)), con una magnitud de 47.76[MPa].

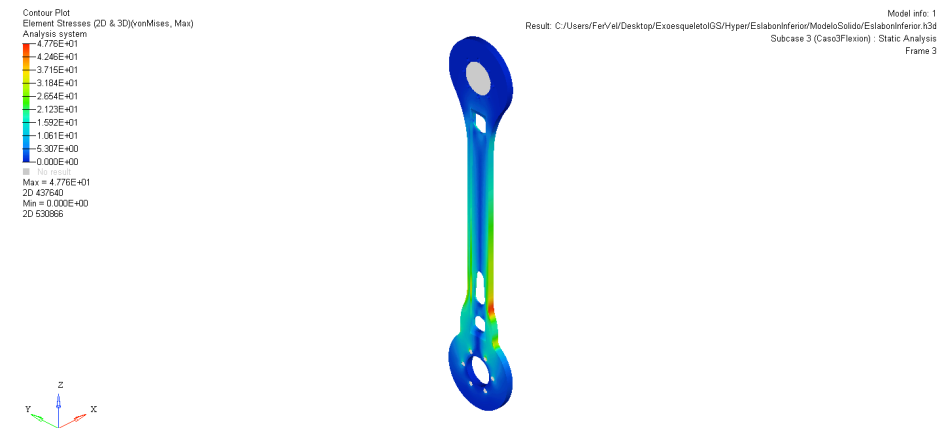
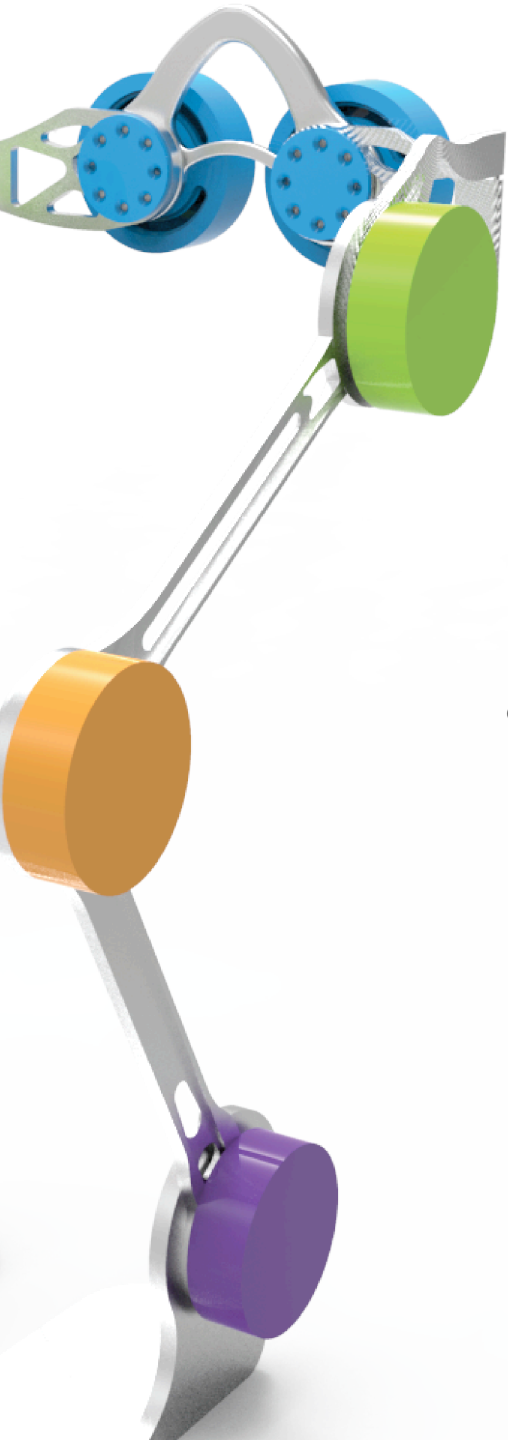


Figura 4.9 Estado de esfuerzos del eslabón pélvico inferior cuando el usuario sube las escaleras. (Ver en detalle: [A4.8](#)).

En cualquier otro caso, los desplazamientos son prácticamente cero y los esfuerzos de compresión debido a estos no son de magnitud relevante en comparación a la condición crítica, entonces, de igual forma se valida la funcionalidad de la pieza a las condiciones de operación descritas. Se tiene un factor de seguridad de 5.77 que se puede reducir, por cualquier otra técnica de diseño y

configuración diferente a la optimización para evitar complicaciones en la manufactura.



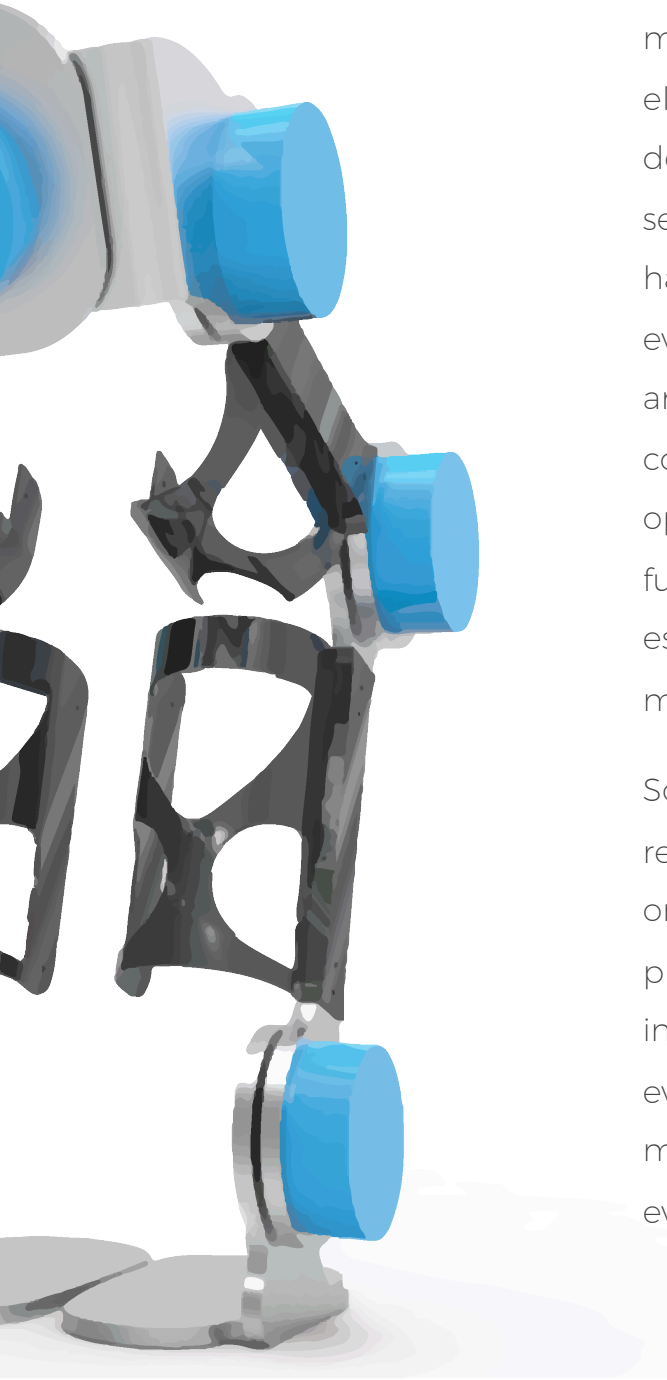


Los aprendizajes obtenidos del presente, así como las áreas de trabajo futuro, son muy bastos. Hablando propiamente del método de optimización estructural, se puede ver la eficacia del método desde distintos enfoques, uno de ellos es que permite hacer un proceso de re-ingeniería sin necesidad de desechar el trabajo previamente realizado. Por otra parte, permite darnos cuenta de qué tanto estamos sobre-diseñando o sub-diseñando un componente mecánico, aunado esto va el ahorro que se consigue en el peso si lo que se quiere optimizar es su masa. No obstante, como todo método de diseño tiene sus fortalezas y debilidades, y desafortunadamente las restricciones más importantes que tiene este método no son propias de él. Aunque se ha avanzado de manera significativa en las técnicas y procesos de manufactura en los últimos años, esto no ha sido lo suficiente para llegar a la manufactura de piezas complejas en gran escala con propiedades mecánicas que soporten solicitaciones mecánicas importantes, en este punto pudiera cuestionarse *¿Y qué pasa con el caso de la fundición o la inyección de plásticos?*.



Si bien es cierto que las formas que se pueden generar mediante estas técnicas pueden ser tan complejas como el diseñador lo desee; sin embargo esto tiene dos desventajas significativas, la primera es el factor costo que se ve en aumento drásticamente y el otro y por lo cual se ha dicho que las técnicas de producción aún no han evolucionado lo suficiente, es que si nos ponemos a analizar, efectivamente si son formas complicadas pero con propiedades no tan buenas para condiciones de operación importantes o extremas, salvo en caso de fundición que por medio de alguna aleación se redima este defecto pero esto a la vez limita en la selección de los materiales del producto.

Sobre esta misma línea, en el trabajo se habló en repetidas ocasiones de las denominadas estructuras orgánicas y las complicaciones que conllevan en costo y producción. En este punto es importante decir que inherentemente el método de optimización estructural evolutiva va a tender a este tipo de estructuras por lo mismo de su fundamento teórico el cual se basa en reglas evolutivas.



Se insiste que esta característica no es mala, al contrario, así es como diseña la naturaleza, solo que como ya se ha mencionado los avances que se tienen procesos de manufactura no han llegado al punto de ser complejos y relativamente baratos, en otras palabras se tiene un resultado “óptimo” en cuanto a funcionalidad pero costoso de producir, entonces, *¿Qué se puede hacer para realmente tener un resultado “óptimo” considerando una producción a bajo costo?*, pues aquí es donde entra el criterio del diseñador porque será él quien a través de iteraciones vaya delimitando los parámetros del proceso.

Hablando propiamente de lo obtenido, si se hace una comparación de la estructura original con la optimizada, se obtuvo una reducción del 62.71% en el peso, en otras palabras, *el nuevo diseño del exoesqueleto, estructuralmente tiene una masa de poco más de una tercera parte que su predecesor*. Inherentemente con esta reducción en la cantidad de material, el estado de esfuerzos de los componentes optimizados generalmente se ve incrementado en sus valores con respecto al diseño original (Ver anexos). No obstante, dicho incremento no debe de ser un factor

alarmante puesto que hay que recordar que el elemento mecánico se encuentra en unas condiciones de operación adecuadas que a su vez son admisibles para el material.

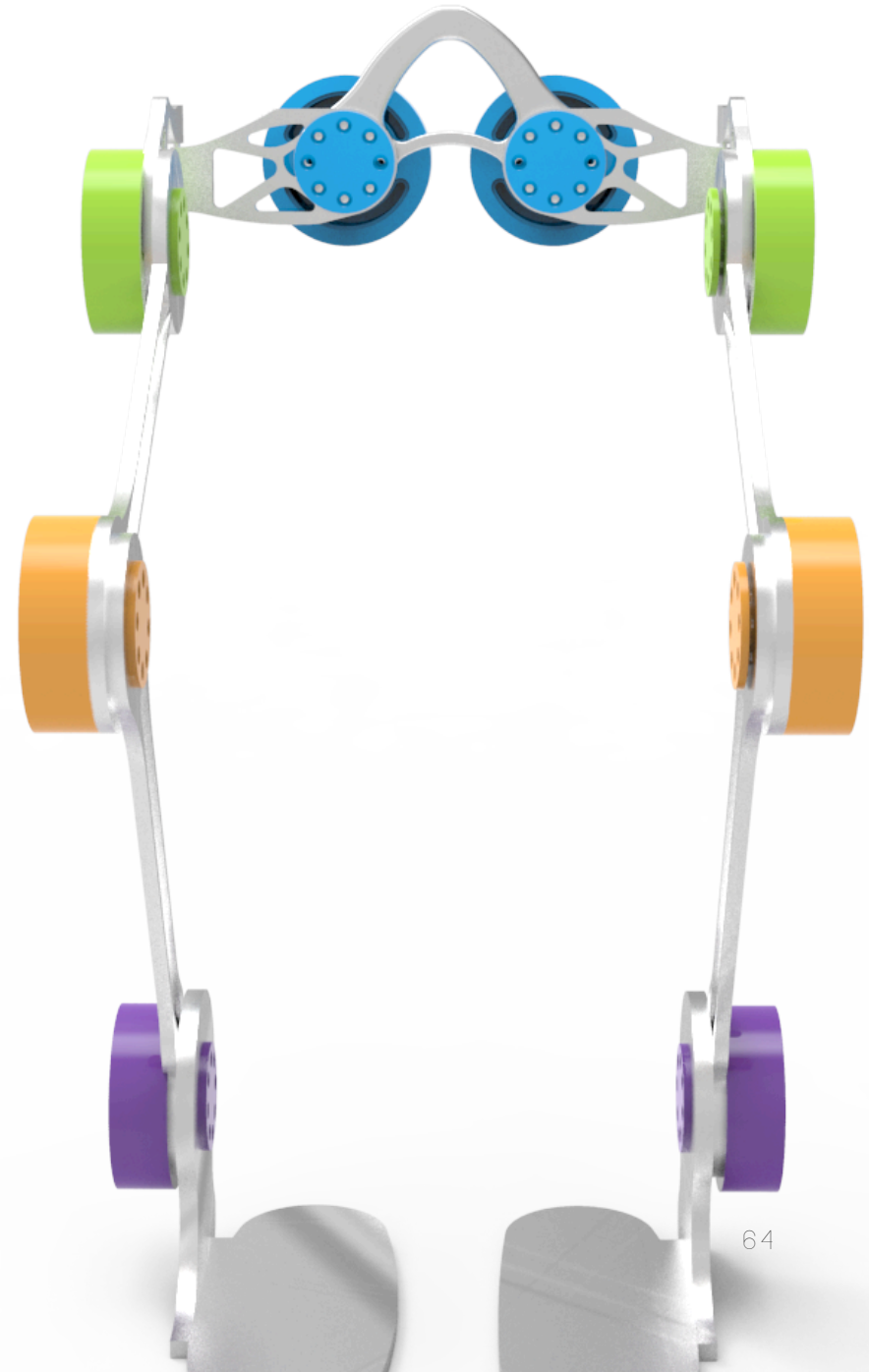
Quizá es en este punto donde se debe plantear la pregunta. *¿Es viable económicamente el diseño optimizado?*. A ciencia cierta no existe un dato preciso en la literatura que nos indique bajo que condiciones un resultado de optimización estructural puede ser considerado como rentable en contraste con su nuevo costo de producción; sin embargo resulta prácticamente intuitivo pensar en que un ahorro de poco más del 60% en material se traduce en un resultado viable, como lo es en este caso.

Dicho lo anterior, el trabajo futuro que yo veo más enriquecedor para este proyecto es el empezar una nueva versión del exoesqueleto, partiendo de lo presentado en esta tesis e integrarlo principalmente con la parte ergonómica y estética de la órtesis. Partiendo del hecho de que la optimización estructural evolutiva no satisface íntegramente todos los requerimientos del proyecto, además si somos muy ambiciosos, se pudiera abrir una

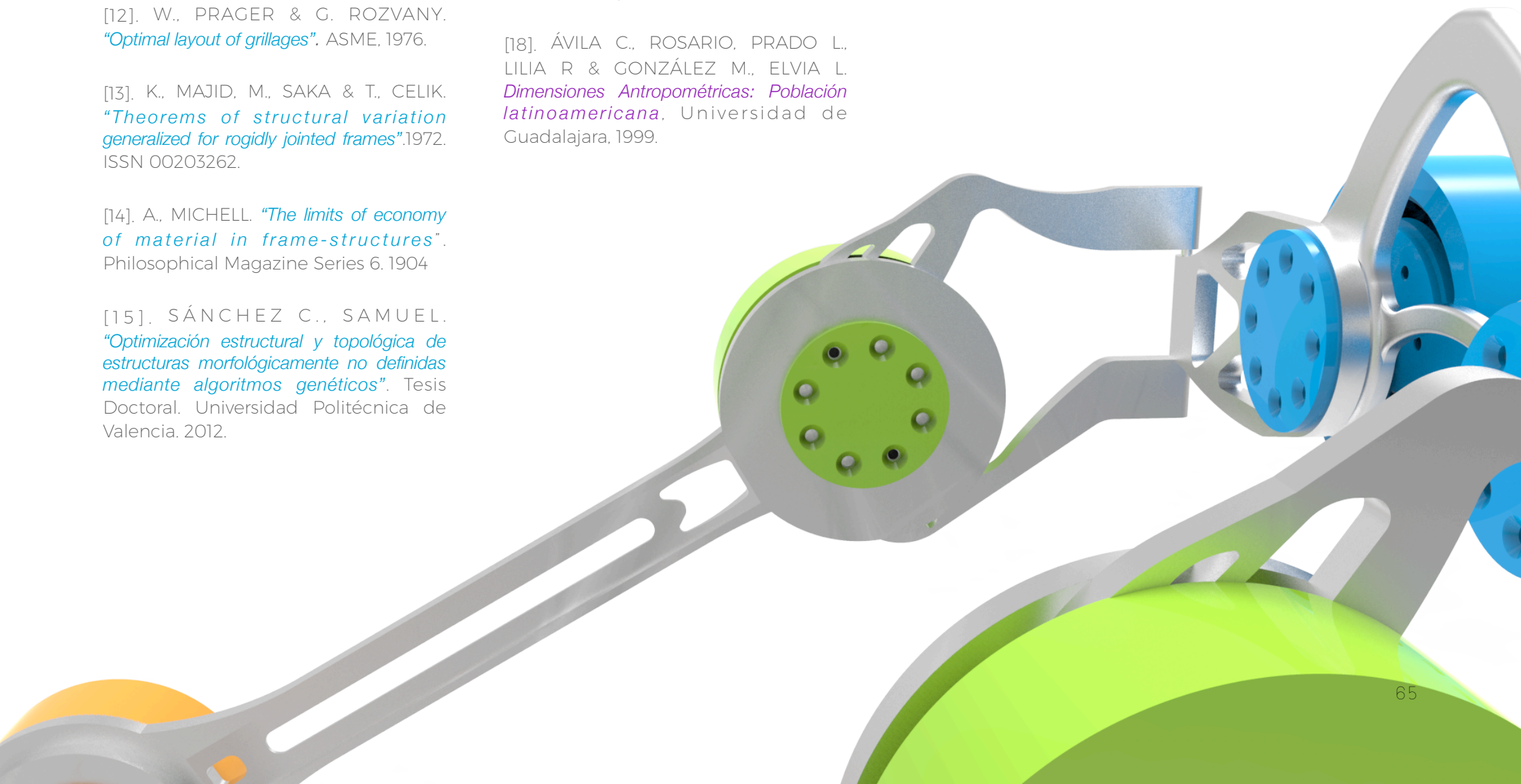
línea de investigación enfocada al desarrollo de Algoritmos Genéticos aplicados al Diseño del Producto, donde se explore la forma de acoplar el factor ergonómico [20], el estético, producción, ensamble, manufactura, etc.

REFERENCIAS

- [1]. CYBERDYNE (2012). *"Cyberdyne official web page"*. URL. http://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb_medical.html (Rev. últ. vez, 11 Marzo, 2015)
- [2]. EKSIO BIONICS (2008). *"Ekso Bionics official web page"*. URL. <http://intl.eksobionics.com/> (Rev. últ. vez, 11 Marzo, 2015)
- [3]. ANÓNIMO (2012). *"Egresados del IPN desarrollan exosqueleto de apoyo a la marcha"*. Periódico Crónica, URL. <http://www.cronica.com.mx/notas/2012/705556.html> (Rev. últ. vez, 20 Abril, 2015)
- [4]. TECNOLÓGICO DE MONTERREY (2013). *"TecBionics"* Instituto Tecnológico de Estudios Superiores Monterrey, URL. <http://www.itesm.mx/wps/wcm/connect/itesm/tecnologico+de+monterrey/investigacion/celulas+de+incubacion+de+base+tecnologica/por+campus/monterrey/tecbionics> (Rev. últ. vez, 01 Mayo, 2015)
- [5]. LÓPEZ O., FERNANDO. *"Optimización Estructural Evolutiva: Desarrollo de una Aplicación de Cómputo para el Diseño óptimo de Elementos bajo esfuerzo plano"*. Tesis de Licenciatura, Facultad de Ingeniería UNAM. 2011.
- [6]. LUNA J., MARTÍN M. & RODRÍGUEZ L., CARLOS A. *"Diseño Mecánico de un Exosqueleto de cadera y rodilla"*. Tesis de Licenciatura, Facultad de Ingeniería UNAM. 2015.
- [7]. REYES H., MARCO A. *"Apuntes de Elementos de Mecánica del Medio Continuo"*, Facultad de Ingeniería UNAM. 2009.
- [8]. VELÁZQUEZ V., FERNANDO. *"Apuntes de Análisis por Elementos Finitos"*, Facultad de Ingeniería UNAM, 2015.
- [9]. Y. M., XIE & G. P., STEVEN. *"Evolutionary Structural Optimization"*. Victoria University of Technology. Editorial Springer, Australia. 2006.
- [10]. Y., SHI & R., EBERHART. *"A modified particle swarm optimizer"*. IEEE World Congress on Computational Intelligence. Evolutionary Computation Proceedings, 1998. pp. 69 - 73.



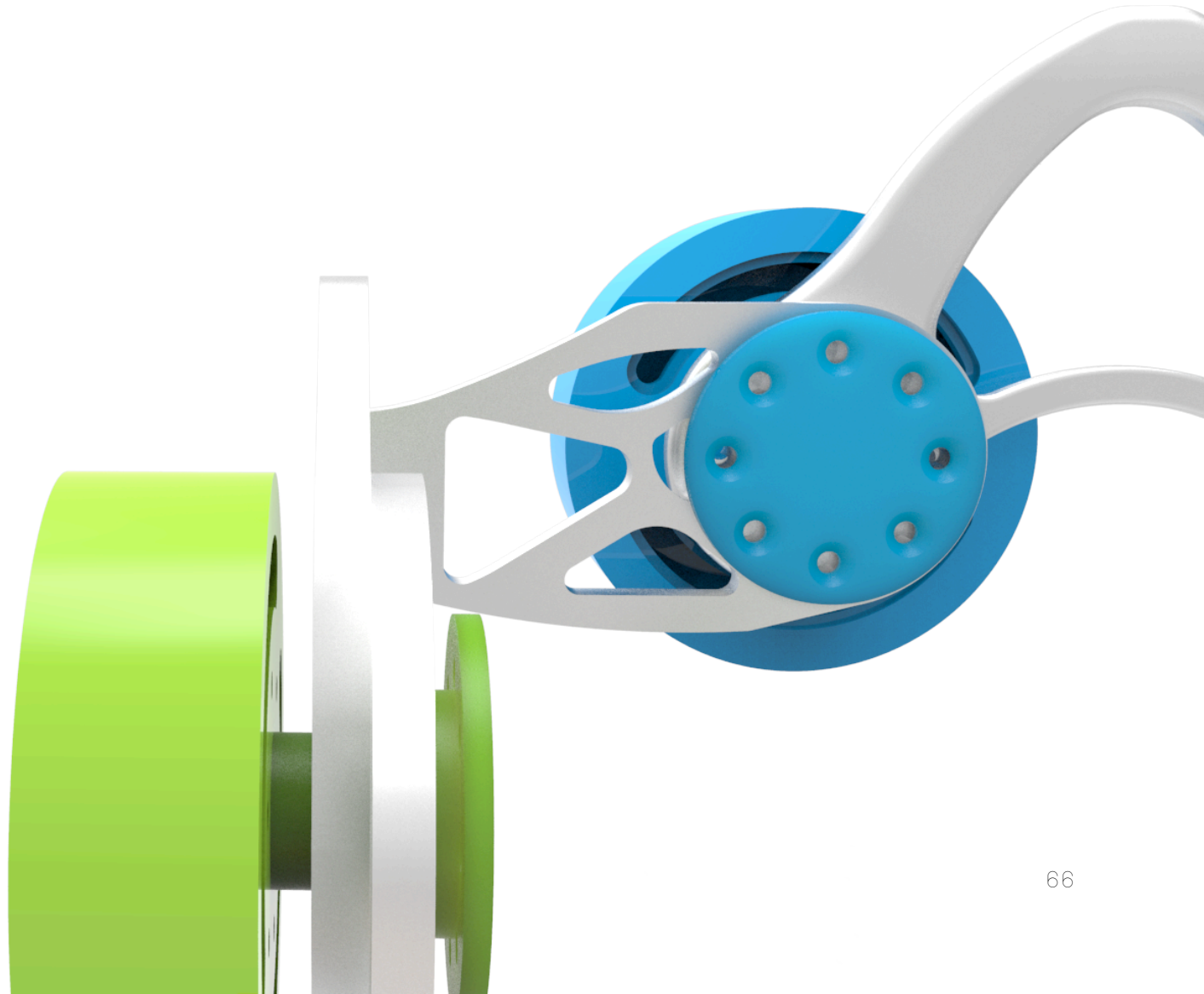
- [11]. W., PRAGER & G., ROZVANY. *"Optimization of structural geometry"*. Proceedings of University of Florida international symposium, Gainesville. 1977. pp. 265 - 294.
- [12]. W., PRAGER & G., ROZVANY. *"Optimal layout of grillages"*. ASME, 1976.
- [13]. K., MAJID, M., SAKA & T., CELIK. *"Theorems of structural variation generalized for rigidly jointed frames"*. 1972. ISSN 00203262.
- [14]. A., MICHELL. *"The limits of economy of material in frame-structures"*. Philosophical Magazine Series 6. 1904
- [15]. SÁNCHEZ C., SAMUEL. *"Optimización estructural y topológica de estructuras morfológicamente no definidas mediante algoritmos genéticos"*. Tesis Doctoral. Universidad Politécnica de Valencia. 2012.
- [16]. NARVÁEZ P., M. *"Órtesis activa de miembro inferior"*. Tesis Licenciatura. Facultad de Ingeniería UNAM. 2011.
- [17]. INEGI. *"Las personas con discapacidad en México, una visión al 2010"*. Investigación. INEGI. 2013.
- [18]. ÁVILA C., ROSARIO, PRADO L., LILIA R & GONZÁLEZ M., ELVIA L. *Dimensiones Antropométricas: Población latinoamericana*. Universidad de Guadalajara, 1999.



[19]. UVa. *Tema 2: Diseño del producto*. Universidad de Valladolid, apuntes de clase Ingeniería de Diseño.

[20]. TROIANO L. & COSIMO B. "*Genetic algorithms supporting generative design of user interfaces: Examples*". Information Sciences vol. 259. 2014.

[21]. VANEGAS U., LIBARDO. "*Conceptos básicos sobre diseño de máquinas*". Universidad Tecnológica de Pereira. 2010.

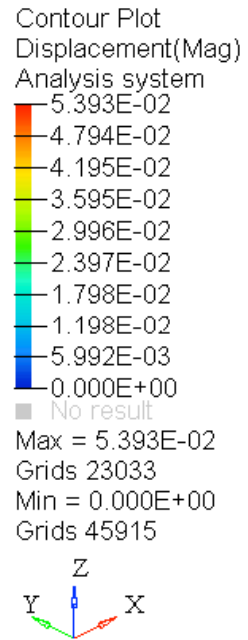




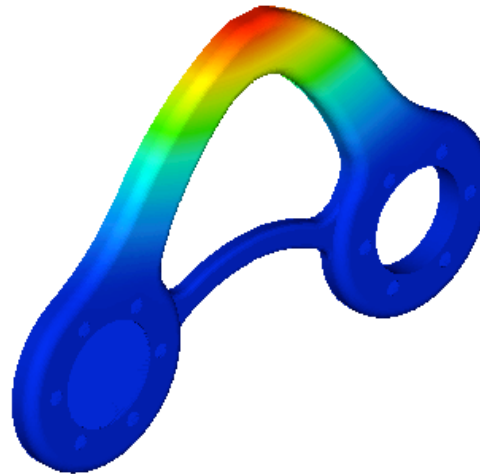
A1

ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO SOPORTE LUMBAR

A1.1 DESPLAZAMIENTO - CASO 1: EL USUARIO SE RECARGA

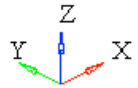


Model info: 1
Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/Acostillado/ResultadosOficiales/SLAOptimizadoModelado.h3d
Subcase 1 (Caso 1 Usuario Recargado) : Static Analysis
Frame 0

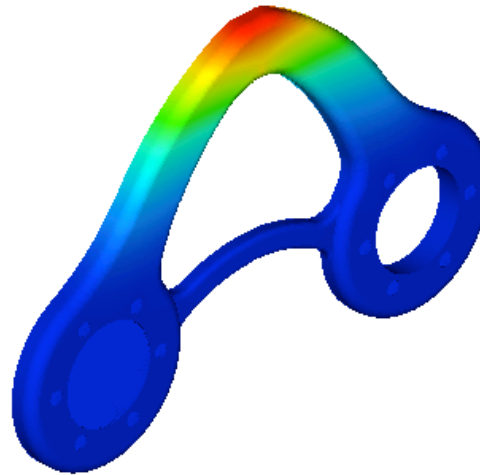


A1.2 DESPLAZAMIENTO - CASO 2: PESO DEL USUARIO

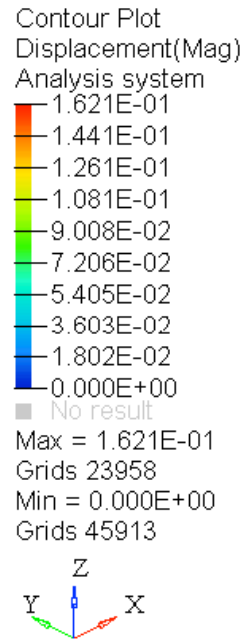
Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system
9.993E-03
8.882E-03
7.772E-03
6.662E-03
5.552E-03
4.441E-03
3.331E-03
2.221E-03
1.110E-03
0.000E+00
No result
Max = 9.993E-03
Grids 35224
Min = 0.000E+00
Grids 45915



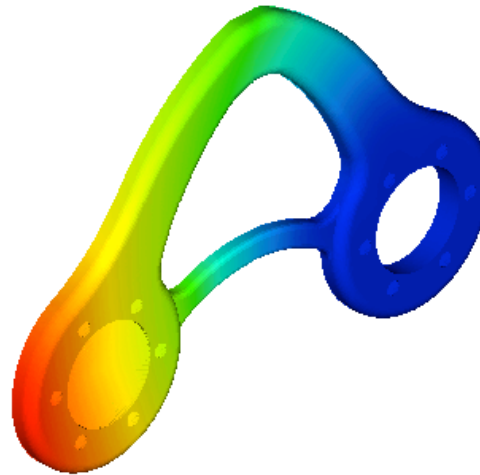
Model info: 1
Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/Acostillado/ResultadosOficiales/SLAOptimizadoModelado.h3d
Subcase 2 (Caso 2 Peso del Usuario) : Static Analysis
Frame 0



A1.3 DESPLAZAMIENTO - CASO 3: EL USUARIO SUFRE UNA CAÍDA (IMPACTO)



Model info: 1
Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/Acostillado/ResultadosOficiales/SLAOptimizadoModelado.h3d
Subcase 3 (Caso 3 Impacto) : Static Analysis
Frame 1



A1.4 ESFUERZO - CASO 1: EL USUARIO SE RECARGA ISOMÉTRICO FRONTAL

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)
Analysis system

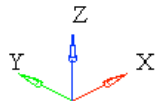
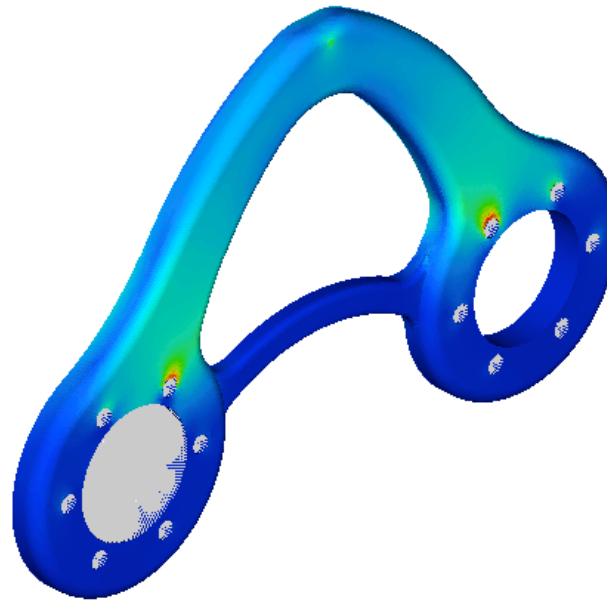
1.659E+01
1.475E+01
1.290E+01
1.106E+01
9.217E+00
7.374E+00
5.530E+00
3.687E+00
1.843E+00
0.000E+00

■ No result
Max = 1.659E+01
2D 98561
Min = 0.000E+00
2D 122502

Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/Acostillado/ResultadosOficiales/SLAOptimizadoModelado.h3d

Subcase 1 (Caso 1 Usuario Recargado) : Static Analysis

Frame 0



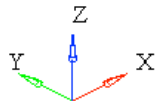
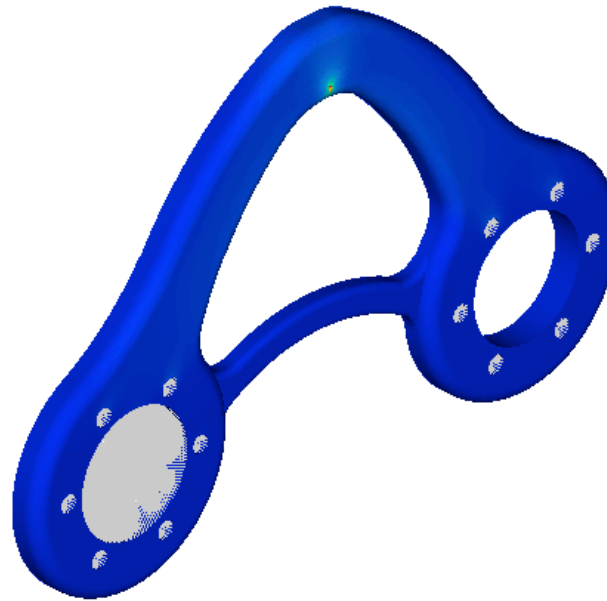
A1.5 ESFUERZO - CASO 2: PESO DEL USUARIO. ISOMÉTRICO FRONTAL

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)
Analysis system

4.694E+01
4.173E+01
3.651E+01
3.130E+01
2.608E+01
2.086E+01
1.565E+01
1.043E+01
5.216E+00
0.000E+00

■ No result
Max = 4.694E+01
2D 92965
Min = 0.000E+00
2D 122502

Model info: 1
Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/Acostillado/ResultadosOficiales/SLAOptimizadoModelado.h3d
Subcase 2 (Caso 2 Peso del Usuario) : Static Analysis
Frame 0



A1.6 ESFUERZO - CASO 3: EL USUARIO SUFRE UNA CAÍDA. ISOMÉTRICO FRONTAL

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)
Analysis system

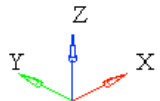
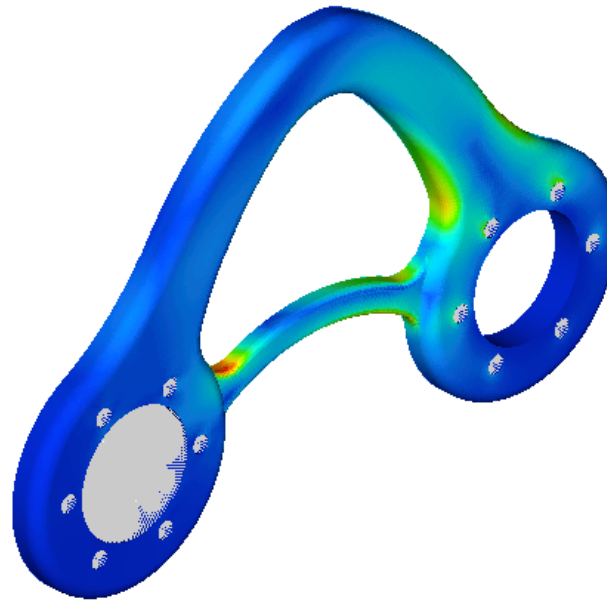
3.299E+01
2.932E+01
2.566E+01
2.199E+01
1.833E+01
1.466E+01
1.100E+01
7.331E+00
3.665E+00
0.000E+00

■ No result
Max = 3.299E+01
2D 143008
Min = 0.000E+00
2D 124591

Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/Acostillado/ResultadosOficiales/SLAOptimizadoModelado.h3d

Subcase 3 (Caso 3 Impacto) : Static Analysis

Frame 0



A1.7 ESFUERZO - CASO 1: EL USUARIO SE RECARGA. ISOMÉTRICO TRASERA

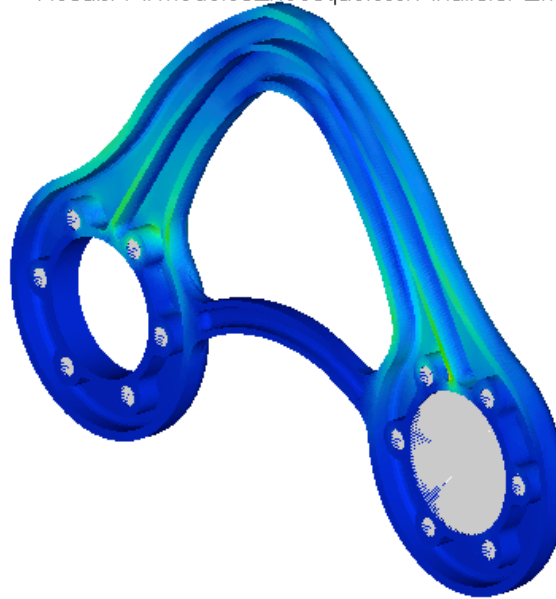
Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)
Analysis system

1.659E+01
1.475E+01
1.290E+01
1.106E+01
9.217E+00
7.374E+00
5.530E+00
3.687E+00
1.843E+00
0.000E+00
No result

Max = 1.659E+01
2D 98561
Min = 0.000E+00
2D 122502
Z



Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/Acostillado/ResultadosOficiales/SLAOptimizadoModelado.h3d
Subcase 1 (Caso 1 Usuario Recargado) : Static Analysis
Frame 1



A1.8 ESFUERZO - CASO 3: EL USUARIO SUFRE UNA CAÍDA. ISOMÉTRICO TRASERA

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)

Analysis system

3.299E+01
2.932E+01
2.566E+01
2.199E+01
1.833E+01
1.466E+01
1.100E+01
7.331E+00
3.665E+00
0.000E+00

■ No result

Max = 3.299E+01

2D 143008

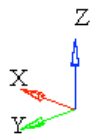
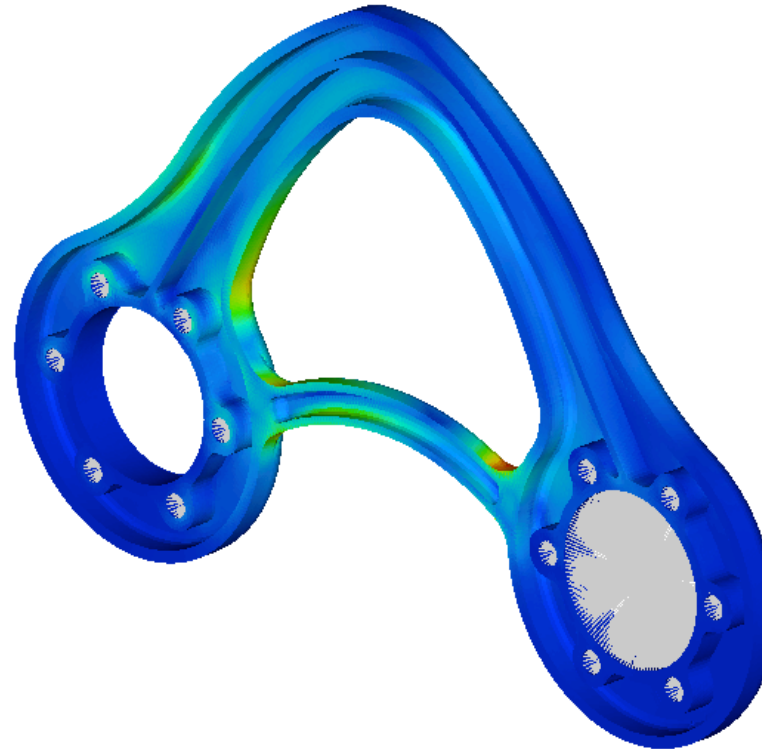
Min = 0.000E+00

2D 124591

Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/Acostillado/ResultadosOficiales/SLAOptimizadoModelado.h3d

Subcase 3 (Caso 3 Impacto) : Static Analysis

Frame 0



A2

ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO

CONEXIÓN L

A2.1 DESPLAZAMIENTO - CASO 1: PESO DEL USUARIO

Contour Plot
Displacement(Mag)

Analysis system

6.664E-01
5.923E-01
5.183E-01
4.442E-01
3.702E-01
2.962E-01
2.221E-01
1.481E-01
7.404E-02
0.000E+00

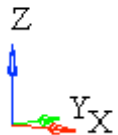
■ No result

Max = 6.664E-01

Grids 149135

Min = 0.000E+00

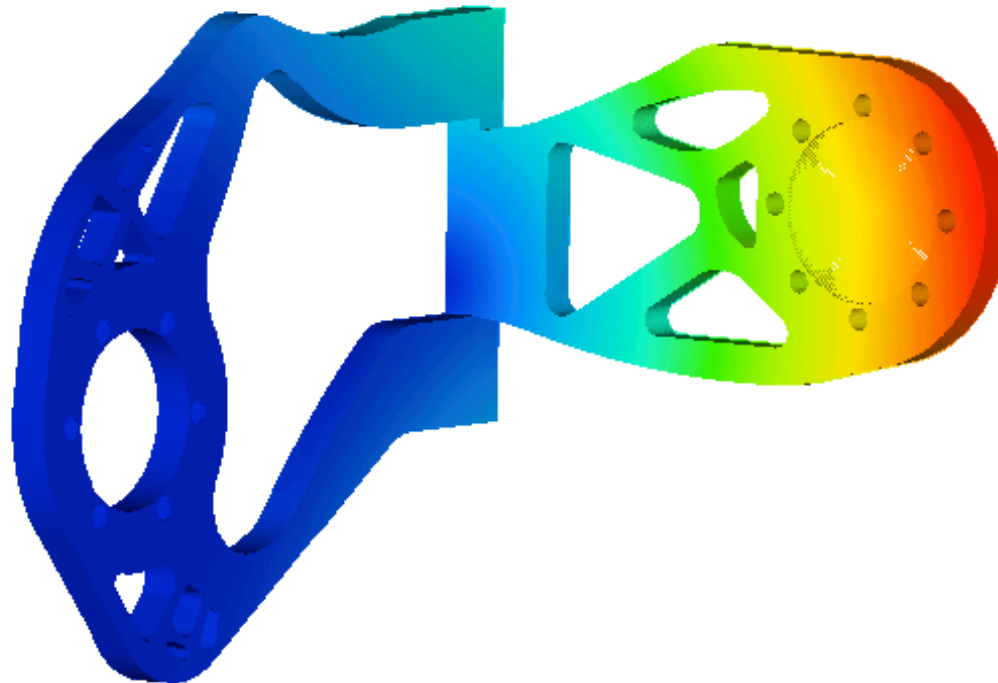
Grids 117892



Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/ConexionL/Optimizado/ConexionLv2.0FEM.h3d

Subcase 1 (Caso 1 Peso del Usuario) : Static Analysis

Frame 3

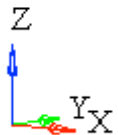


A2.2 DESPLAZAMIENTO - CASO 2: EL USUARIO SUFRE UNA CAÍDA

Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system

1.333E+00
1.185E+00
1.037E+00
8.885E-01
7.404E-01
5.923E-01
4.442E-01
2.962E-01
1.481E-01
0.000E+00
■ No result

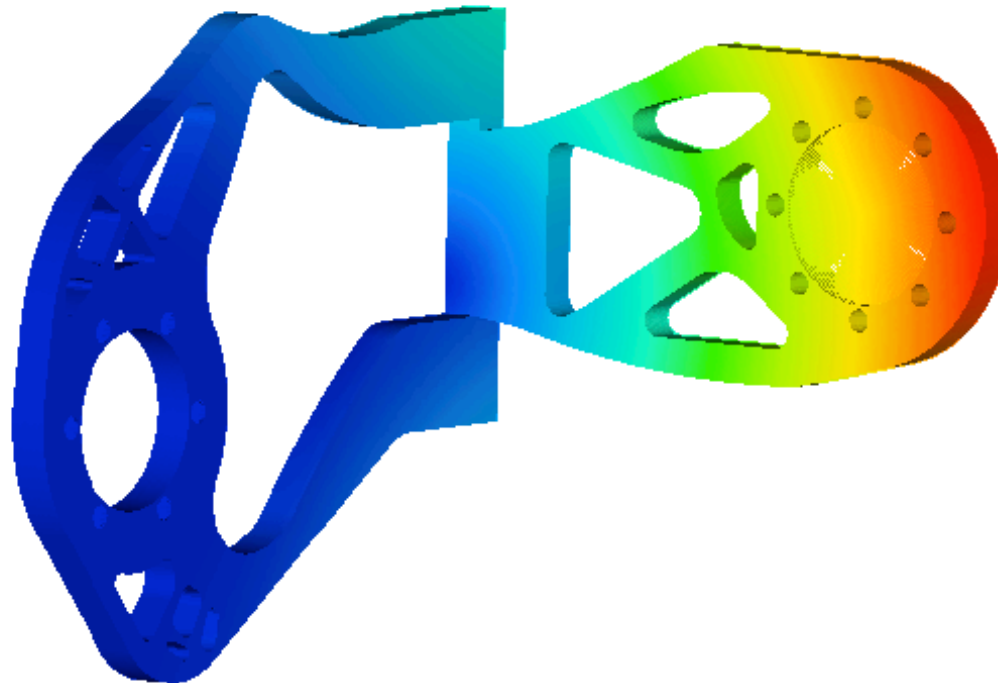
Max = 1.333E+00
Grids 149135
Min = 0.000E+00
Grids 117892



Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/ConexionL/Optimizado/ConexionLv2.0FEM.h3d

Subcase 2 (Caso 2 Impacto) : Static Analysis

Frame 3

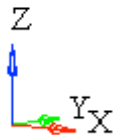


A2.3 DESPLAZAMIENTO - CASO 3: EL USUARIO SE RECARGA

Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system

8.857E-01
7.873E-01
6.889E-01
5.905E-01
4.921E-01
3.937E-01
2.952E-01
1.968E-01
9.842E-02
0.000E+00
No result

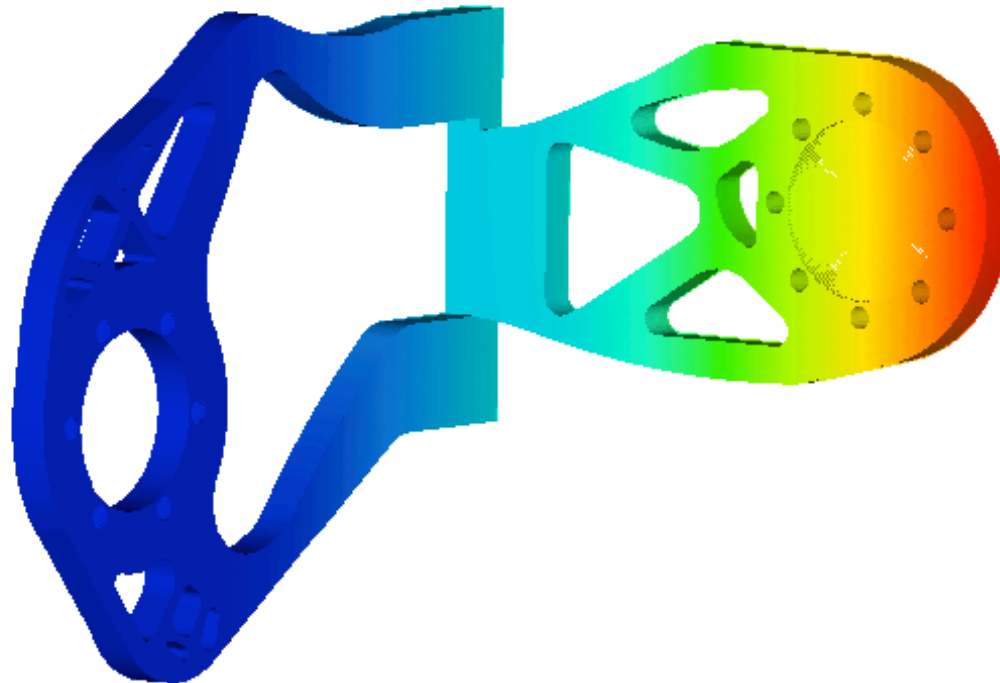
Max = 8.857E-01
Grids 137643
Min = 0.000E+00
Grids 163853



Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/ConexionL/Optimizado/ConexionLv2.0FEM.h3d

Subcase 3 (Caso 3 El Usuario se Recarga) : Static Analysis

Frame 3



A2.4 ESFUERZO - CASO 1: PESO DEL USUARIO

Contour Plot

Element Stresses (2D & 3D)(vonMises-Max)

Analysis system

Value Filter Range 0.00 210.00

1.674E+02
1.488E+02
1.302E+02
1.116E+02
9.300E+01
7.440E+01
5.580E+01
3.720E+01
1.860E+01
0.000E+00

■ No result

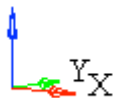
Max = 1.674E+02

2D 14608

Min = 0.000E+00

2D 93021

Z

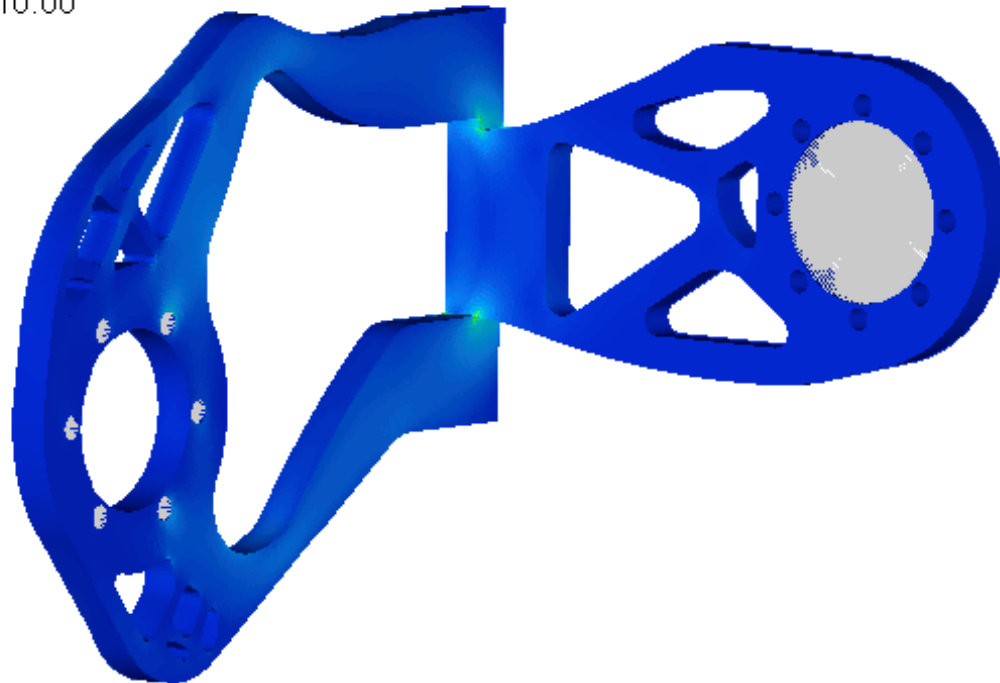


Model info: 1

Result F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/ConexionL/Optimizado/ConexionLv2.0FEM.h3d

Subcase 1 (Caso 1 Peso del Usuario) : Static Analysis

Frame 3



A2.5 ESFUERZO - CASO 2: EL USUARIO SUFRE UNA CAÍDA

Contour Plot

Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Mpx, Mpy, Mxz, Myz, Fx, Fy, Fz)

Analysis system

Value Filter Range 0.00 210.00

1.980E+02
1.760E+02
1.540E+02
1.320E+02
1.100E+02
8.801E+01
6.601E+01
4.400E+01
2.200E+01
0.000E+00

■ No result

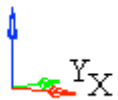
Max = 1.980E+02

2D 60760

Min = 0.000E+00

2D 93021

Z

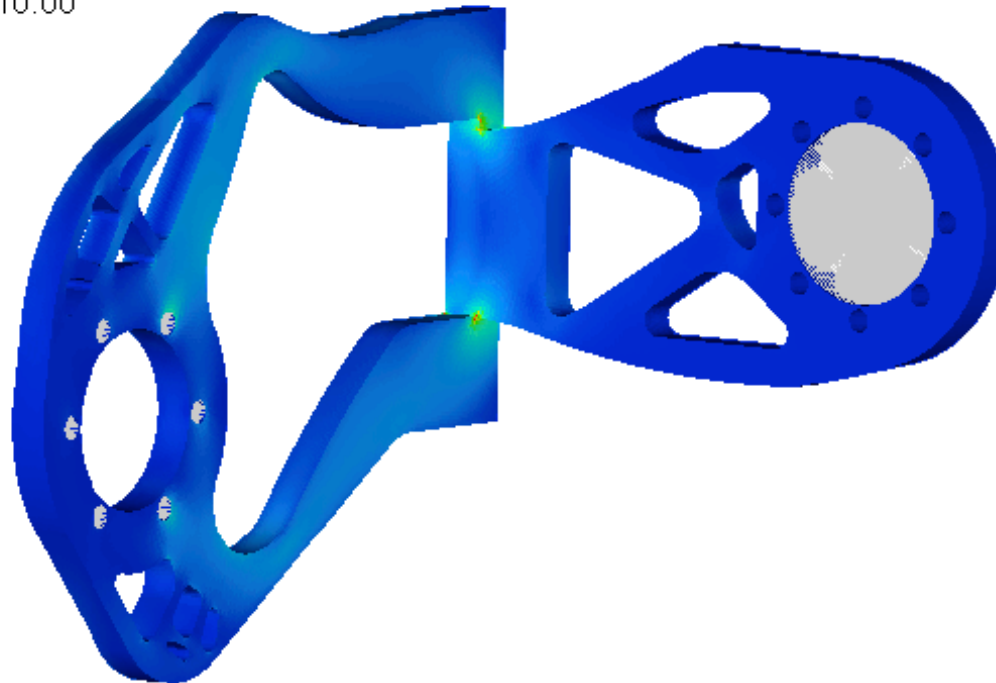


Model info: 1

Result: F:\ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/ConexionL/Optimizado/ConexionLv2.0FEM.h3d

Subcase 2 (Caso 2 Impacto) : Static Analysis

Frame 3



A2.6 ESFUERZO - CASO 3: EL USUARIO SE RECARGA

Contour Plot

Element Stresses (2D & 3D)(vonMises-Max)

Analysis system

Value Filter Range 0.00 210.00

1.118E+02
9.937E+01
8.695E+01
7.453E+01
6.211E+01
4.969E+01
3.726E+01
2.484E+01
1.242E+01
0.000E+00

■ No result

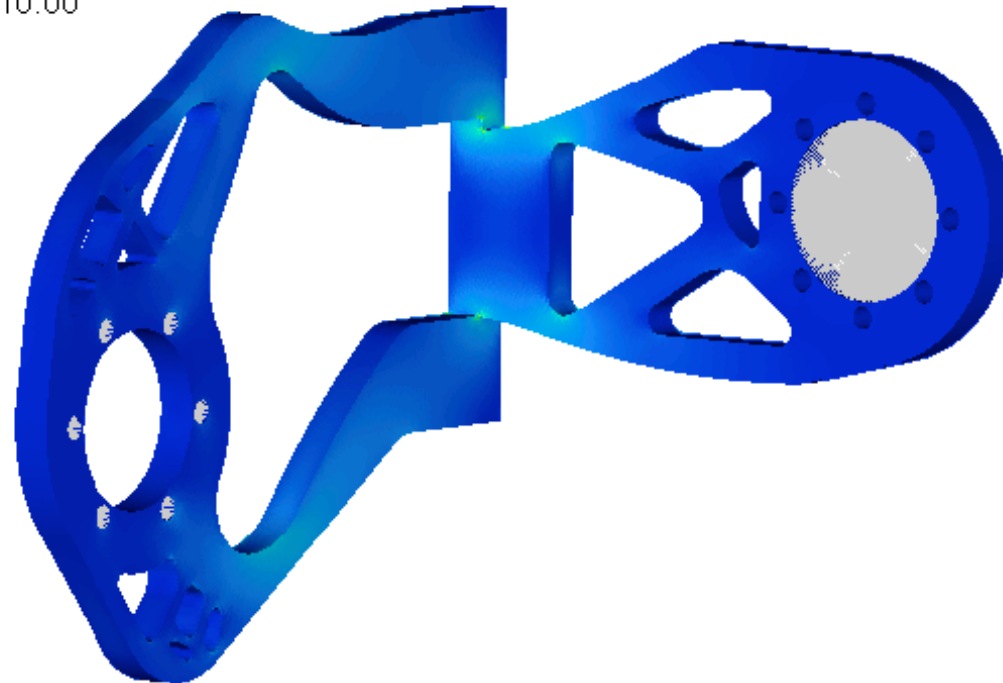
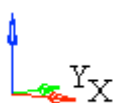
Max = 1.118E+02

2D 60761

Min = 0.000E+00

2D 93021

Z



Model info: 1

Result F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/ConexionL/Optimizado/ConexionLv2.0FEM.h3d

Subcase 3 (Caso 3 El Usuario se Recarga) : Static Analysis

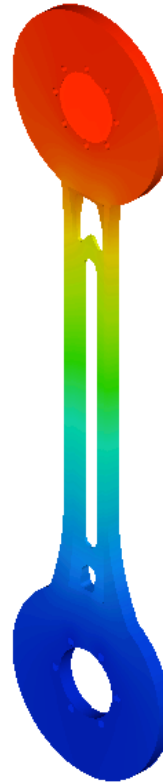
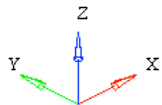
Frame 3

A3

ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO ESLABÓN PÉLVICO SUPERIOR

A3.1 DESPLAZAMIENTO - CASO 1: PESO DEL USUARIO

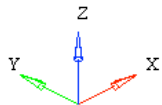
Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system
2.827E-03
2.513E-03
2.199E-03
1.885E-03
1.571E-03
1.257E-03
9.424E-04
6.283E-04
3.141E-04
0.000E+00
No result
Max = 2.827E-03
Grids 386201
Min = 0.000E+00
Grids 463117



Model info: 1
Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoIGS/Hyper/EslabonSuperior/ModeloSolido/EslabonSuperior.h3d
Subcase 1 (Caso1PesoUsuario) : Static Analysis
Frame 4

A3.2 DESPLAZAMIENTO - CASO 2: EL USUARIO SUBE LAS ESCALERAS

Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system
1.655E+00
1.471E+00
1.288E+00
1.104E+00
9.196E-01
7.357E-01
5.518E-01
3.679E-01
1.839E-01
0.000E+00
No result
Max = 1.655E+00
Grids 377651
Min = 0.000E+00
Grids 644433



Model info: 1
Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoIGS/Hyper/EslabonSuperior/ModeloSolido/EslabonSuperior.h3d
Subcase 2 (Caso2SubirEscaleras) : Static Analysis
Frame 4

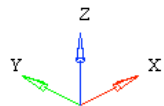
A3.3 ESFUERZO - CASO 1: PESO DEL USUARIO ISOMÉTRICO

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)

Analysis system

1.646E+00
1.463E+00
1.280E+00
1.097E+00
9.142E-01
7.314E-01
5.485E-01
3.657E-01
1.828E-01
0.000E+00

Max = 1.646E+00
2D 1085799
Min = 0.000E+00
2D 1290129



Model info: 1
Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoIGS/Hyper/EslabonSuperior/ModeloSolido/EslabonSuperior.h3d
Subcase 1 (Caso1PesoUsuario) : Static Analysis
Frame 4

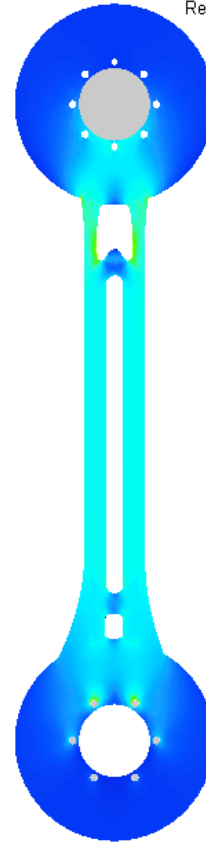
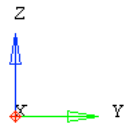
A4.4 ESFUERZO - CASO 1: PESO DEL USUARIO FRONTAL

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)

Analysis system

1.646E+00
1.463E+00
1.280E+00
1.097E+00
9.142E-01
7.314E-01
5.485E-01
3.657E-01
1.828E-01
0.000E+00

■ No result
Max = 1.646E+00
2D 1085799
Min = 0.000E+00
2D 1290129



Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoIGS/Hyper/EslabonSuperior/ModeloSolido/EslabonSuperior.h3d

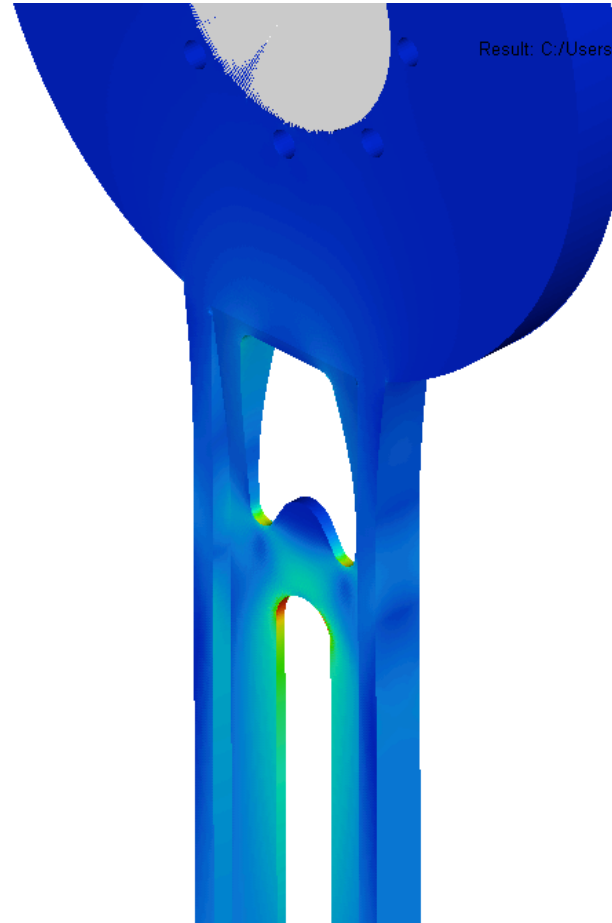
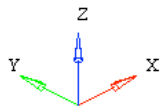
Subcase 1 (Caso1PesoUsuario) : Static Analysis

Frame 4

A3.5 ESFUERZO - CASO 2: EL USUARIO SUBE LAS ESCALERAS. CONCENTRADOR

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)
Analysis system

1.024E+02
9.098E+01
7.961E+01
6.824E+01
5.686E+01
4.549E+01
3.412E+01
2.275E+01
1.137E+01
0.000E+00
No result
Max = 1.024E+02
2D 854635
Min = 0.000E+00
2D 1290129



Model info: 1
Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoIGS/Hyper/EslabonSuperior/ModeloSolido/EslabonSuperior.h3d
Subcase 2 (Caso2SubirEscaleras) : Static Analysis
Frame 4

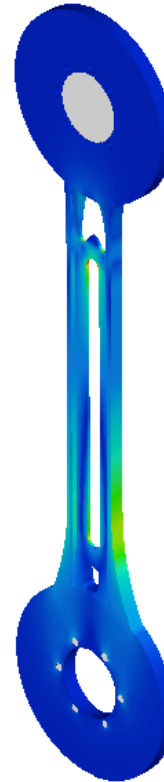
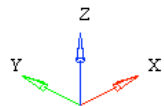
A3.6 ESFUERZO - CASO 2: EL USUARIO SUBE LAS ESCALERAS ISOMÉTRICO

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)

Analysis system

1.024E+02
9.098E+01
7.961E+01
6.824E+01
5.686E+01
4.549E+01
3.412E+01
2.275E+01
1.137E+01
0.000E+00

■ No result
Max = 1.024E+02
2D 854635
Min = 0.000E+00
2D 1290129



Model info: 1
Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoIGS/Hyper/EslabonSuperior/ModeloSolido/EslabonSuperior.h3d
Subcase 2 (Caso2SubirEscaleras) : Static Analysis
Frame 4

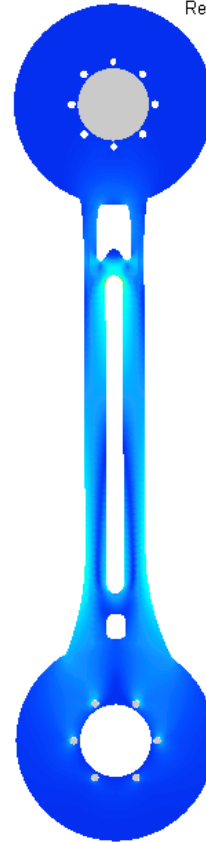
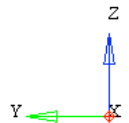
A3.7 ESFUERZO - CASO 2: USUARIO SUBE LAS ESCALERAS. FRONTAL

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)

Analysis system

1.024E+02
9.098E+01
7.961E+01
6.824E+01
5.686E+01
4.549E+01
3.412E+01
2.275E+01
1.137E+01
0.000E+00

■ No result
Max = 1.024E+02
2D 854635
Min = 0.000E+00
2D 1290129



Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoIGS/Hyper/EslabonSuperior/ModeloSolido/EslabonSuperior.h3d

Subcase 2 (Caso2SubirEscaleras) : Static Analysis

Frame 4

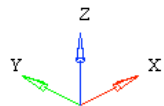
Model info: 1

A4

ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO ESLABÓN PÉLVICO INFERIOR

A4.1 DESPLAZAMIENTO - CASO 1: PESO DEL USUARIO

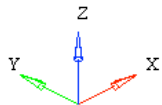
Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system
2.883E-03
2.562E-03
2.242E-03
1.922E-03
1.601E-03
1.281E-03
9.609E-04
6.406E-04
3.203E-04
0.000E+00
No result
Max = 2.883E-03
Grids 387709
Min = 0.000E+00
Grids 392010



Model info: 1
Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoGS/Hyper/EslabonInferior/ModeloSolido/EslabonInferior.h3d
Subcase 1 (Caso1PesoUsuario) : Static Analysis
Frame 3

A4.2 DESPLAZAMIENTO - CASO 2: EL USUARIO SE CAE (IMPACTO)

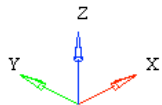
Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system
5.765E-03
5.125E-03
4.484E-03
3.844E-03
3.203E-03
2.562E-03
1.922E-03
1.281E-03
6.406E-04
0.000E+00
No result
Max = 5.765E-03
Grids 387709
Min = 0.000E+00
Grids 392010



Model info: 1
Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoIGS/Hyper/EslabonInferior/ModeloSolido/EslabonInferior.h3d
Subcase 2 (Caso2Impacto) : Static Analysis
Frame 3

A4.3 DESPLAZAMIENTO - CASO 3: EL USUARIO SE SUBE LAS ESCALERAS

Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system
1.470E+00
1.307E+00
1.143E+00
9.801E-01
8.167E-01
6.534E-01
4.900E-01
3.267E-01
1.633E-01
0.000E+00
No result
Max = 1.470E+00
Grids 387792
Min = 0.000E+00
Grids 580578



Model info: 1
Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoGS/Hyper/EslabonInferior/ModeloSolido/EslabonInferior.h3d
Subcase 3 (Caso3Flexion) : Static Analysis
Frame 3

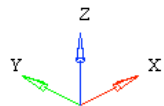
A4.4 ESFUERZO - CASO 1: PESO DEL USUARIO. ISOMÉTRICO

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)

Analysis system

1.665E+00
1.480E+00
1.295E+00
1.110E+00
9.251E-01
7.401E-01
5.551E-01
3.700E-01
1.850E-01
0.000E+00

■ No result
Max = 1.665E+00
2D 64638
Min = 0.000E+00
2D 530866



Model info: 1
Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoIGS/Hyper/EslabonInferior/ModeloSolido/EslabonInferior.h3d
Subcase 1 (Caso1PesoUsuario) : Static Analysis
Frame 3

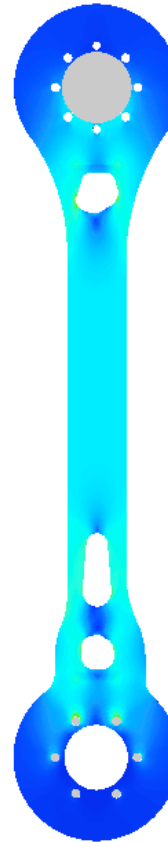
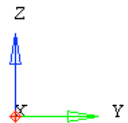
A4.5 ESFUERZO - CASO 1: PESO DEL USUARIO. FRONTAL

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)

Analysis system

1.665E+00
1.480E+00
1.295E+00
1.110E+00
9.251E-01
7.401E-01
5.551E-01
3.700E-01
1.850E-01
0.000E+00

■ No result
Max = 1.665E+00
2D 64638
Min = 0.000E+00
2D 530866



Model info: 1
Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoGS/Hyper/EslabonInferior/ModeloSolido/EslabonInferior.h3d
Subcase 1 (Caso1PesoUsuario) : Static Analysis
Frame 3

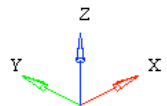
A4.6 ESFUERZO - CASO 2: EL USUARIO SE CAE (IMPACTO). ISOMÉTRICO

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)

Analysis system

3.330E+00
2.960E+00
2.590E+00
2.220E+00
1.850E+00
1.480E+00
1.110E+00
7.401E-01
3.700E-01
0.000E+00

■ No result
Max = 3.330E+00
2D 64638
Min = 0.000E+00
2D 530866



Model info: 1
Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoIGS/Hyper/EslabonInferior/ModeloSolido/EslabonInferior.h3d
Subcase 2 (Caso2Impacto) : Static Analysis
Frame 3

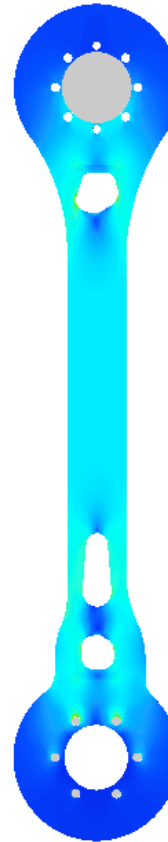
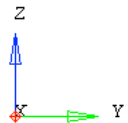
A4.7 ESFUERZO - CASO 2: EL USUARIO SE CAE (IMPACTO). FRONTAL

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)

Analysis system

3.330E+00
2.960E+00
2.590E+00
2.220E+00
1.850E+00
1.480E+00
1.110E+00
7.401E-01
3.700E-01
0.000E+00

■ No result
Max = 3.330E+00
2D 64638
Min = 0.000E+00
2D 530866



Model info: 1
Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoIGS/Hyper/EslabonInferior/ModeloSolido/EslabonInferior.h3d
Subcase 2 (Caso2Impacto) : Static Analysis
Frame 3

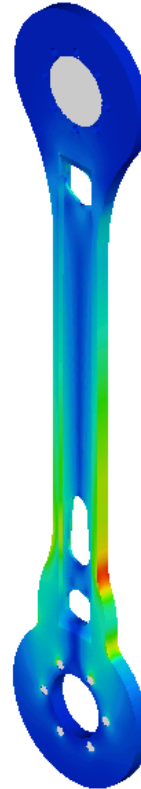
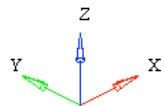
A4.8 ESFUERZO - CASO 3: EL USUARIO SUBE LAS ESCALERAS. ISOMÉTRICO

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)

Analysis system

4.776E+01
4.246E+01
3.715E+01
3.184E+01
2.654E+01
2.123E+01
1.592E+01
1.061E+01
5.307E+00
0.000E+00

Max = 4.776E+01
2D 437640
Min = 0.000E+00
2D 530866

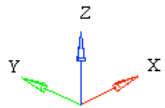
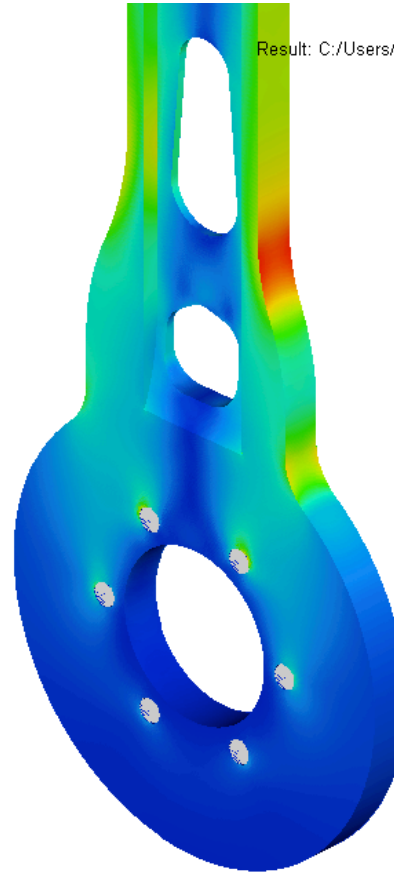


Model info: 1
Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoIGS/Hyper/EslabonInferior/ModeloSolido/EslabonInferior.h3d
Subcase 3 (Caso3Flexion) : Static Analysis
Frame 3

A4.9 ESFUERZO - CASO 3: EL USUARIO SUBE LAS ESCALERAS. CONCENTRADOR

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)
Analysis system
4.776E+01
4.246E+01
3.715E+01
3.184E+01
2.654E+01
2.123E+01
1.592E+01
1.061E+01
5.307E+00
0.000E+00
No result
Max = 4.776E+01
2D 437640
Min = 0.000E+00
2D 530866

Model info: 1
Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoIGS/Hyper/EslabonInferior/ModeloSolido/EslabonInferior.h3d
Subcase 3 (Caso3Flexion) : Static Analysis
Frame 3

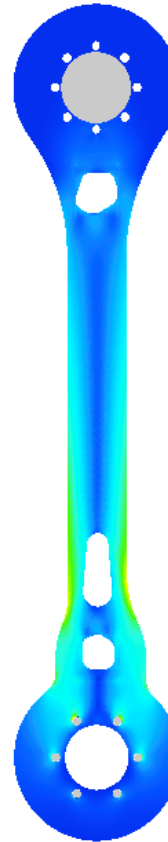
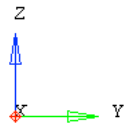


A4.10 ESFUERZO - CASO 3: EL USUARIO SUBE LAS ESCALERAS. FRONTAL

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)
Analysis system

4.776E+01
4.246E+01
3.715E+01
3.184E+01
2.654E+01
2.123E+01
1.592E+01
1.061E+01
5.307E+00
0.000E+00

■ No result
Max = 4.776E+01
2D 437640
Min = 0.000E+00
2D 530866



Model info: 1
Result: C:/Users/FerVel/Desktop/ExoesqueletoIGS/Hyper/EslabonInferior/ModeloSolido/EslabonInferior.h3d
Subcase 3 (Caso3Flexion) : Static Analysis
Frame 3

A5

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS

DISEÑOS ORIGINALES

A5.1 SOPORTE LUMBAR: DESPLAZAMIENTO CASO 1

Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system

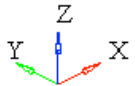
9.386E-02
8.343E-02
7.300E-02
6.257E-02
5.214E-02
4.171E-02
3.129E-02
2.086E-02
1.043E-02
0.000E+00
No result

Max = 9.386E-02

Grids 303

Min = 0.000E+00

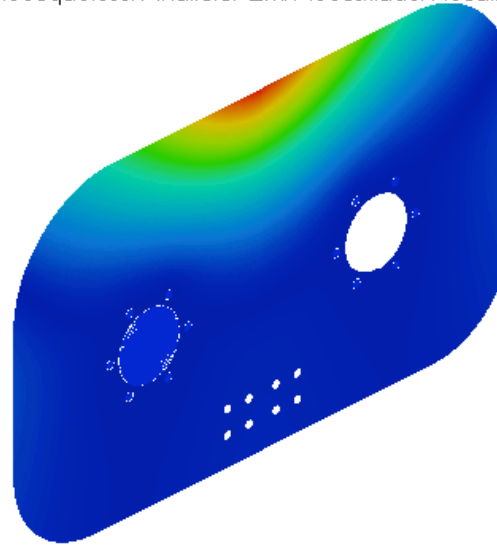
Grids 1278



Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/Acostillado/ResultadosOficiales/SLOriginal/Exoesqueleto - SoporteSuperior.h3d

Subcase 1 (Caso 1 El usuario se recarga) : Static Analysis

Frame 0

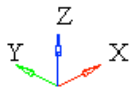


A5.2 SOPORTE LUMBAR: DESPLAZAMIENTO CASO 2

Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system

2.571E-03
2.285E-03
2.000E-03
1.714E-03
1.428E-03
1.143E-03
8.569E-04
5.713E-04
2.856E-04
0.000E+00
No result

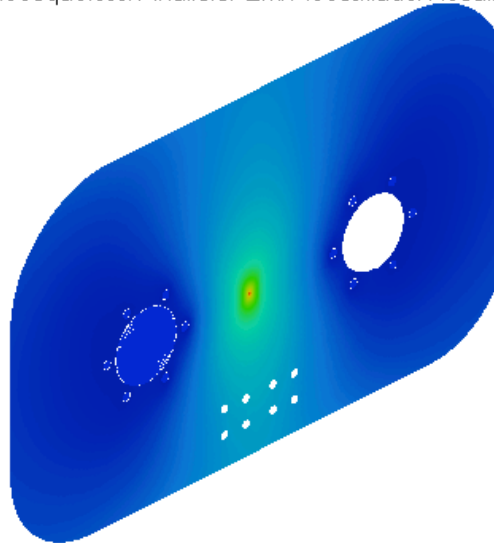
Max = 2.571E-03
Grids 19294
Min = 0.000E+00
Grids 1323



Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/Acostillado/ResultadosOficiales/SLOriginal/Exoesqueleto - SoporteSuperior.h3d
Subcase 2 (Caso 2 Peso del Usuario) : Static Analysis

Model info: 1

Frame 2

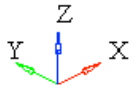


A5.3 SOPORTE LUMBAR: DESPLAZAMIENTO CASO 3

Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system

2.115E-02
1.880E-02
1.645E-02
1.410E-02
1.175E-02
9.400E-03
7.050E-03
4.700E-03
2.350E-03
0.000E+00
No result

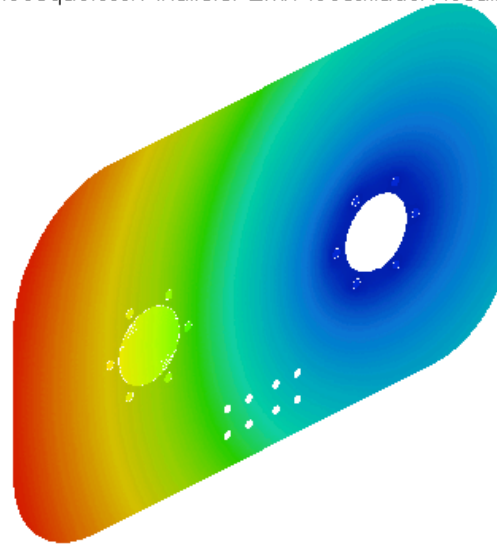
Max = 2.115E-02
Grids 498
Min = 0.000E+00
Grids 1429



Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/Acostillado/ResultadosOficiales/SLOriginal/Exoesqueleto - SoporteSuperior.h3d
Subcase 3 (Caso 3 Impacto) : Static Analysis

Model info: 1

Frame 1



A5.4 SOPORTE LUMBAR: ESFUERZO CASO 1

Contour Plot

Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)

Analysis system

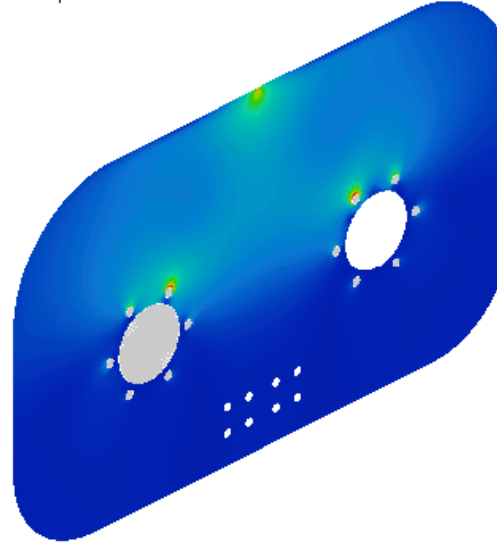
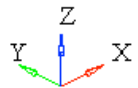
2.368E+01
2.105E+01
1.842E+01
1.579E+01
1.316E+01
1.053E+01
7.898E+00
5.268E+00
2.637E+00
6.853E-03
No result

Max = 2.368E+01

2D 25678

Min = 6.853E-03

2D 61544



Model info: 1

Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/Acostillado/ResultadosOficiales/SLOriginal/Exoesqueleto - SoporteSuperior.h3d

Subcase 1 (Caso 1 El usuario se recarga) : Static Analysis

Frame 2

A5.5 SOPORTE LUMBAR: ESFUERZO CASO 2

Contour Plot

Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)

Analysis system

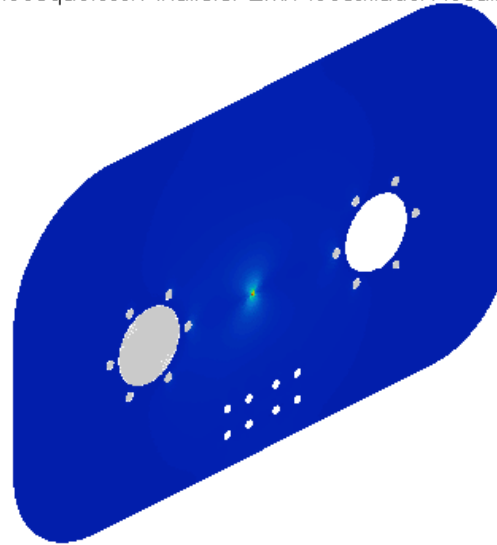
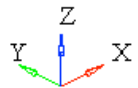
3.525E+01
3.134E+01
2.742E+01
2.350E+01
1.959E+01
1.567E+01
1.175E+01
7.835E+00
3.918E+00
5.576E-04
No result

Max = 3.525E+01

2D 18069

Min = 5.576E-04

2D 69871



Model info: 1

Subcase 2 (Caso 2 Peso del Usuario) : Static Analysis

Frame 2

A5.6 SOPORTE LUMBAR: ESFUERZO CASO 3

Contour Plot

Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)

Analysis system

1.254E+01
1.115E+01
9.757E+00
8.363E+00
6.970E+00
5.576E+00
4.183E+00
2.789E+00
1.395E+00
1.615E-03

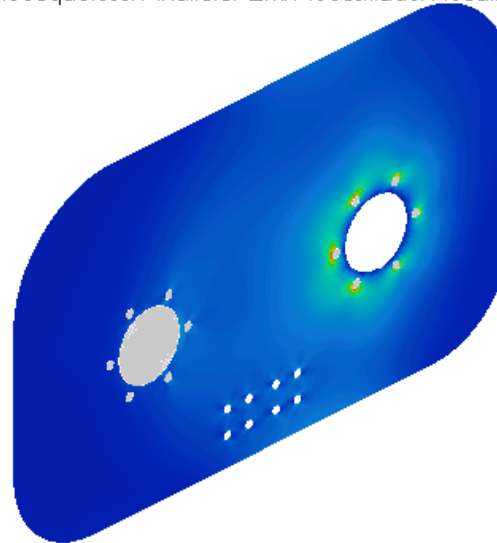
No result

Max = 1.254E+01

2D 25288

Min = 1.615E-03

2D 33986



Model info: 1

Subcase 3 (Caso 3 Impacto) : Static Analysis

Frame 2

A5.7 CONEXIÓN L: DESPLAZAMIENTO CASO 1

Contour Plot

Displacement (Map)

Analysis system

1.162E+00

1.033E+00

9.036E-01

7.745E-01

6.454E-01

5.163E-01

3.872E-01

2.582E-01

1.291E-01

0.000E+00

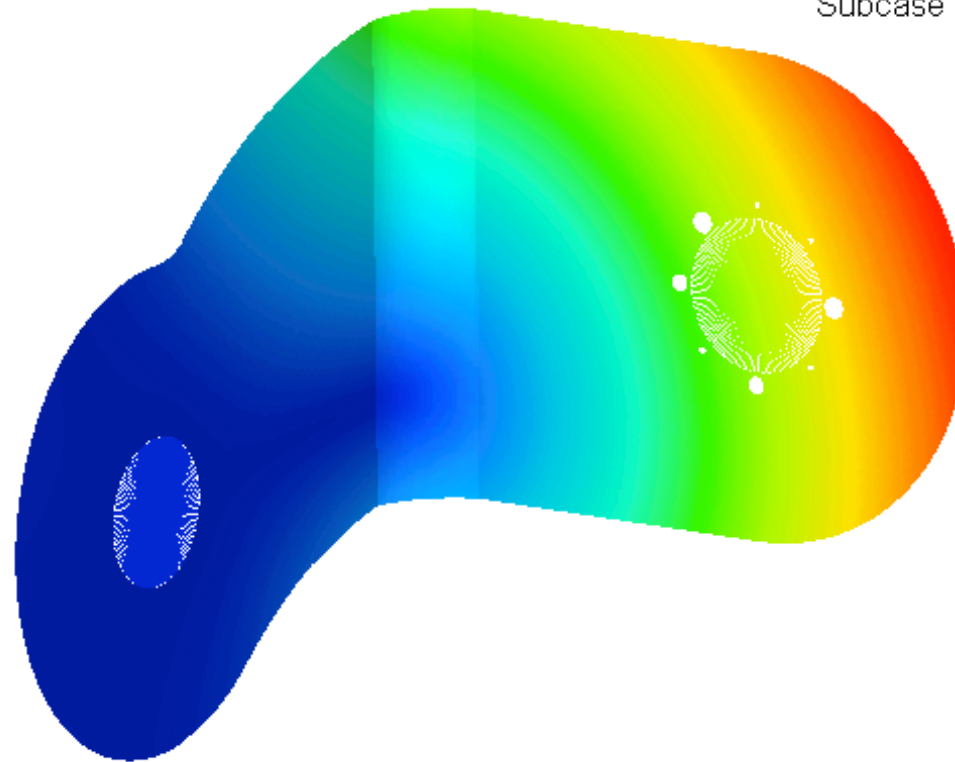
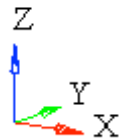
No result

Max = 1.162E+00

Grids 88974

Min = 0.000E+00

Grids 68771



Model info: 1

Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/ConexionL/Original/Exoesqueleto - ConexionSuperiorDerecha.h3d

Subcase 1 (Caso 1 Peso del Usuario) : Static Analysis

Frame 0

A5.8 CONEXIÓN L: DESPLAZAMIENTO CASO 2

Contour Plot

Displacement (Map)

Analysis system

2.323E+00

2.065E+00

1.807E+00

1.549E+00

1.291E+00

1.033E+00

7.745E-01

5.163E-01

2.582E-01

0.000E+00

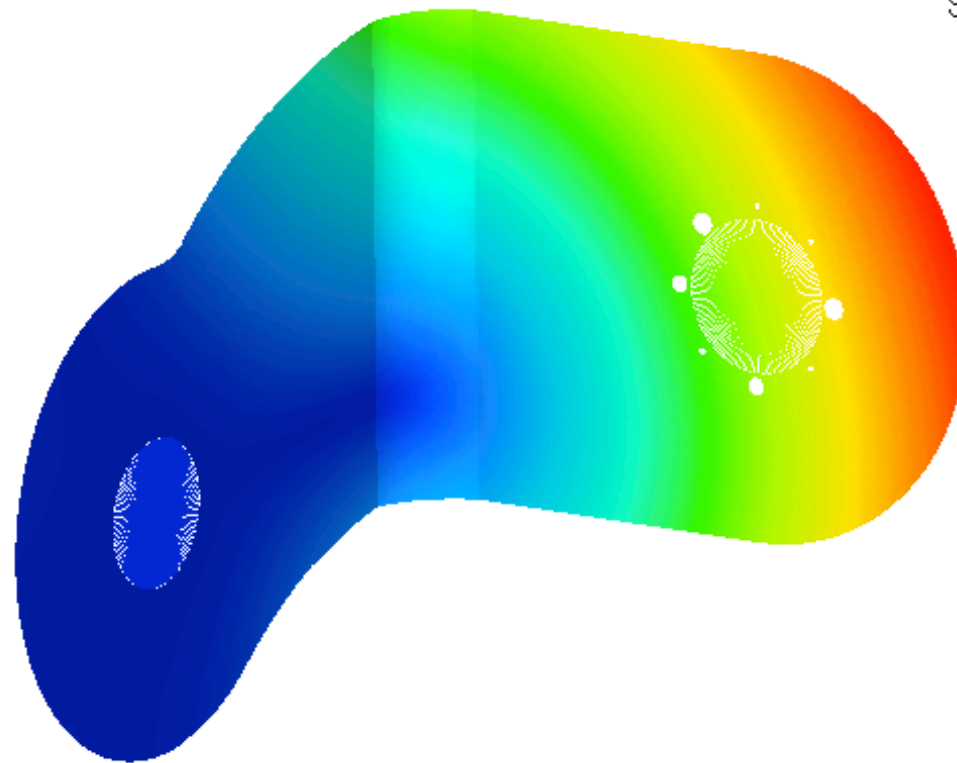
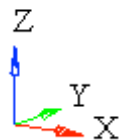
No result

Max = 2.323E+00

Grids 88974

Min = 0.000E+00

Grids 68771



Model info: 1

Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/ConexionL/Original/Exoesqueleto - ConexionSuperiorDerecha.h3d

Subcase 2 (Caso 2 Impacto) : Static Analysis

Frame 0

A5.9 CONEXIÓN L: DESPLAZAMIENTO CASO 3

Contour Plot

Displacement (Map)

Analysis system

1.377E+00

1.224E+00

1.071E+00

9.181E-01

7.651E-01

6.121E-01

4.591E-01

3.060E-01

1.530E-01

0.000E+00

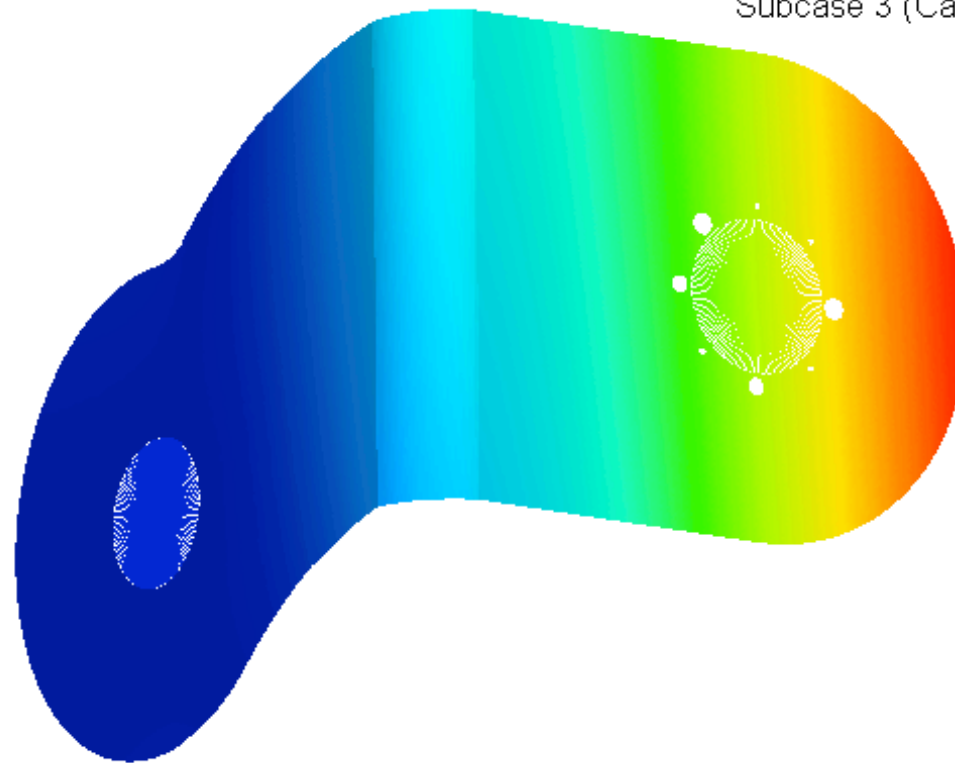
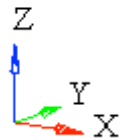
■ No result

Max = 1.377E+00

Grids 88948

Min = 0.000E+00

Grids 68768



Model info: 1

Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/ConexionL/Original/Exoesqueleto - ConexionSuperiorDerecha.h3d

Subcase 3 (Caso 3 El Usuario se Recarga) : Static Analysis

Frame 0

A5.10 CONEXIÓN L: ESFUERZO CASO 1

Contour Plot

Element Stresses (2D & 3D VonMises, Max)

Analysis system

4.640E+01

4.125E+01

3.610E+01

3.094E+01

2.579E+01

2.064E+01

1.548E+01

1.033E+01

5.179E+00

2.592E-02

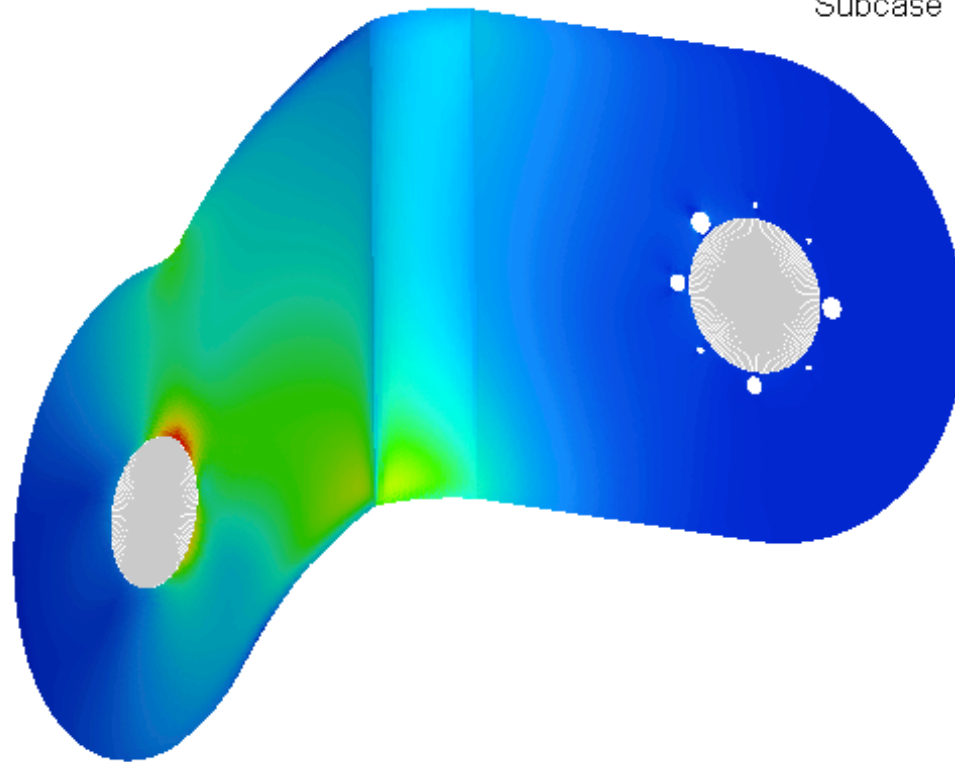
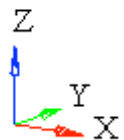
No result

Max = 4.640E+01

2D 54686

Min = 2.592E-02

2D 71899



Model info: 1

Result: P:\Modelos\Exoesqueleto\AnálisisFEM\ConexionL\Original\Exoesqueleto - ConexionSuperiorDerecha.h3d

Subcase 1 (Caso 1 Peso del Usuario) : Static Analysis

Frame 0

A5.11 CONEXIÓN L: ESFUERZO CASO 2

Contour Plot

Element Stresses (2D & 3D VonMises, Max)

Analysis system

9.280E+01

8.250E+01

7.219E+01

6.189E+01

5.158E+01

4.127E+01

3.097E+01

2.066E+01

1.036E+01

5.184E-02

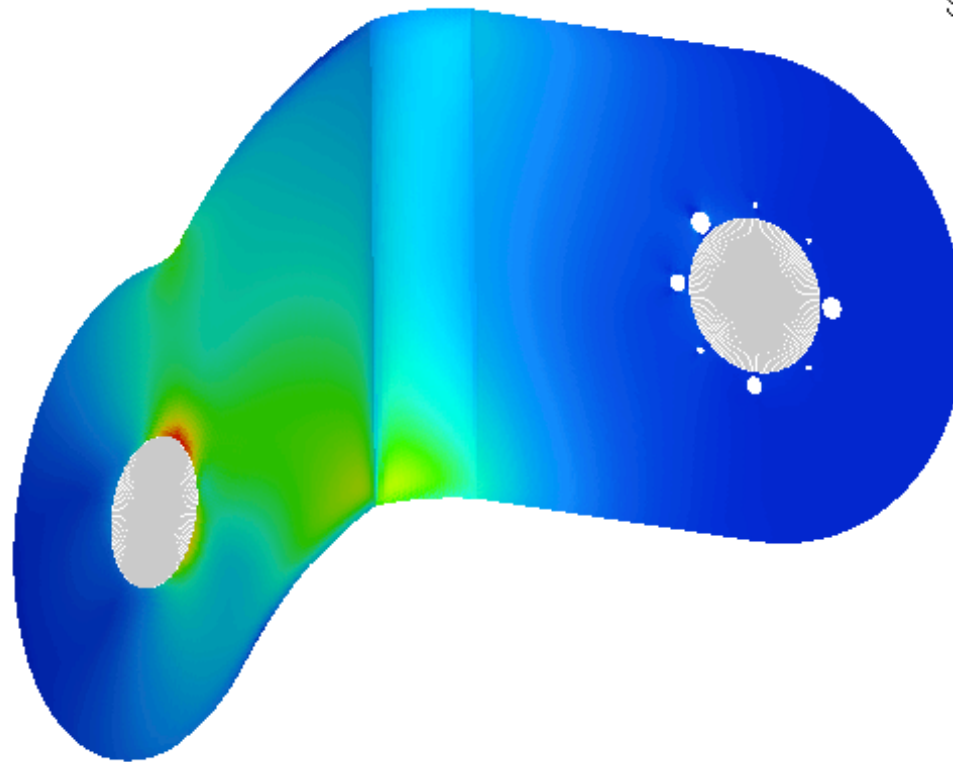
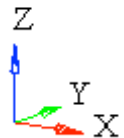
No result

Max = 9.280E+01

2D 54686

Min = 5.184E-02

2D 71899



Model info: 1

Result: P:\Modelos\Exoesqueleto\AnalisisFEM\ConexionL\Original\Exoesqueleto - ConexionSuperiorDerecha.h3d

Subcase 2 (Caso 2 Impacto) : Static Analysis

Frame 0

A5.12 CONEXIÓN L: ESFUERZO CASO 3

Contour Plot

Element Stresses (2D & 3D VonMises, Max)

Analysis system

3.251E+01

2.890E+01

2.529E+01

2.168E+01

1.807E+01

1.446E+01

1.085E+01

7.242E+00

3.633E+00

2.351E-02

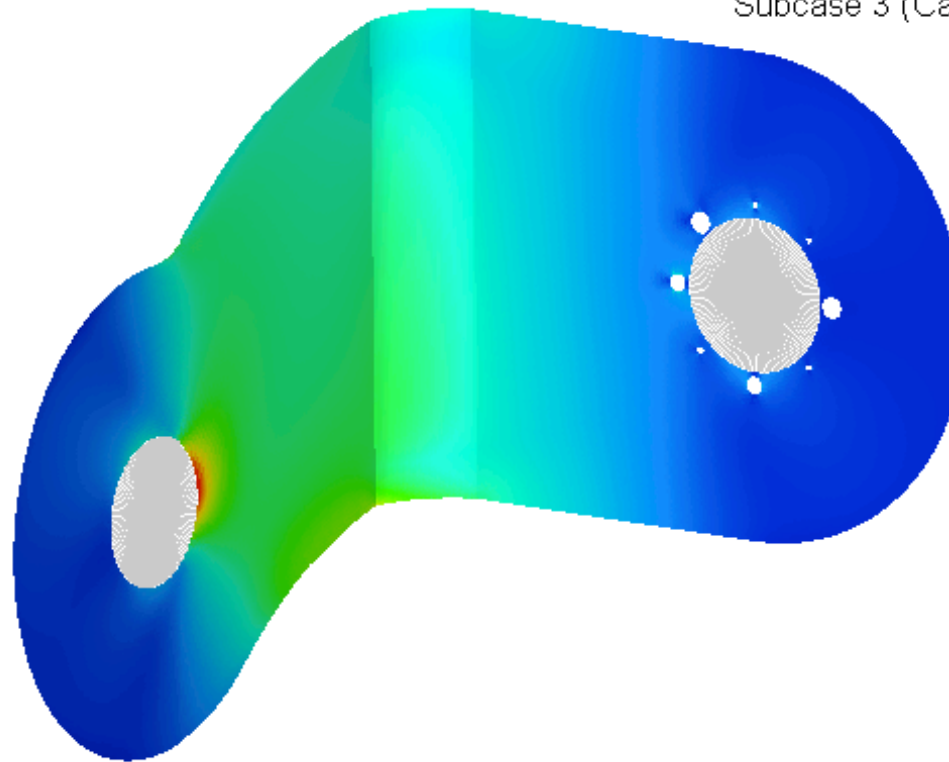
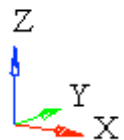
No result

Max = 3.251E+01

2D 52696

Min = 2.351E-02

2D 98900



Model info: 1

Result: P:\Modelos Exoesqueleto\Análisis FEM\ConexionL\Original\Exoesqueleto - ConexionSuperiorDerecha.h3d

Subcase 3 (Caso 3 El Usuario se Recarga) : Static Analysis

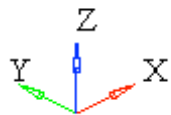
Frame 0

A5.13 ESLABÓN PÉLVICO SUPERIOR: DESPLAZAMIENTO CASO 1

Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system

6.994E-03
6.217E-03
5.440E-03
4.662E-03
3.885E-03
3.108E-03
2.331E-03
1.554E-03
7.771E-04
0.000E+00
No result

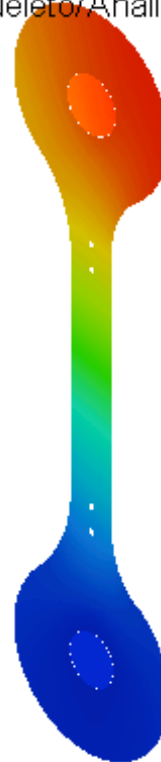
Max = 6.994E-03
Grids 40093
Min = 0.000E+00
Grids 59755



Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/EPS/Exoesqueleto - EslabonPantorrillaDerecho.h3d

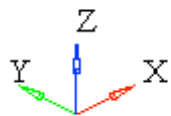
Subcase 1 (Caso 1 Peso del Usuario) : Static Analysis

Frame 0



A5.14 ESLABÓN PÉLVICO SUPERIOR: DESPLAZAMIENTO CASO 2

Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system
5.453E+00
4.847E+00
4.241E+00
3.635E+00
3.029E+00
2.423E+00
1.818E+00
1.212E+00
6.058E-01
0.000E+00
No result
Max = 5.453E+00
Grids 40012
Min = 0.000E+00
Grids 59793



Model info: 1
Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/EPS/Exoesqueleto - EslabonPantorrillaDerecho.h3d
Subcase 2 (Caso Caso 2 El usuario sube las escaleras) : Static Analysis
Frame 1



A5.15 ESLABÓN PÉLVICO SUPERIOR: ESFUERZO CASO 1

Contour Plot

Element Stresses (2D & 3D)(von Mises, MPa)

Analysis system

2.927E+00
2.603E+00
2.279E+00
1.955E+00
1.632E+00
1.308E+00
9.839E-01
6.600E-01
3.362E-01
1.230E-02

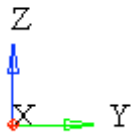
■ No result

Max = 2.927E+00

2D 5890

Min = 1.230E-02

2D 48680



Model info: 1

Result: FEM/Exoesqueleto/AnalysisFEM/EPS/Exoesqueleto - EslabonPantorrillaDerecho.h3d

Subcase 1 (Caso 1 Peso del Usuario) : Static Analysis

Frame 1

A5.16 ESLABÓN PÉLVICO SUPERIOR: ESFUERZO CASO 2

Contour Plot

Element Stresses (2D & 3D)(von Mises, MPa)

Analysis system

1.279E+02
1.137E+02
9.951E+01
8.530E+01
7.108E+01
5.686E+01
4.265E+01
2.843E+01
1.422E+01
9.597E-04

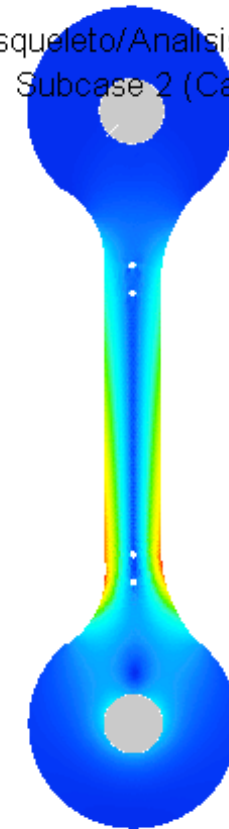
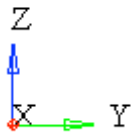
No result

Max = 1.279E+02

2D 67065

Min = 9.597E-04

2D 23650



Model info: 1

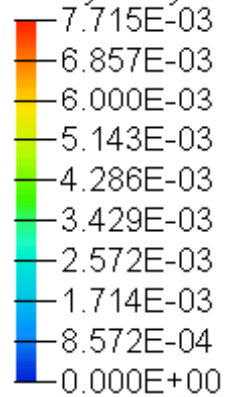
Result: F:\ModelosExoesqueleto\AnálisisFEM\EPS\Exoesqueleto - EslabonPantorrillaDerecho.h3d

Subcase 2 (Caso Caso 2 El usuario sube las escaleras) : Static Analysis

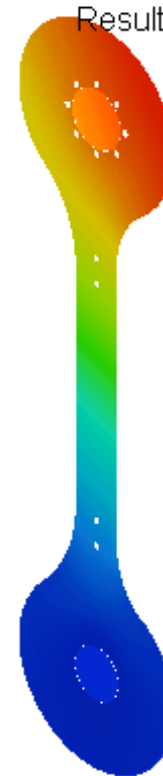
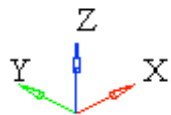
Frame 1

A5.17 ESLABÓN PÉLVICO INFERIOR: DESPLAZAMIENTO CASO 1

Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system



Max = 7.715E-03
Grids 3173
Min = 0.000E+00
Grids 21999



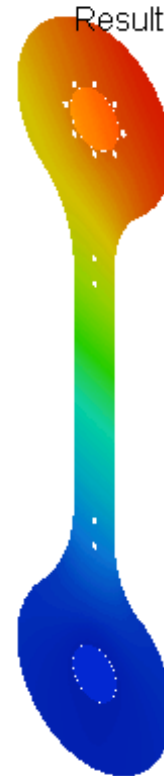
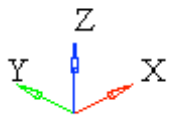
Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/EPI/EPIOriginal.h3d

Subcase 1 (Caso 1 Peso del Usuario) : Static Analysis

Frame 0

A5.18 ESLABÓN PÉLVICO INFERIOR: DESPLAZAMIENTO CASO 2

Contour Plot
Displacement(Mag)
Analysis system
1.543E-02
1.371E-02
1.200E-02
1.029E-02
8.572E-03
6.857E-03
5.143E-03
3.429E-03
1.714E-03
0.000E+00
No result
Max = 1.543E-02
Grids 3173
Min = 0.000E+00
Grids 21999



Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/EPI/EPIOriginal.h3d

Subcase 2 (Caso 2 Impacto) : Static Analysis

Frame 0

A5.19 ESLABÓN PÉLVICO INFERIOR: DESPLAZAMIENTO CASO 3

Contour Plot
Displacement(Mag)

Analysis system

5.451E+00

4.845E+00

4.240E+00

3.634E+00

3.028E+00

2.423E+00

1.817E+00

1.211E+00

6.057E-01

0.000E+00

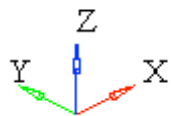
No result

Max = 5.451E+00

Grids 3097

Min = 0.000E+00

Grids 21946



Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/EPI/EPIOriginal.h3d

Subcase 3 (Caso 3 Usuario Sube Las Escaleras) : Static Analysis

Frame 0

A5.20 ESLABÓN PÉLVICO INFERIOR: ESFUERZO CASO 1

Contour Plot

Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)

Analysis system

3.018E+00

2.683E+00

2.348E+00

2.013E+00

1.678E+00

1.342E+00

1.007E+00

6.720E-01

3.368E-01

1.606E-03

No result

Max = 3.018E+00

2D 17616

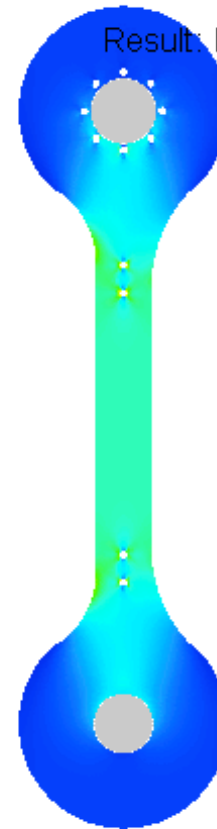
Min = 1.606E-03

2D 10308

Z

X

Y



Model info: 1

Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/EPI/EPIOriginal.h3d

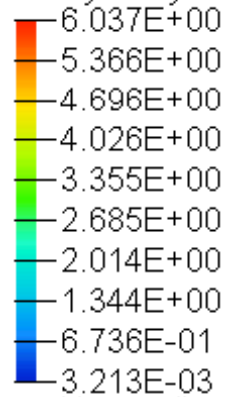
Subcase 1 (Caso 1 Peso del Usuario) : Static Analysis

Frame 0

A5.21 ESLABÓN PÉLVICO INFERIOR: ESFUERZO CASO 2

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)

Analysis system



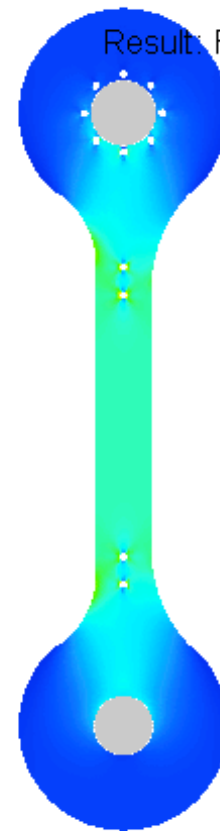
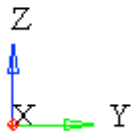
■ No result

Max = 6.037E+00

2D 17616

Min = 3.213E-03

2D 10308



Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/EPI/EPIOriginal.h3d

Subcase 2 (Caso 2 Impacto) : Static Analysis

Frame 0

A5.22 ESLABÓN PÉLVICO INFERIOR: ESFUERZO CASO 3

Contour Plot

Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, Max)

Analysis system

1.281E+02

1.139E+02

9.967E+01

8.543E+01

7.119E+01

5.695E+01

4.272E+01

2.848E+01

1.424E+01

1.447E-03

No result

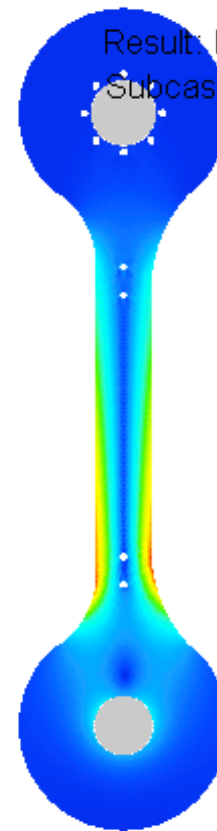
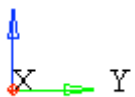
Max = 1.281E+02

2D 64384

Min = 1.447E-03

2D 31635

Z



Result: F:/ModelosExoesqueleto/AnalisisFEM/EPI/EPIOriginal.h3d

Subcase 3 (Caso 3 Usuario Sube Las Escaleras) : Static Analysis

Frame 0