



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA
MECÁNICA



Diseño de una camilla clínica convertible en silla de ruedas.

José F Triana.
Orlando J Aguilera.

Naguanagua, 23 de Julio de 2010



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA
MECÁNICA



Diseño de una camilla clínica convertible en silla de ruedas.

Trabajo especial de grado presentado ante la Ilustre Universidad de Carabobo para optar al título de Ingeniero Mecánico

Tutor académico:
David Ojeda. *Ing. MSc. PhD*

Autores:
José F Triana.
Orlando J Aguilera.

Naguanagua, Mayo 2011



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA
MECÁNICA



Diseño de una camilla clínica convertible en silla de ruedas.

Trabajo especial de grado presentado ante la Ilustre Universidad de Carabobo para optar al título de Ingeniero Mecánico

José F Triana.
Orlando J Aguilera.

Naguanagua, Mayo 2011

RESUMEN

El siguiente trabajo tiene como objetivo el diseño de una camilla convertible en silla de ruedas para facilitar el traslado de pacientes dentro de un centro hospitalario o para el cambio entre silla de rueda y camilla o viceversa. Para lograr esto se plantean dos posibles soluciones realizadas en la herramienta computacional SOLIDWORKS 2010, basadas en las características esperadas para un dispositivo de este tipo y que a su vez cumpla con las funciones básicas de camilla y silla de ruedas.

Para llevar a cabo el diseño de la alternativa seleccionada se evalúa la condición de esfuerzos en el programa computacional ABAQUS/CAE basada en el método de los elementos finitos, se estudian diferentes posiciones que puede adoptar el dispositivo bajo ciertas condiciones cargas, determinando así que este se ve más esforzado cuando se encuentra en posición de camilla. Se comparan estos valores obtenidos con los límites elásticos de los diferentes materiales seleccionados, calculando así los factores de seguridad, siendo todos estos de valores aceptables, por lo cual se considera que el diseño presenta un desempeño adecuado bajo las condiciones de cargas estimadas.

Finalmente se realiza la selección de los elementos electromecánicos implicados en la camilla convertible en silla de ruedas, para los cuales se calcula los requerimientos necesarios que deben cumplir para el correcto funcionamiento.

Índice General

Índice general	i
Índice de figuras	vi
Índice de tablas	ix
CAPÍTULO 1 Introducción	1
1.1. Introducción, 1.	
1.2. Situación problemática, 2.	
1.3. Objetivos, 3.	
1.3.1. Objetivo general, 4.	
1.3.2. Objetivos específicos, 4.	
1.4. Justificación, 4.	
1.5. Alcance, 5.	
1.6. Limitaciones, 5.	
1.7. Antecedentes, 5.	
CAPÍTULO 2 Marco Teórico	9
2.1. Planos de orientación del cuerpo humano, 9.	
2.1.1. El plano sagital, 10.	
2.1.2. El plano coronal, 10.	

- 2.1.3. El plano transversal, 10.
- 2.2. Ejes de movimiento, 11.
 - 2.2.1. El eje frontal-horizontal, 11.
 - 2.2.2. El eje sagital-horizontal, 11.
 - 2.2.3. El eje vertical, 12.
- 2.3. Implicaciones de los movimientos, 12.
- 2.4. Movimientos articulares, 13.
 - 2.4.1. Movimientos Paralelos al Plano Sagital y Alrededor de un Eje Frontal-Horizontal, 13.
 - 2.4.2. Movimientos Paralelos al Plano Frontal (Coronal) y Alrededor de un Eje Sagital-Horizontal, 14.
 - 2.4.3. Movimientos Paralelos al Plano Transversal (Horizontal) y Alrededor de un Eje Vertical, 14.
 - 2.4.4. Movimientos en un Plano Oblicuo y Alrededor de un Eje Oblicuo, 15.
 - 2.4.5. Otros movimientos articulares especiales, 16.
- 2.5. Puntos de referencia del cuerpo humano, 16.
 - 2.5.1. Localización en el cuerpo humano, 16.
 - 2.5.2. Factores que determinan la posición del centro de gravedad en el cuerpo, 17.
 - 2.5.3. La línea de gravedad, 17.
- 2.6. La antropometría, 17.
- 2.7. Ángulos de confort, 19.
- 2.8. Características anatómicas de los venezolanos, 20.

CAPÍTULO 3 Método de los elementos finitos

21

- 3.1. Bases del método de los elementos finitos, 22.
- 3.2. Aplicación del método, 26.
- 3.3. Funciones de forma, 31.
 - 3.3.1. Propiedades de las funciones de forma, 32
 - 3.3.2. Tipos de funciones de forma, 33.

3.4. Algoritmos de evaluación de integrales, 35.

CAPÍTULO 4 Marco metodológico

37

4.1. Revisión bibliográfica, 37.

4.2. Generar diferentes soluciones, 38.

4.3. Selección de materiales a utilizar, 38.

4.4. Análisis de esfuerzos en el modelo seleccionado, 39.

4.4.1. Modulo de creación de partes, 40.

4.4.2. Modulo de asignación de materiales, 41.

4.4.3. Modulo ensamblaje, 42.

4.4.4. Modulo de creación de pasos, 42.

4.4.5. Modulo de definición de interacciones, 43.

4.4.6. Modulo de aplicación de cargas y condiciones de borde, 44.

4.4.7. Modulo de generación de mallado, 45.

4.4.8. Modulo de trabajo, control y monitoreo, 46.

4.4.9. Modulo de visualización de resultados, 47.

4.5. Selección de los elementos electromecánicos, 48.

4.6. Construcción de la camilla convertible en silla de ruedas, 49.

CAPÍTULO 5 Resultados y Análisis

51

5.1. Especificaciones del sistema a diseñar, 51.

5.1.1. Restricciones, 51.

5.1.2. Criterios, 52.

5.2. Planteamiento de las alternativas de solución, 52.

5.2.1. Solución N° 1, 52.

5.2.2. Solución N° 2, 54.

5.3. Selección de la mejor solución, 56.

5.4. Especificaciones del sistema diseñado, 57.

5.4.1. Estructura inferior, 57.

5.4.2. Eje de elevación, 58.

5.4.3. Brazo de elevación, 59.

- 5.4.4. Chasis, 59.
- 5.4.5. Eje de articulación, 60.
- 5.4.6. Espaldar, 61.
- 5.4.7. Reposapiernas, 62.
- 5.4.8. Bocinas, 62.
- 5.4.9. Ruedas traseras, 63.
- 5.4.10. Ruedas delanteras, 64.
- 5.5. Análisis y resultados, 64.
 - 5.5.1. Evaluación de esfuerzos de la estructura superior, 65.
 - 5.5.1.1. Evaluación de esfuerzos en la posición de silla de ruedas, 65.
 - 5.5.1.2. Evaluación de esfuerzos en la posición intermedia, 68.
 - 5.5.1.3. Evaluación de esfuerzos en la posición de camilla, 69.
 - 5.5.1.4. Análisis de esfuerzos en el espaldar, 72.
 - 5.5.1.5. Análisis de esfuerzos del chasis, 73.
 - 5.5.1.6. Análisis de esfuerzos en el reposapiernas, 74.
 - 5.5.2. Evaluación de esfuerzos en el conjunto de elevación, 74.
 - 5.5.2.1. Evaluación de esfuerzos cuando el brazo de elevación se encuentra a 90° , 76.
 - 5.5.2.2. Evaluación de esfuerzos cuando el brazo de elevación se encuentra a 45° , 77.
 - 5.5.2.3. Evaluación de esfuerzos cuando el brazo de elevación se encuentra a 0° , 78.
 - 5.5.3. Análisis de sensibilidad, 79.
 - 5.5.3.1. Estudio de sensibilidad del ensamblaje superior, 80.
 - 5.5.3.2. Estudio de sensibilidad del ensamblaje de elevación, 82.
 - 5.5.4. Determinación del factor de seguridad del dispositivo, 84.
 - 5.5.5. Selección de los elementos electromecánicos, 86.
 - 5.5.6. Análisis de volcamiento, 91.
 - 5.5.6.1. Cargas y centro de masa en la parte superior del dispositivo, 91.

5.5.6.2 Cargas y centro de masa en la parte superior del dispositivo, 93.

CAPÍTULO 6 Conclusiones y Recomendaciones	95
6.1. Conclusiones, 95.	
6.2. Recomendaciones, 96.	
Referencias bibliográficas	97
Anexos	99

Índice de figuras

2.1 Planos y ejes del cuerpo	13 2.2
Antropometría del cuerpo humano	19 2.3
Ángulos de confort en la flexión y extensión de piernas	19 2.4
Ángulos de confort en la flexión y extensión del fémur	19 3.1
Representación de un sistema para elementos finitos	24 3.2
Placa de compresión dinámica	24 3.3
Coordenadas nodales (i,j,k) y desplazamientos nodales	27
3.4Ejemplo de transformación paramétrica d coordenadas de un elemento cuadrilátero de 5 nodos	31 3.5
Tipos de nodos de un elemento	33 3.6
Transformación de la geometría empleando funciones de interpolación	33 3.7
Transformación biunívoca que provoca pliegues en el elemento transformado	34 3.8
34 3.8 Limites de integración de la función $f(x)$	36
4.1 Modulo Part	40 4.2
Modulo property	41 4.3
Modulo Assembly	42 4.4
Modulo step	43 4.5
Modulo interactions	44 4.6

Modulo Load	45 4.7
Modulo mesh	46 4.8
Modulo job	47 4.9
Modulo de visualización	48 5.1
Solución 1, (a) vista isométrica, (b) vista lateral	53 5.2
Solución 2, (a) vista camilla clínica, (b) vista silla de ruedas	55 5.3
Vista Isométrica de la estructura inferior del dispositivo	58 5.4
Vista isométrica del eje de elevación	58 5.5
Vista isométrica del brazo de elevación	59 5.6
Vista isométrica del chasis	60 5.7
Vista isométrica del eje de articulación	60
5.8 Vista isométrica del espaldar	61 5.9
Vista isométrica del reposa piernas	62 5.10
Vista isométrica del cojinete	63 5.11
Vista Isométrica de rueda trasera	63 5.12
Vista isométrica de rueda delantera	64 5.13
Estado de carga del dispositivo en posición de silla de ruedas	66 5.14
Esfuerzo de Von Misses para el ensamblaje superior en posición de silla de ruedas	67 5.15
Estado de carga del dispositivo en posición intermedia	68 5.16
Esfuerzo de Von Misses para el ensamblaje superior en posición intermedia	69 5.17
Estado de cargas del dispositivo en posición de camilla clínica	70
5.18 Esfuerzo de Von Misses para el ensamblaje superior en posición de camilla clínica	71 5.19
Desplazamiento para el dispositivo en posición de silla de ruedas	71 5.20
Esfuerzo de Von Misses para el espaldar	72 5.21
Esfuerzo de Von Misses para el chasis	73 5.22
Esfuerzo de Von Misses para el reposa piernas	74 5.23
Distribución de cargas del ensamblaje de elevación	75 5.24
Esfuerzo de Von Misses para el ensamblaje de elevación a 90°	76 5.25

Esfuerzo de Von Misses para el ensamblaje de elevación a 45°	77	5.26
Esfuerzo de Von Misses para el ensamblaje de elevación a 0°	78	5.27
Desplazamiento del ensamblaje de elevación	79	5.28
Grafica de convergencia de esfuerzo de Von Misses vs número de elementos para el ensamblaje superior	81	5.29 Grafica de convergencia de desplazamiento vs número de elementos para el ensamblaje superior
convergencia de desplazamiento vs número de elementos para el ensamblaje superior	82	5.30 Grafica de convergencia de esfuerzo de Von Misses vs número de elementos para el ensamblaje de elevación
convergencia de esfuerzo de Von Misses vs número de elementos para el ensamblaje de elevación	83	5.31 Grafica de convergencia de desplazamiento vs número de elementos para el ensamblaje de elevación
convergencia de desplazamiento vs número de elementos para el ensamblaje de elevación	84	5.32 Aplicación de cargas sobre el dispositivo
sobre el dispositivo	88	5.33 Aplicación de cargas sobre el mecanismos de elevación
sobre el mecanismos de elevación	89	5.34 Carga aplicada en el extremo superior del dispositivo
extremo superior del dispositivo	91	5.35 Centro de gravedad del dispositivo, cuando se coloca una carga de 1000N en el extremo superior
dispositivo, cuando se coloca una carga de 1000N en el extremo superior	91	5.36 Carga aplicada en el extremo inferior del dispositivo
91 5.36 Carga aplicada en el extremo inferior del dispositivo		94
5.37 Centro de gravedad del dispositivo, cuando se coloca una carga de 1000N en el extremo inferior		95



Índice de Tablas

5.1 Piezas que conforman la solución 1	54	5.2
Piezas que conforman la solución 2	56	5.3
Análisis de sensibilidad de esfuerzo para el ensamblaje superior	80	5.4
Análisis de sensibilidad de desplazamiento para el ensamblaje superior	81	5.5
Análisis de sensibilidad de esfuerzo para el ensamblaje de elevación	82	5.6
Análisis de sensibilidad de desplazamiento para el ensamblaje de elevación	83	5.7
Factor de seguridad para los distintos conjuntos del dispositivos	85	

CAPÍTULO 1 *Introducción*

1.1 INTRODUCCIÓN

En los centros de salud, en Venezuela, se observa con frecuencia la dificultad que se presenta al momento de realizar el traslado de un paciente, bien sea dentro del mismo hospital, o simplemente el cambio que se realiza entre la camilla y la silla de ruedas, o viceversa. En muchos casos no hay disponibilidad ni tan siquiera de estos elementos, por lo que el personal de enfermería, familiares y allegados a la persona tienen que realizar esta operación que resulta incómoda y puede llegar a ser perjudicial para la salud del paciente, dependiendo de cuál sea su condición médica.

Las personas que se encuentran recluidas en los centros hospitalarios tienen diferentes condiciones físicas, dependiendo de su edad, estado de salud, procedimientos quirúrgicos a los que fueron sometidos, lo que les puede causar molestias o hasta un gran dolor y deterioro de su condición al momento de ser trasladado de un lugar a otro, por distintos motivos, lo cuales pueden variar desde que hayan sido dados de alta, hasta su ingreso a quirófano.

Otros aspectos a considerar radica en las esperas prolongadas al momento de realizar diferentes exámenes médicos a los pacientes, terapias de recuperación, o diferentes tratamientos, muchos de estos se les hace incómodo o doloroso permanecer tanto tiempo sentados, por su condición de salud.

Esta cantidad de aspectos negativos que tiene la permanencia en un centro de salud venezolano, podrían ser resueltos con un dispositivo que adoptara diferentes posiciones, entre silla de ruedas y camilla, aparte de servir para el traslado de pacientes de una manera práctica y simple, evitando el cambio entre camilla y silla de ruedas.

El Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo propone una investigación donde se pueda desarrollar el diseño de una camilla convertible en silla de ruedas para facilitar el traslado de pacientes dentro de los hospitales de nuestro país, mejorando así la calidad de vida de las personas que en ciertos momentos de su vida se vean recluidos en los centros de salud.

1.2 SITUACIÓN PROBLEMÁTICA

Actualmente en los hospitales de Venezuela el traslado de los pacientes se realiza de una manera incomoda y poco eficaz, debido al gran esfuerzo físico que tiene que realizar el personal de enfermería, familiares y acompañantes del paciente para trasladar a este desde la camilla a la silla de ruedas o viceversa. Esto es en caso que haya la disponibilidad de sillas de ruedas en el centro de salud. Esta problemática ocurre debido a la carencia de dispositivos que faciliten el proceso (Carlos Aguilera 2010).

En los hospitales ingresan pacientes que se le dificultan la movilidad por diferentes factores, los cuales dependen de la condición física, enfermedad, dolencia, procedimientos quirúrgicos a los cuales hayan sido sometidos dichos pacientes. Por estas razones surgen infinidad de dificultades al momento del traslado de los pacientes ya que a su vez presentan cansancio, debilidad incomodidad, entre otros, lo cual dificulta la labor del personal de enfermería al momento de movilizar a estos pacientes para realizarles exámenes de rutina, terapias de recuperación, radiografías, entre otras. También Se debe considerar las largas esperas que realizan los pacientes al momento de dirigirse a estas dependencias hospitalarias para realizarse estos exámenes o tratamientos, debido a que muchos de ellos les resultan extremadamente incomodo, padecen molestias, o hasta les puede resultar muy doloroso permanecer sentados en una silla de ruedas tanto tiempo debido a su condición.

Esta situación no solo se enfoca al paciente como tal, debido a que el personal de enfermería, y/o personas que ayuden al traslado de pacientes sufren las consecuencias de que no exista disponible en el hospital dispositivos como esta camilla convertible en silla de ruedas, debido a que no todas las personas que movilizan pacientes poseen la condición física necesaria para alzar el peso de una persona sin sufrir lesiones o molestias musculares inmediatamente o con el paso del tiempo. Unido a esto al momento del traslado no siempre existe la disponibilidad de personal, o ayuda de allegados al afectado.

Otra dificultad presente en los centros hospitalarios es que al momento de la movilización de pacientes directamente con la camilla, esta presenta dificultad para maniobrar, y esto se vuelve un inconveniente mucho mayor en los momentos en que el hospital es altamente transitado. En los centros de salud se recurre al traslado de pacientes en camilla debido a su estado de salud, ya que este mismo puede ser tan grave que el cambiarlo a una silla de ruedas puede ser perjudicial para su condición.

En las operaciones ambulatorias en las cuales el paciente es dado de alta inmediatamente, para salir del quirófano normalmente se hace en silla de ruedas, esta podría ser otra de las infinitas aplicaciones que pudiera tener esta camilla convertible en silla de ruedas.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo General

Diseñar una camilla clínica convertible en silla de ruedas para facilitar el traslado de los pacientes.

1.3.2 Objetivos Específicos

- *Diseñar los elementos mecánicos que conforman el dispositivo.*
- *Seleccionar el material de los elementos del dispositivo.*

- *Estudiar y diseñar los componentes del armazón del dispositivo mediante el método de elementos finitos.*
- *Seleccionar las unidades eléctricas y mecánicas implicadas en el sistema.*
- *Fabricar un prototipo a escala.*

1.4 JUSTIFICACIÓN

El diseño de esta camilla convertible en silla de ruedas busca, en lo social, mejorar la calidad de vida de los pacientes hospitalarios mientras estén recluidos en centros de salud por diversos motivos. Este es el aspecto de mayor importancia ya que se pretende optimizar un diseño para lograr un balance entre la calidad del dispositivo y sus costos de fabricación. De esta manera se espera diseñar una camilla que sea de bajo coste, para mejorar la atención hospitalaria en nuestro país.

El desarrollo de estos modelos dentro de la facultad de ingeniería de la Universidad de Carabobo permite ampliar los conocimientos de los estudiantes, ya que el diseño de esta camilla ofrece la posibilidad de ser usado de manera didáctica, en materias relacionadas con los aspectos incluidos en este proyecto, debido a que pudiera ser la base de distintos ejercicios prácticos los cuales influirían de manera positiva en la formación de nuevos profesionales para el país.

Por último, pero no menos importante, se encuentra la esencial parte médica como justificación de este proyecto, ya que este diseño, que se espera ofrecer a este ámbito en un futuro, busca no perjudicar la condición de los pacientes al momento de su traslado, como puede ocurrir con los métodos actuales para estas movilizaciones.

1.5 ALCANCE

Este proyecto está limitado al diseño de una camilla clínica convertible en silla de ruedas, incluyendo el estudio de todas las piezas que la conforman.

Utilizando el método de elementos finitos para las partes estructurales del sistema, la selección de equipo para los elementos electromecánicos del diseño y por último la construcción de un prototipo a escala.

1.6 LIMITACIONES

La limitación de mayor relevancia es la obtención de información relacionada al traslado, cuidado y atención de los pacientes, debido a la dificultad que se presenta al acceso a estos hospitales y a que en muchos de estos no se le da importancia a estos aspectos del cuidado de pacientes.

1.7 ANTECEDENTES

El desarrollo de investigaciones sobre dispositivos que facilite el traslado de pacientes se lleva a cabo en todo el mundo.

En el mes de febrero de 1995 Hongbo Wang Kasagami en la Universidad de Yanshan, Quinhuangdao, realizó una investigación sobre el diseño de un aparato que hiciera posible que la enfermera traslade con movimientos débiles a heridos, o al paciente paralizado, de una cama a una camilla o viceversa. Este trabajo describe las especificaciones, diseño mecánico, sistema de control, y control del movimiento del dispositivo.

En esta investigación se obtuvieron resultados experimentales con respecto a los sistemas de control de movimiento, que implicaban servomotores y algoritmos del sistema, y la evaluación que indica la eficacia del dispositivo.

Debido a las características del diseño, y que debe cumplir las funciones básicas de camilla y silla de ruedas, se incluyen estudios realizados anteriormente a estos dispositivos, como el efecto del ángulo de flexión de la rodilla en silla de ruedas girando, donde veinte sujetos sanos fueron evaluados comparando el efecto de la extensión completa de la rodilla en una serie de parámetros. Empíricamente se mide la velocidad angular de giro, se percibe una facilidad de

que la silla de ruedas de inflexión, el longitud total de la silla de ruedas, la posición antero posterior del centro de masas (COM), resistencia a la rodadura, convirtiendo la resistencia y las ruedas traseras de tracción. El momento de inercia combinado de la silla de ruedas y el sistema fue modelado. Encontramos que, en comparación con la extensión completa que flexionando completamente las rodillas se obtiene un aumento de la velocidad angular en un 40% y se percibía como un 66% más fácil por los sujetos. Longitud total disminuyó un 39%, se movió hacia atrás COM 38%, la resistencia de giro disminuyó en un 21%, las ruedas traseras de tracción aumentó un 12% y el momento de inercia disminuyó en un 42%. Todos los parámetros evaluados fueron empírica y estadísticamente significativos. Se concluye que el ángulo de flexión de la rodilla-tiene un efecto significativo en silla de ruedas girando. La implementación de estos hallazgos para el diseño de sillas de ruedas y de la prescripción tendrá que ser validado en sillas de ruedas efectivas y, a incrementos más pequeños en gama de la rodilla en flexión.

En junio de 2007 Emily Zipfel, Rory Cooper, Jon Pearlman, Rosemarie Cooper y Mark McCartney desarrollaron una silla de ruedas de propulsión manual para ALIMCO, la cual se realizó en Departamento de Ciencia y Tecnología, de la universidad de Pittsburgh EE.UU. El primer paso de esta investigación fue estudiar las sillas originales ALIMCO, en esta etapa fueron más allá de las normas de las muestras pruebas convencionales de los materiales de dureza y resistencia a la tracción, en contra de los tubos de tamaño similar disponibles en EE.UU. El nuevo diseño de la silla hasta los momentos ha demostrado ser más durable y cómoda que la silla original, al igual que muchas otras sillas que están prestando uso en los países en vías de desarrollo. La verdadera evaluación del diseño es lo bien que la silla funcione en el campo durante sus años de uso, para así probar el diseño y por lo tanto realizar las mejoras que sean necesarias. En trabajos de diseño a futuro en ALINCO con la silla de ruedas manual para adultos incluirá una versión demarco rígido, aunque la transportabilidad se vea comprometida, la silla

es probable que llene una necesidad debido a la extremadamente fuerte estructura de una silla de chasis rígido y de peso más ligero.

Por último se puede citar el trabajo de grado de Monel Martínez y Alirio Berrios, realizado en la Universidad de Carabobo, Escuela de Ingeniería Mecánica en Febrero de 2010. El cual es el antecedente más relevante para esta investigación ya que se presento el diseño de una camilla reclinable que permita sentar al paciente para su traslado.

Para estudiar las partes de la estructura de este dispositivo se utilizo el método de los elementos finitos, empleando una herramienta computacional basada en ello. Los resultados obtenidos a partir del modelo analizado muestran la concentración de esfuerzos en el chasis de la camilla, en ninguno de los casos estos esfuerzos superaron el límite elástico del material a utilizar en la construcción, en este caso acero AISI 1023. A su vez se realizo la selección de los elementos electromecánicos implicados en el dispositivo, los cuales facilitan la ejecución de los movimientos.

CAPÍTULO 2

Marco Teórico

A continuación se presenta una serie de aspectos teóricos que se deben considerar al momento del diseño de la camilla convertible en silla de ruedas, para lograr un máximo confort al usuario y lo más importante que realice movimientos que estén en armonía con la anatomía del cuerpo humano.

2.1. PLANOS DE ORIENTACIÓN EN EL CUERPO HUMANO.

Antes de hablar de los planos de orientación del cuerpo humano es necesario definir lo que se denomina como posición anatómica.

Debido a que el individuo es capaz de adoptar diversas posiciones con el cuerpo, se hizo necesario en anatomía buscar una posición única que permitiera la descripción. Una vez definida hay la posibilidad de establecer la ubicación y localización de cada una de las partes, órganos y cavidades del cuerpo humano.

Esta posición requiere varias condiciones:

1. Estar de pie.
2. Cabeza erecta sin inclinación.
3. Ojos abiertos, mirando al frente y al mismo nivel.
4. Brazos extendidos a los lados del cuerpo.

5. Palmas de las manos mirando hacia delante.
6. Piernas extendidas y juntas.
7. Pies paralelos y talones juntos.

Existen tres planos tradicionales que corresponden a las tres dimensiones de espacio. Cada plano es perpendicular a cada uno de los otros dos.

Desde la posición anatómica, podemos trazar estos tres cortes o planos anatómicos, a saber: el plano sagital (o antero posterior), coronal (o frontal) y transversal (u horizontal). Estos planos nos permitirán comprender mejor la situación o la dirección que tienen las estructuras de nuestro cuerpo.

2.1.1. El plano sagital:

Antero posterior o medial pasa desde la parte anterior del cuerpo (o segmento de éste) hasta la posterior, dividiendo a éste en dos mitades, izquierda y derecha. Se dice que es un plano medio sagital cuando atraviesa la misma mitad del cuerpo, y es un corte simétrico. En síntesis, es un plano vertical que pasa a través del cuerpo en dirección desde al frente hasta atrás, dividiendo a éste en mitades derecha e izquierda.

2.1.2. El plano coronal:

Lateral o frontal pasa desde un extremo lateral del cuerpo (o segmento de éste) hasta el otro, dividiendo a este en dos mitades, anterior y posterior. En otras palabras, este tipo e plano atraviesa el cuerpo de lado a lado. En resumen, representa un plano vertical que pasa a través del cuerpo de lado a lado, dividiendo a éste en porciones anterior y posterior y formando un ángulo recto (perpendicular) con el plano sagital.

2.1.3. El plano transversal:

Pasa horizontalmente el cuerpo (o un segmento de éste), dividiéndolo en mitades superior e inferior. Por consiguiente, es un plano horizontal que pasa a través del cuerpo, dividiendo a éste en mitades superior e inferior.

Como resultado de estos planos anatómicos, se derivan ciertos principios básicos. Al describir los movimientos en términos de un plano, tenemos que el movimiento ocurre siempre paralelo al plano persé. Por ejemplo, durante el movimiento del antebrazo en el plano sagital, este segmento corporal se mueve en un plano paralelo al plano sagital.

Cuando hablamos del plano cardinal no referimos a un término de orientación utilizado cuando el movimiento ocurre en un plano que pasa a través del centro de gravedad. Por ejemplo, inclinando la cabeza hacia adelante es un movimiento que ocurre en el plano sagital cardinal.

2.2. EJES DE MOVIMIENTO.

Los ejes de movimiento representan aquella línea imaginaria alrededor de la cual se realiza el movimiento articular de un segmento corporal. Similar a los planos previamente descritos, existen tres ejes de movimiento, a saber: el eje frontal-horizontal (o lateral), el eje sagital-horizontal (antero posterior) y el eje vertical (o longitudinal)

2.2.1. El eje frontal-horizontal (lateral) Pasa horizontalmente de lado a lado.

Se halla situado paralelamente a la sutura coronal del cráneo. Se encuentra dispuesto en ángulo recto (perpendicular) con el eje sagital-horizontal. El movimiento de este eje se realiza en un plano sagital.

2.2.2. El eje sagital-horizontal (antero posterior)

Se dirige horizontalmente desde al frente hasta atrás. Se halla situado paralelamente a la sutura sagital del cráneo. Se encuentra dispuesto en ángulo recto (perpendicular) con el eje frontal-horizontal. El movimiento en este eje se halla en un plano Frontal.

2.2.3. Finalmente, el eje vertical (longitudinal)

Se ubica perpendicular al suelo. Se encuentra situado paralelamente a la línea de gravedad. El movimiento se realiza en un plano transversal.

2.3. IMPLICACIONES DE LOS MOVIMIENTOS.

Podemos mencionar varios principios que se derivan al describir el movimiento a base de los planos ejes correspondiente:

- Un movimiento rotatorio (axial o angular) de un segmento del cuerpo se lleva a cabo en un plano y alrededor de un eje. Los movimientos del cuerpo se producen en las articulaciones. Los ejes pasan, por tanto, a través de las articulaciones y el miembro o segmento correspondiente se mueve alrededor del eje (de forma axial o angular).
- Cada eje es perpendicular al plano en el cual ocurre el movimiento. Esto implica que el eje alrededor del cual toma lugar el movimiento es siempre en ángulo recto al plano en el cual ocurre.
- Levantando la pierna o brazo hacia adelante (flexión): Se lleva a cabo en un plano sagital alrededor de un eje frontal-horizontal
- Levantando lateralmente la pierna o el brazo (abducción): Se realiza en un plano frontal alrededor de un eje sagital-horizontal
- Girando la cabeza, brazo (desde el hombro) o pierna (desde la cadera) - Rotación Lateral o transversal. Es un movimiento que se ejecuta en un plano transversal alrededor de un eje vertical.

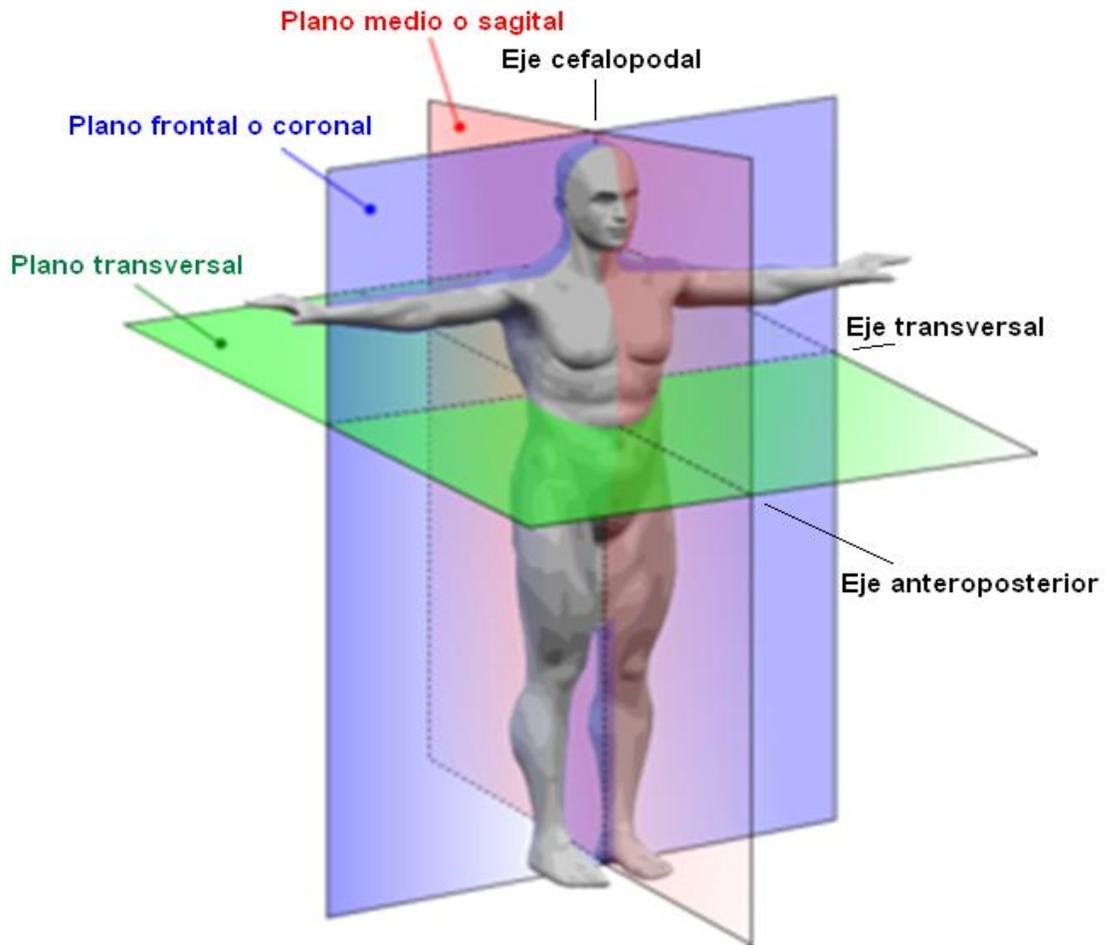


Figura 1. Planos y ejes del cuerpo.

2.4. MOVIMIENTOS ARTICULARES.

2.4.1. Movimientos Paralelos al Plano Sagital y Alrededor de un Eje Frontal-Horizontal.

- Flexión: Disminución en el ángulo de la articulación.
- Extensión: Aumento en el ángulo de la articulación.

- Hiperflexión: Flexión del brazo superior (articulación del hombro) más allá de una línea recta vertical.
- Hiperextensión: La continuación de la extensión más allá de de la posición fundamental de pie o de la anatómica (o la continuación de la extensión más allá de una línea recta vertical).
- Dorsiflexión: Movimiento del dorso del pie (empeine o parte superior del pie) hacia la cara anterior de la tibia.
- Flexión plantar: Extensión de la planta del pie hacia abajo (suelo).

2.4.2. Movimientos Paralelos al Plano Frontal (Coronal) y Alrededor de un Eje Sagital-Horizontal.

- *Aducción: Movimiento lateral hacia la línea media del cuerpo.*
- *Flexión lateral: Acción de doblar lateralmente la cabeza o el tronco (en las articulaciones intervertebrales de la columna vertebral).*
- *Hiperaducción: Movimiento combinado con ligera flexión por virtud del cual las extremidades superiores pueden cruzar el frente del cuerpo, o una extremidad inferior cruzar el frente de la extremidad que apoya el peso del cuerpo.*
- *Reducción de la hiperaducción: El retorno del movimiento de la hiperaducción.*
- *Reducción de la flexión lateral: El movimiento de retorno de la flexión lateral.*
- *Inversión y aducción (supinación): Movimiento de la planta del pie hacia la línea media (adentro), en el nivel de la articulación del tobillo.*
- *Eversión y abducción (pronación): Movimiento de la planta del pie hacia afuera de la línea media, en el nivel de la articulación del tobillo.*

2.4.3. Movimientos Paralelos al Plano Transversal (Horizontal) y Alrededor de un Eje Vertical.

- Rotación de izquierda a derecha: Rotación de la cabeza o cuello, de tal forma que el aspecto anterior gire hacia la izquierda o a la derecha respectivamente.
- Rotación lateral o externa: El aspecto anterior de un hueso o segmento (muslo, brazo superior, extremidad superior o inferior como una unidad entera) gira fuera de la línea media del cuerpo.
- Rotación medial o interna: El aspecto anterior de un hueso o segmento gira hacia la línea media del cuerpo.
- Supinación: Movimiento de rotación lateral sobre el eje del hueso del antebrazo, por virtud del cual se vuelve hacia adelante la palma de la mano.
- Pronación: Movimiento de rotación medial sobre el eje del hueso del antebrazo, de manera que la palma de la mano es volteada de una posición anterior a una posición posterior.
- Reducción de la rotación lateral, rotación medial, supinación, o pronación: Rotación del segmento hacia su posición medial original.

2.4.4. Movimientos en un Plano Oblicuo y Alrededor de un Eje Oblicuo.

Representan movimientos en planos intermedios oblicuos o diagonales. Por ejemplos, entre los planos sagital y frontal, entre los planos sagital y transversal, y entre los planos frontal (coronal) y transversal.

Los ejes son oblicuos o diagonales y perpendiculares al plano inter medio oblicuo o diagonal (mencionados en los ejemplos arriba) a través del cual se lleva a cabo el movimiento.

▪ Ejemplos.

- El servicio (saque) de tenis.
- La patada en el estilo de pecho en natación.
- Encucillarse por completo ("quats"), llevando los talones juntos y las rodillas separadas.

- Circunducción: Una secuencia ordenada de movimientos del hueso o segmento (que ocurre en el plano intermedio oblicuo o diagonal, y entre los planos sagital y frontal), de manera que el extremo distal (mas lejos de la articulación) de dicho hueso o segmento describa un círculo y sus lados un cono.

2.4.5. Otros Movimientos Articulares Especiales:

- Protracción: Movimiento de una parte del cuerpo hacia adelante, en un plano transversal y alrededor de un eje sagital-horizontal.

- Retracción: Movimiento de una parte del cuerpo hacia atrás, en un plano transversal y alrededor de un eje sagital-horizontal.

- Deslizamiento: Movimiento que resulta cuando una superficie resbala sobre otra, sin que posea un plano o eje particular.

2.5. PUNTOS DE REFERENCIA EN EL CUERPO HUMANO.

El centro de gravedad se puede definir de diversas maneras. Podemos decir que es el punto imaginario que representa el centro de peso de un objeto. También se puede describir como aquel punto en el cuerpo alrededor del cual todas las partes se equilibran de forma precisa unas a otras. Además, se puede definir como el punto en el cual todo el peso corporal se concentra. Finalmente, el centro de gravedad se conoce como aquel punto en el cual todos los planos del cuerpo se interceptan unos a otros.

2.5.1. Localización en el cuerpo humano:

Desde la posición anatómica de pie, el centro de gravedad se encuentra en la pelvis, enfrente de la porción superior del sacro. En las mujeres, se encuentra más abajo que en los hombres, debido a que las mujeres poseen una pelvis y muslos más pesados y piernas más cortas.

2.5.2. Factores que determinan la posición del centro de gravedad en el cuerpo:

La posición del centro de gravedad depende de varios factores, tales como la estructura anatómica individual, las posturas habituales de pie, las posiciones actuales, el hecho de sostener pesos externos y el edad, género (femenino o masculino).

2.5.3. La Línea de Gravedad:

La línea de gravedad representa una línea vertical imaginaria que atraviesa el centro de gravedad. Por consiguiente, esta línea se localiza a través del centro de gravedad. La línea de gravedad depende de la posición del centro de gravedad. En términos generales, se admite que cuando la postura es correcta, la línea pasa a través de las vértebras cervicales medias y lumbares medias y por delante de las vértebras dorsales.

2.6. LA ANTROPOMETRÍA.

Se considera a la antropometría como la ciencia que estudia las medidas del cuerpo humano, con el fin de establecer diferencias entre individuos, grupos, razas, etc. Esta ciencia encuentra su origen en el siglo XVIII en el desarrollo de estudios de antropometría racial comparativa por parte de antropólogos físicos; aunque no fue hasta 1870 con la publicación de "Antropometría", del matemático belga Quetelet, cuando se considera su descubrimiento y estructuración científica.

Pero fue a partir de 1940, con la necesidad de datos antropométricos en la industria, específicamente la bélica y la aeronáutica, cuando la antropometría se consolida y desarrolla, debido al contexto bélico mundial. Las dimensiones del cuerpo humano varían de acuerdo al sexo, edad, raza, nivel socioeconómico, etc.; por lo que esta ciencia dedicada a investigar, recopilar y analizar estos datos, resulta una directriz en el diseño de los objetos y espacios arquitectónicos, al ser estos contenedores o prolongaciones del cuerpo y que por lo tanto, deben estar determinados por sus dimensiones.

Estas dimensiones son de dos tipos esenciales: estructurales y funcionales. Las estructurales son las de la cabeza, troncos y extremidades en posiciones estándar. Mientras que las funcionales o dinámicas incluyen medidas tomadas durante el movimiento realizado por el cuerpo en actividades específicas. Al conocer estos datos se conocen los espacios mínimos que el hombre necesita para desenvolverse diariamente, los cuales deben de ser considerados en el diseño de su entorno. Aunque los estudios antropométricos resultan un importante apoyo para saber la relación de las dimensiones del hombre y el espacio que este necesita para realizar sus actividades, en la práctica se deberán tomar en cuenta las características específicas de cada situación, debido a la diversidad antes mencionada; logrando así la optimización en el proyecto a desarrollar.

- Altura de hombro: Es una medida vertical que se toma desde el hombro hasta el suelo.
- Ancho máximo: Medida que se toma de hombro a hombro.
- Profundidad: Es una medida que se toma teniendo en cuenta la parte más sobresaliente del busto y la parte más sobresaliente de la cadera.
- Talla o estatura: Medida que se toma desde la cabeza al piso.

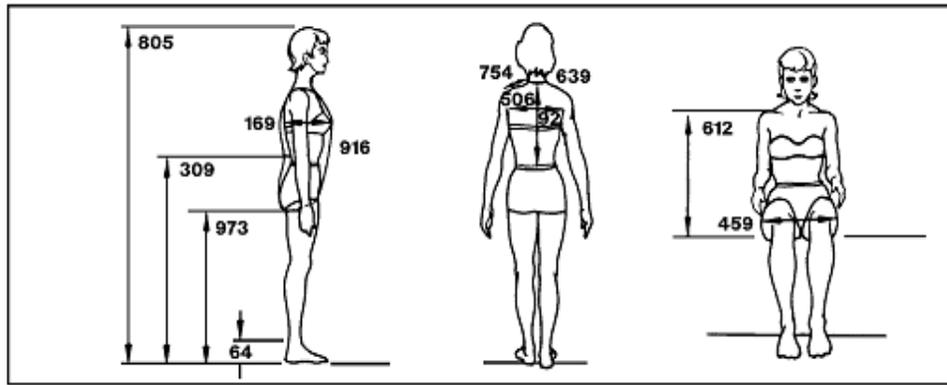


Figura 2. Antropometría del cuerpo humano

2.7. ÁNGULOS DE CONFORT (SENTADO)

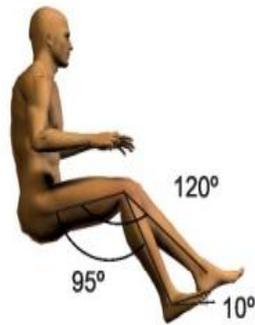


Figura 3. Angulos de confort de la flexion y extension de piernas.



Figura 4. Angulos de confort en la flexion y extension del fémur.

2.8. CARACTERÍSTICAS ANATÓMICAS DEL VENEZOLANO.

La característica multicultural del venezolano genera un patrón anatómico que debe ser analizado para determinar las dimensiones y el peso que debe soportar el dispositivo.

De acuerdo a lo anterior se considera:

- La medida para el varón venezolano es de 170.4 cm.

- La media para la mujer venezolana es de 157.5 cm.

- Los varones promedian 77 kg de peso.

- Las mujeres tienen una media de 62.5 kg.

- Los varones presentan una mayor densidad corporal, que se corresponde con un mayor peso magro y un menor porcentaje de grasa. Los valores de la correlación del peso para la talla se presentan más altos en el sexo masculino.

CAPÍTULO 3

Método de los elementos finitos

El método de los elementos finitos (MEF) ha adquirido una gran importancia en la solución de problemas ingenieriles, físicos, etc., ya que permite resolver casos que hasta hace poco tiempo eran prácticamente imposibles de resolver por métodos matemáticos tradicionales.

Esta circunstancia obligaba a realizar prototipos, ensayarlos e ir realizando mejoras de forma iterativa, lo que traía consigo un elevado coste tanto económico como en tiempo de desarrollo.

El MEF permite realizar un modelo matemático de cálculo del sistema real, más fácil y económico de modificar que un prototipo. Sin embargo no deja de ser un método aproximado de cálculo debido a las hipótesis básicas del método. Los prototipos, por lo tanto, siguen siendo necesarios, pero en menor número, ya que el primero puede acercarse bastante más al diseño óptimo.

La estructura básica del método de elementos finitos es conocida desde hace bastante tiempo, en los últimos años ha sufrido un gran desarrollo debido a los avances informáticos. Han sido precisamente estos avances informáticos los que han puesto a disposición de los usuarios gran cantidad de programas que

permiten realizar cálculos con elementos finitos. Pero no hay que llevarse a engaño, el manejo correcto de este tipo de programas exige un profundo conocimiento no solo del material con el que se trabaja, sino también de los principios del MEF. Sólo en este caso estaremos en condiciones de garantizar que los resultados obtenidos en los análisis se ajustan a la realidad.

3.1. BASES DEL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.

Las aplicaciones prácticas de la mecánica del sólido deformante pueden agruparse en dos grandes familias: La de los problemas asociados con sistemas discretos en los cuales los sistemas a analizar están divididos de forma natural en elementos claramente definidos, por ejemplo, en el análisis de la estructura de un edificio en la que cada viga constituye una entidad aislada bien definida; mientras que en los problemas asociados a sistemas continuos, el sistema no puede ser dividido en forma natural en unidades simples, por lo que su análisis resulta mucho más complejo (Cerrolaza 1991). Debido a que se hace referencia al cálculo estructural, el MEF puede ser entendido como una generalización de estructura al análisis de sistemas continuos. El principio del método consiste la reducción del problema con infinitos grados de libertad, en un problema finito en el que intervenga un número finito de variables asociadas a ciertos puntos característicos (nodos).

Las incógnitas del problema dejan de ser funciones matemáticas del problema cuando, para pasar a ser los valores de dichas funciones en un número infinito de puntos. En realidad no se trata de nada nuevo. El cálculo de estructuras se efectúa también restringiendo el análisis corrimientos de los nudos de unión.

La diferencia radica en que el análisis del continuo, la segmentación en elementos y la correcta posición de los nodos son hasta cierto punto arbitrario (Cerrolaza, 1991).

Así pues en el MEF se supone que el comportamiento mecánico de cada parte o elemento, en los que se subdivide queda definido por un número finito de parámetros (grados de libertad) asociados al los puntos que en dicho momento se une al resto de los elementos de su entorno (nodos). Para definir el comportamiento en el interior de cada elemento se supone que dentro mismo, todo queda perfectamente definido a partir de lo que sucede en los nodos a través de una adecuada función de interpolación (Cerroloza, 1991).

Como puede apreciarse lo dicho, en el método de los elementos finitos son casi esenciales los conceptos de "Discretización" o acción de transformar la realidad de la naturaleza continua en un modelo discreto aproximado y de "interpolación", o acción de aproximar los valores de una función a partir de su conocimiento en un número discreto de puntos. Por lo tanto el M.E.F. es un método aproximado desde múltiples perspectivas, constituidas por:

- a) La discretización.
- b) La interpolación.
- c) Utilización de métodos numéricos.

Por lo tanto, la idea general del MEF es la división de un continuo en un conjunto de pequeños elementos interconectados por una serie de puntos llamados nodos.

Las ecuaciones que rigen el comportamiento del continuo regirán también el del elemento. De esta forma se consigue pasar de un sistema continuo (infinitos grados de libertad), que es regido por una ecuación diferencial o un sistema de ecuaciones diferenciales, a un sistema con un número de grados de libertad finito cuyo comportamiento se modela por un sistema de ecuaciones, lineales o no. En un sistema adecuadamente planteado, como se muestra en la figura 3.1, se pueden distinguir:

- Dominio: espacio geométrico donde se va a analizar el sistema.
- Condiciones de contorno: variables conocidas y que condicionan el cambio del sistema: cargas, desplazamientos.
- Incógnitas: variables del sistema que se requieren conocer después de que las condiciones de contorno han actuado sobre el sistema: desplazamientos, esfuerzos.

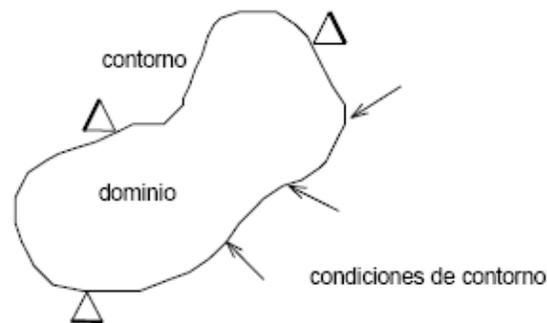


Figura 5. Representación de un sistema para elementos finitos

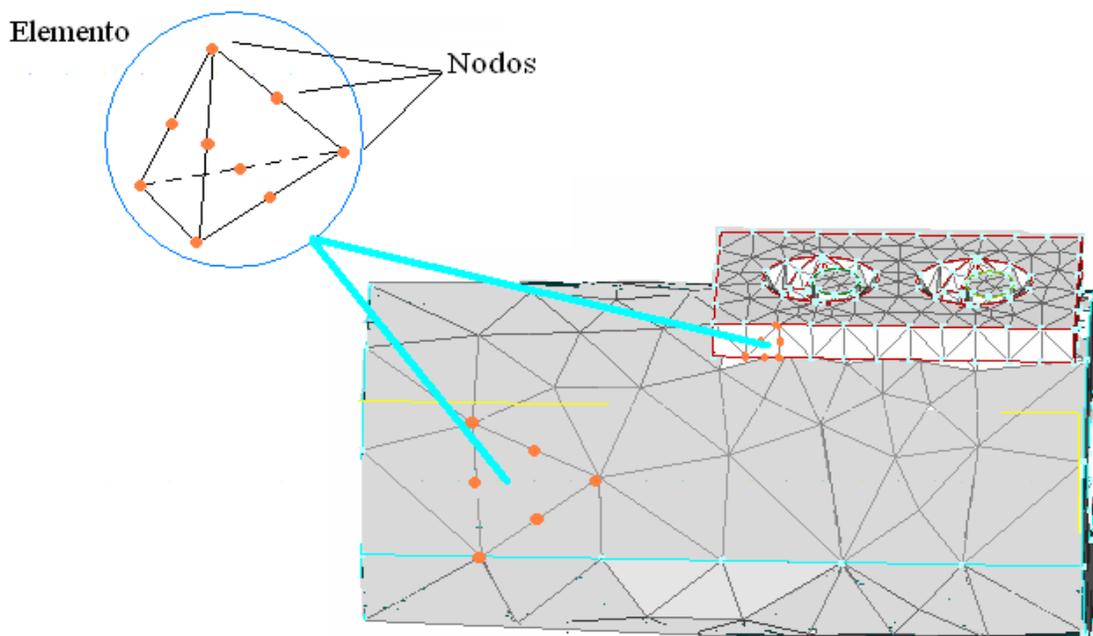


Figura 6. Placa de compresión dinámica.

El MEF supone, para solucionar el problema, el dominio discretizado en subdominios denominados elementos. El dominio se divide mediante puntos (en el caso lineal), mediante líneas (en el caso bidimensional) o superficies (en el tridimensional) imaginarias, de forma que el dominio total en estudio se aproxime mediante el conjunto de porciones (elementos) en que se subdivide. Los elementos se definen por un número discreto de puntos, llamados nodos, que conectan entre sí los elementos, como se muestra en la figura 3.2. Sobre estos nodos se materializan las incógnitas fundamentales del problema. En el caso de elementos estructurales estas incógnitas son los desplazamientos nodales, ya que a partir de éstos se pueden calcular el resto de incógnitas que interesan: tensiones, deformaciones. A estas incógnitas se les denomina **grados de libertad** de cada nodo del modelo. Los grados de libertad de un nodo son las variables que determinan el estado y/o posición del nodo. El comportamiento en el interior de cada elemento queda definido a partir del comportamiento de los nodos mediante las adecuadas funciones de interpolación o funciones de forma (Carnicero, 2008).

En un sistema estructural, el conjunto de grados de libertad incluye tres traslaciones y tres rotaciones.

Las condiciones de contorno estructurales incluyen:

- Restricciones de desplazamientos.
- Fuerzas aplicadas en nodos.
- Presiones sobre los elementos.
- Temperaturas en nodos.
- Cargas volumétricas o de inercia (gravedad).

Los modelos físicos que utilizan los ingenieros para representar los sistemas reales no pueden basarse en modelos de infinitos grados de libertad. Se debe entonces adoptar un criterio válido y práctico que permita aplicar un modelo matemático al modelo físico propuesto. Este criterio es denominado discretización, es decir, el modelo físico debe contener un número finito de grados de libertad.

En el MEF se asume que el medio continuo esta subdividido en un número finito de pequeñas regiones llamadas elementos, interconectadas entre si por entidades puntuales denominadas nodos. Esta discretización es importante ya que el número de interconexiones entre zonas del medio continuo y sus vecinas es, en teoría, infinito; entonces, para que una solución numérica sea viable solo deben considerarse los grados de libertad definidos en los nodos de la discretización o malla de elementos finitos (Carnicero, 2008).

El primer paso para realizar la discretización del sistema es determinar el dominio de los elementos. El tipo y número de elementos utilizados deben ser escogidos de manera que representen adecuadamente la geometría del problema y describan correctamente las diferentes soluciones a lo largo del dominio.

Luego, un modelo discreto con un número suficientes de elementos y una adecuada disposición de los mismos producirá mejores resultados que otro modelo con el mismo número de elementos, pero distribuidos de una forma inapropiada.

3.2. APLICACIÓN DEL MÉTODO.

La forma más intuitiva de comprender el método, al tiempo que la más extendida, es a partir de la aplicación a una placa sometida a tensión plana. El MEF se puede entender, desde un punto de vista estructural, como una generalización del cálculo matricial de estructuras al análisis de sistemas continuos. De hecho el método nació por evolución de aplicaciones a sistemas estructurales.

Un elemento finito viene definido por sus nodos (i, j, m) , como se muestra en la **figura 24** y por su contorno formado por líneas que los unen. Los desplazamientos \mathbf{u} de cualquier punto del elemento se aproximan por un vector columna (Zienkiewicz y Taylor, 1994).

$$\bar{u} = \sum N_i a_i^e = [N_i \quad N_j \quad \dots] \begin{pmatrix} \bar{a}_i \\ \bar{a}_j \\ \dots \end{pmatrix} = N a^e \quad (3.1)$$

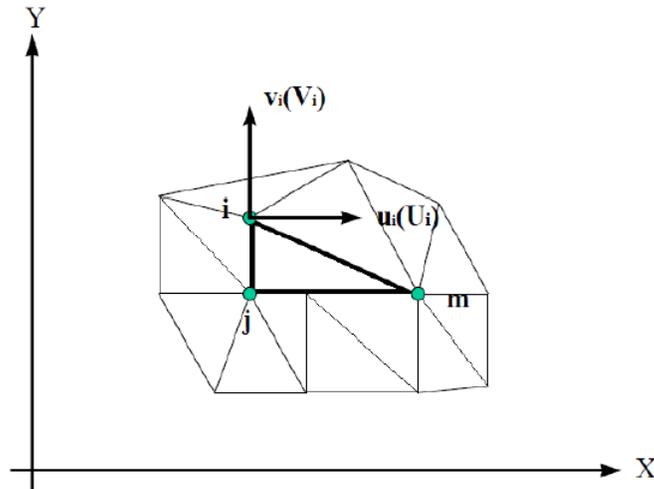


Figura 7. Coordenadas nodales (i, j, k) y desplazamientos de los nodos

Donde \mathbf{N} son funciones de posición, dadas (funciones de forma) y \mathbf{a}^e es un vector formado por los desplazamientos nodales de los elementos considerados. Para el caso de esfuerzo plano se tiene que:

$$\mathbf{u} = \begin{Bmatrix} u(x, y) \\ v(x, y) \end{Bmatrix}, \quad \mathbf{a}_i = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \end{Bmatrix}$$

Donde son los movimientos horizontal y vertical en un punto cualquiera del elemento y son los desplazamientos del nodo i . Las funciones \mathbf{N}_i , \mathbf{N}_j , \mathbf{N}_m , han de escogerse de tal forma que al sustituir en la ecuación (3.1) las coordenadas de los nodos, se obtengan los desplazamientos de los mismos. Conocidos los desplazamientos de todos los puntos del elemento, se pueden determinar las

deformaciones (ε) en cualquier punto, que vienen dadas por una relación del tipo de la ecuación (3.2). Siendo \mathbf{S} un operador lineal adecuado:

$$\varepsilon = \mathbf{S}u \quad (3.2)$$

Sustituyendo, la expresión (3.1) en (3.2) se obtiene las expresiones siguientes:

$$\varepsilon = \mathbf{B}a \quad (3.3)$$

$$\mathbf{B} = \mathbf{S}\mathbf{N} \quad (3.4)$$

Suponiendo que el cuerpo está sometido a unas deformaciones iniciales debidas a cambios térmicos, cristalizaciones, etc. y que tiene tensiones internas residuales la relación entre esfuerzos y deformaciones en el cuerpo viene dada por la expresión 3.5.

$$\sigma = \mathbf{D}(\varepsilon - \varepsilon_o) + \sigma_o \quad (3.5)$$

Siendo \mathbf{D} una matriz de elasticidad que contiene las propiedades del material o materiales. Se define:

$$q^e = \left\{ \begin{array}{c} q_i^e \\ q_j^e \\ \dots \end{array} \right\}$$

Como las fuerzas que actúan sobre los nodos, que son estáticamente equivalentes a los esfuerzos en el contorno y a las fuerzas distribuidas que actúan sobre el elemento. Cada fuerza debe tener el mismo número de componentes que el desplazamiento nodal correspondiente y debe ordenarse en las direcciones adecuadas. En el caso particular de esfuerzo plano, las fuerzas nodales son:

$$q_i^e = \begin{Bmatrix} U_i \\ V_i \end{Bmatrix}$$

Las fuerzas distribuidas (b) son las que actúan por unidad de volumen en direcciones correspondientes a los desplazamientos u en ese punto. La relación entre las fuerzas nodales y esfuerzos en el contorno y fuerzas distribuidas se determina por medio del método de los trabajos virtuales (Zienkiewicz y Taylor, 1994). El resultado es el siguiente (es el volumen del elemento e):

$$q^e = \int_{V^e} B^T \sigma \cdot dV - \int_{V^e} N^T b \cdot dV \quad (3.6)$$

Esta expresión es válida con carácter general cualesquiera que sean las relaciones entre tensiones y deformaciones. Si los esfuerzos siguen una ley lineal como (3.5), se puede describir la ecuación en la forma siguiente:

$$q^e = K^e a^e + f^e \quad (3.7)$$

$$K^e = \int_{V^e} B^T D B \cdot dV \quad (3.8)$$

$$f^e = - \int_{V^e} N^T b \cdot dV - \int_{V^e} B^T D \varepsilon_o \cdot dv + \int_{V^e} B^T \sigma_o \cdot dV \quad (3.9)$$

En la expresión de f aparecen, por este orden, las fuerzas debidas a las fuerzas distribuidas, las deformaciones iniciales y las tensiones iniciales, K es la matriz de rigidez.

Si existiesen fuerzas distribuidas por unidad de superficie (t), se tendría que añadir un término adicional a las fuerzas nodales del elemento cuyo contorno posee una superficie A . El término adicional sería,

$$- \int_{A^e} N^T t \cdot dA \quad (3.10)$$

t tendrá que tener el mismo número de componentes que u para que la expresión anterior sea válida.

Una vez obtenidos los desplazamientos nodales por resolución de las ecuaciones, se puede calcular los esfuerzos en cualquier punto del elemento, como:

$$\sigma = DBa^e - D\varepsilon_o + \sigma_o \quad (3.11)$$

3.3. FUNCIONES DE FORMA.

A través de las funciones de forma, o interpolación, se consigue reducir el problema a la determinación de los corrimientos de unos nodos. Estas funciones deben dar valores suficientemente aproximados de los corrimientos de cualquier punto del elemento.

El primer problema para definir las funciones de forma, $\mathbf{N} \equiv (N_j)$, de un elemento es que, en principio, dichas funciones dependen de su geometría (conviene recordar que se exige a las funciones de forma que tomen valor unidad en un nodo del elemento y se anulen en el resto). Sin embargo, este problema se evita de manera sencilla mediante una transformación de coordenadas. Por ejemplo, un elemento cuadrilátero de forma arbitraria se transforma en un cuadrado regular como se muestra en la figura 3.4, para ello basta con utilizar unas funciones de transformación $\psi_j(\xi)$, de forma que:

$$x = \varphi(\xi) = \sum_{i=1}^{n_{nod}} x_j \varphi_j(\xi) \quad (3.12)$$

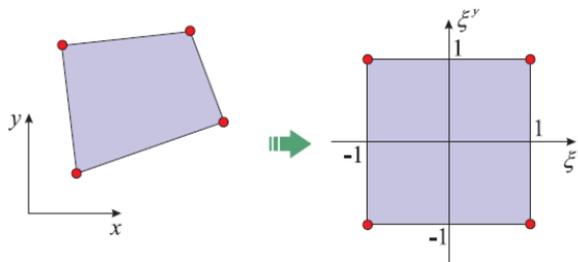


Figura 8. Ejemplo de transformación paramétrica de coordenadas en un elemento cuadrilátero de 4 nodos

Donde x y ξ son, respectivamente, las coordenadas de un punto cualquiera del elemento en el espacio real y en el paramétrico, y donde x_j son las coordenadas de los nodos en el espacio real. Las funciones de forma se definen en el espacio paramétrico (ξ_x, ξ_y) , donde todos los elementos tienen la misma geometría. Por ello, las funciones de forma son las mismas para todos los elementos, siempre que no se modifique el tipo de elemento.

Evidentemente, una vez terminados los cálculos numéricos en el espacio paramétrico, evaluadas las integrales es necesario deshacer el cambio de coordenadas para obtener los resultados en el espacio real.

3.3.1. Propiedades de las funciones de forma.

Las propiedades de las funciones de forma se describen como:

- Derivabilidad: Si el operador S es de orden m la función de forma deberá soportar la m -ésima derivada.
- Integrabilidad: Por coherencia con la ecuación (3.6), una vez se realiza la m -ésima derivada, la función de forma debe ser integrable.
- Semejanza con las leyes de distribución de corrimientos: Las leyes de distribución de corrimientos son continuas, por lo que también lo deben ser las funciones una vez aplicado el operador S .
- Condición de polinomio completo: Si la función de forma escogida es polinómica, lo que suele ser lo más habitual, para que la función se aproxime hasta el término m -ésimo a la solución real, el polinomio debe ser completo (Ayneto, 1997).

3.3.2. Tipos de funciones de forma.

En cada elemento se pueden distinguir tres tipos de nodos, primarios, secundarios e intermedios, como se muestran en la figura 3.5.

Las funciones de forma se agrupan en dos familias principales en función del tipo de nodos (Zienkiewicz y Taylor, 1994):

- Serendípidas: en las que sólo existen nodos frontera (primarios y secundarios).
- Lagrangianas: Incluyen además nodos intermedios.

Figura

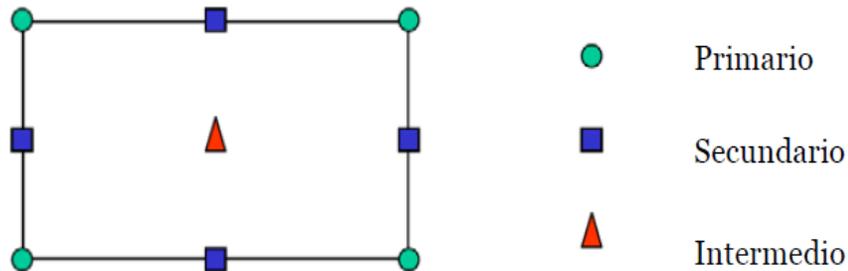


Figura 9. Tipos de nodos de un elemento

Con el fin de conseguir un mayor ajuste de los elementos a la geometría del cuerpo, existe también una interpolación de tipo geométrico. Esto permite obtener elementos de lados curvos a partir de un elemento de referencia como se indica en la figura

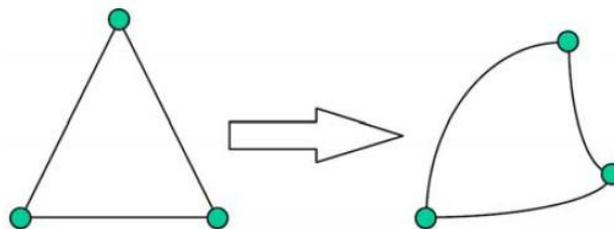


Figura 10. Transformación de la geometría empleando funciones de interpolación

No sólo pueden distorsionarse elementos bidimensionales en otros también bidimensionales, sino que se puede distorsionar elementos bidimensionales en elementos tridimensionales. Esto es así estableciendo una correspondencia biunívoca entre las coordenadas cartesianas y curvilíneas.

Es conveniente emplear funciones de forma también en las transformaciones curvilíneas que permiten la obtención de lados curvos.

Las transformaciones deben ser unívocas, es decir a cada punto del sistema cartesiano le debe corresponder un único punto del sistema curvilíneo, y viceversa. Es decir no pueden existir elementos con pliegues (ver figura).

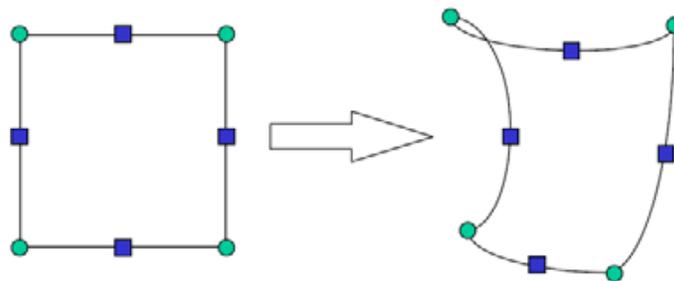


Figura 11. Transformación biunívoca que provoca pliegues en el elemento transformado.

Como conclusión cabe decir que las funciones de forma tienen tres cometidos principales dentro del MEF:

- Obtener resultados en cualquier punto del elemento por interpolación de los valores nodales.
- Permitir transformaciones geométricas que permiten adaptar el mallado a la forma del cuerpo analizado de una manera más exacta.
- Realizar la integración de las ecuaciones mediante la sustitución de las funciones elementales por polinomios de Legendre.

3.4. ALGORITMOS DE EVALUACIÓN DE INTEGRALES.

La evaluación analítica de las integrales elementales puede resultar muy compleja, es por ello habitual recurrir a métodos de integración numérica. Los métodos de cuadratura más tradicionales (regla del trapecio, método de Simpson, etc.), agrupados bajo el nombre genérico de métodos de Newton-Cotes, se basan en aproximar el integrando a un polinomio que es posteriormente integrado analíticamente.

Los métodos de cuadratura de Gauss son similares a los Newton-Cotes, pero, en lugar de escoger de forma arbitraria puntos de integración, se determinan y utilizan los puntos de Gauss que conducen a una mayor precisión en la estimación de la integral. La integración del polinomio se realiza posteriormente a través de una suma ponderada de los valores de la función en estos puntos de Gauss, como se muestra en la figura.

$$\int_a^b f(x) \cdot dx \approx \int_a^b P(x) \cdot dx \quad (3.13)$$

$$\int_a^b P(x) \cdot dx = \sum H_i \cdot f(x_i); H_i : \text{factor de peso} \quad (3.14)$$

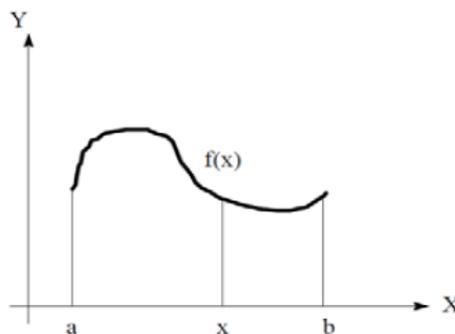


Figura 12. Límites de integración de la función f

Las cuadraturas de Gauss permiten obtener un elevado grado de precisión en la integración numérica con un reducido número de evaluaciones del integrando. Por ello, estos métodos son los más empleados en MEF.

Existen diversos tipos de elementos según el orden de polinomio utilizado en la integración. Sin embargo, puesto que cuanto mayor es el grado del polinomio mayor es el número de evaluaciones necesarias, el orden de integración escogido suele ser el mínimo necesario para garantizar una convergencia adecuada en la simulación.

Puede demostrarse que en cada elemento existen ciertos puntos en los cuales la precisión en la evaluación numérica de las tensiones es máxima.

Estos puntos son precisamente los puntos de integración de Gauss-Legendre. En los otros puntos del elemento la aproximación es pobre y los errores pueden llegar a ser muy considerables. Por ello, los esfuerzos nunca deben ser evaluados en los nodos directamente, a diferencia de los corrimientos, sino en los puntos de Gauss. Por tanto, es una práctica habitual en los programas de simulación MEF (por ej. SolidWorks 2007) evaluar los esfuerzos y otros parámetros de interés en dichos puntos y, a posteriori, extrapolar esos valores a los nodos (como parte del post-procesado de resultados) (dvi, 2008).

CAPÍTULO 4

Marco Metodológico

A continuación se presentara de manera detallada la metodología a seguir para la realización de este trabajo de investigación, con el fin de ilustrar minuciosamente cada uno de los pasos a realizar para el diseño de la camilla convertible en silla de ruedas.

4.1. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.

El trabajo de investigación se inicia con una revisión bibliográfica, basada en publicaciones, trabajos especiales de grado, investigaciones, relacionadas con el diseño, construcción y optimización, bien sea en elementos similares como en una misma camilla convertible en silla de ruedas. Se prosigue con la selección de estos trabajos que más se asemejen a nuestra investigación.

Posteriormente, se presentan los aspectos teóricos relacionados con la fisiología del cuerpo humano, los principios ergonómicos empleados para el diseño de camillas y sillas de ruedas, las consideraciones biomecánicas que deben tomarse en cuenta al momento de diseñar este tipo de dispositivos y los

materiales más usados en la construcción de nuevos modelos así como la evolución de estos dispositivos a lo largo de los años.

No se descarta la consulta con especialistas en el tema en caso de que los aspectos teóricos citados no sean suficientes para lograr el conocimiento necesario para la realización de este diseño.

4.2. GENERAR DIFERENTES SOLUCIONES

Una vez concluida la fase de revisión teórica se obtienen las necesidades principales que buscamos cubrir con este diseño. Seguidamente se plantean distintas soluciones a esta problemática.

Por medio de la herramienta computacional para modelación 3D SOLIDWORKS 2010, se generan los modelos de las posibles soluciones, creando cada una de las piezas que conforman la estructura. Luego de crear dichas piezas se procede a realizar el ensamblaje de estas, pudiendo verificar que no existan problemas de interferencia entre ellas.

Una vez realizado el ensamblaje el programa nos permite realizar simulaciones de los movimientos en las distintas direcciones que va a tener la camilla convertible en silla de rueda (una vez que se hayan creado todas las restricciones de movimiento que tendrán las partes).

Se generan criterios de comparación, a través de diferentes métodos, para la selección de la mejor alternativa basada en las características esperadas de las soluciones propuestas y a través de las limitaciones del diseño previamente establecidas.

4.3. SELECCIÓN DE MATERIALES A UTILIZAR.

Ya seleccionada la mejor alternativa se procede a la selección de los materiales para el diseño de esta camilla convertible en silla de ruedas.

Para esta etapa del trabajo de investigación se deberá generar una lista de los materiales que cumplan con los requerimientos de perfiles utilizados, y que puedan soportar las cargas que se le aplicaran, Esto se tomara como principal criterio para la selección de materiales.

Seguidamente se debe corroborar la existencia de estos materiales en el mercado nacional, para facilitar su adquisición.

Si existen varios materiales que cumplan con dichos requerimientos mencionados anteriormente se deben comparar y seleccionar aquel que nos de un mejor comportamiento frente a los esfuerzos generados por la aplicación de las cargas.

4.4. ANÁLISIS DE ESFUERZOS EN EL MODELO SELECCIONADO.

Una vez seleccionada la alternativa más idónea y los materiales de construcción se procede a la validación del modelo por el método de elementos finitos utilizando el programa ABACUS/CAEv6.9-1, a manera de determinar los esfuerzos y desplazamientos los que está sometida la estructura de la camilla convertible en silla de ruedas en condiciones de trabajo, contando con una interfaz gráfica intuitiva, que permite crear rápida y eficientemente, editar, controlar, diagnosticar, y visualizar los análisis realizados al sistema. Esta interfaz cuenta con módulos que permiten realizar las tareas de una manera relativamente simple.

A continuación se describen cada uno de dichos módulos:

4.4.1 Módulo de creación de partes.

Las piezas son los componentes básicos de un modelo en ABAQUS/CAEv6.9-1. Existen varias formas de crear estas partes, una de ellas es utilizar las herramientas de dibujo presentes en el módulo y generar el modelo, mientras que otra forma de hacerlo es realizar el modelo en un programa compatible con ABAQUS/CAEv6.9-1. En este caso el programa utilizado para la generación del modelo es SOLIDWORKS 2010, para ser posteriormente importado en formato ACIS(.sat).

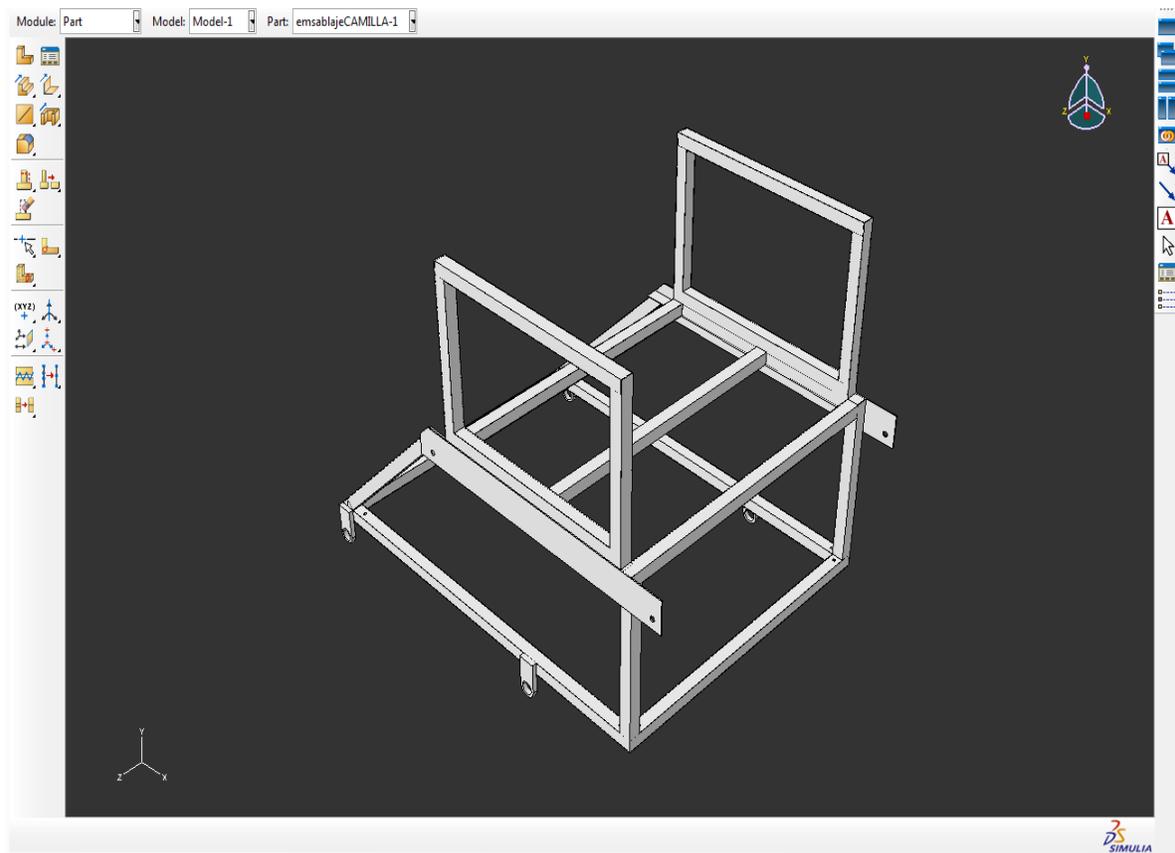


Figura 13. Módulo Part.

4.4.2 Módulo de asignación de materiales.

Este módulo permite definir distintos tipos de materiales, especificando el comportamiento de los mismos mediante el suministro de los datos necesarios para definir sus propiedades, como son el módulo de elasticidad y el módulo de poisson, o cualquier otra propiedad que se considere necesaria al momento de estudiar el modelo. Seguidamente se generan secciones a las cuales se le asigna los materiales correspondientes, para finalmente asignar una de dichas secciones a cada elemento que conforman el modelo

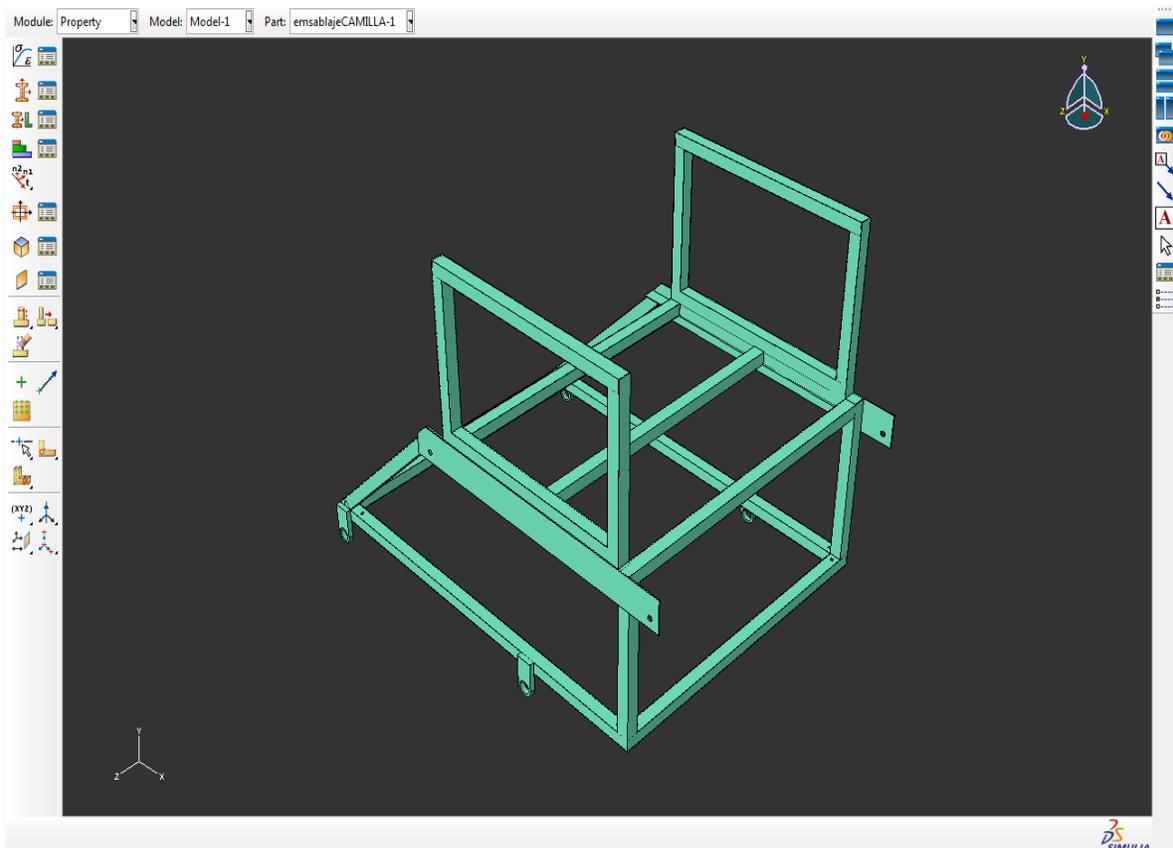


Figura 14. Módulo Property.

4.4.3 Módulo de ensamblaje.

Este módulo permite el ensamblaje de todas las piezas en un sistema de coordenadas global, común a todas las partes creadas o importadas.

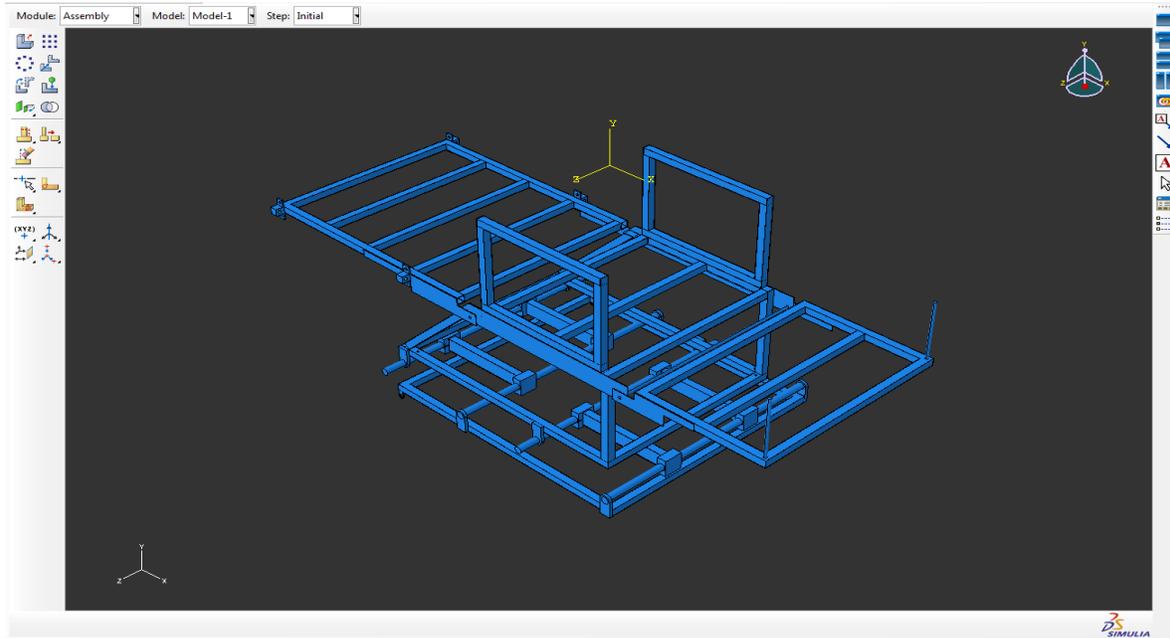


Figura 15. Módulo Assembly.

4.4.4. Módulo de creación de pasos.

Un análisis en ABACUS/CAEv96.9-1 es definido por la división del problema en pasos, especificando un tipo de análisis describiendo las cargas, condiciones de borde y salidas (tensiones, deformaciones, temperaturas, entre otros).

En cada uno de los pasos puede definirse el procedimiento del análisis (estático, dinámico, transferencia de calor, entre otros)

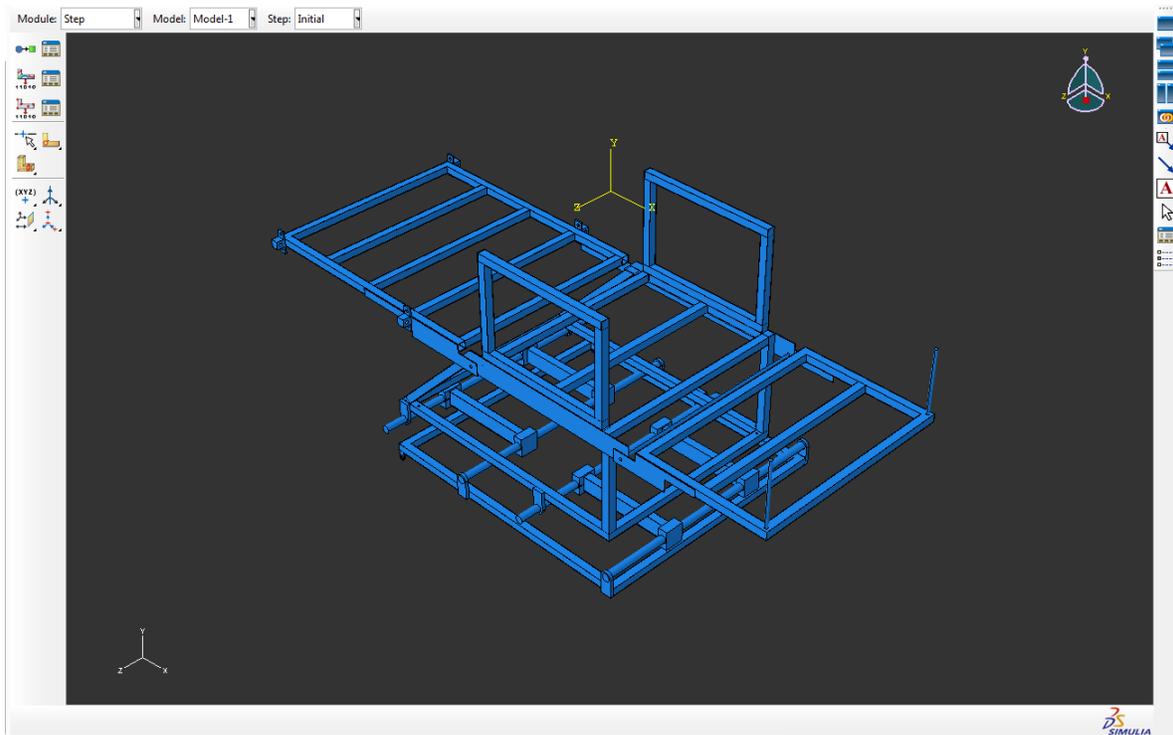


Figura 16. Módulo Step.

4.4.5. Módulo de definición de interacciones.

En este módulo se definen los contactos e interacciones presentes entre cada una de las piezas del modelo, por lo que se procede a seleccionar las superficies que se suponen que están en contacto, o puedan estarlo al momento de la simulación, para luego asignarles las propiedades entre ellas (fricción, normal, apretado, entre otros)

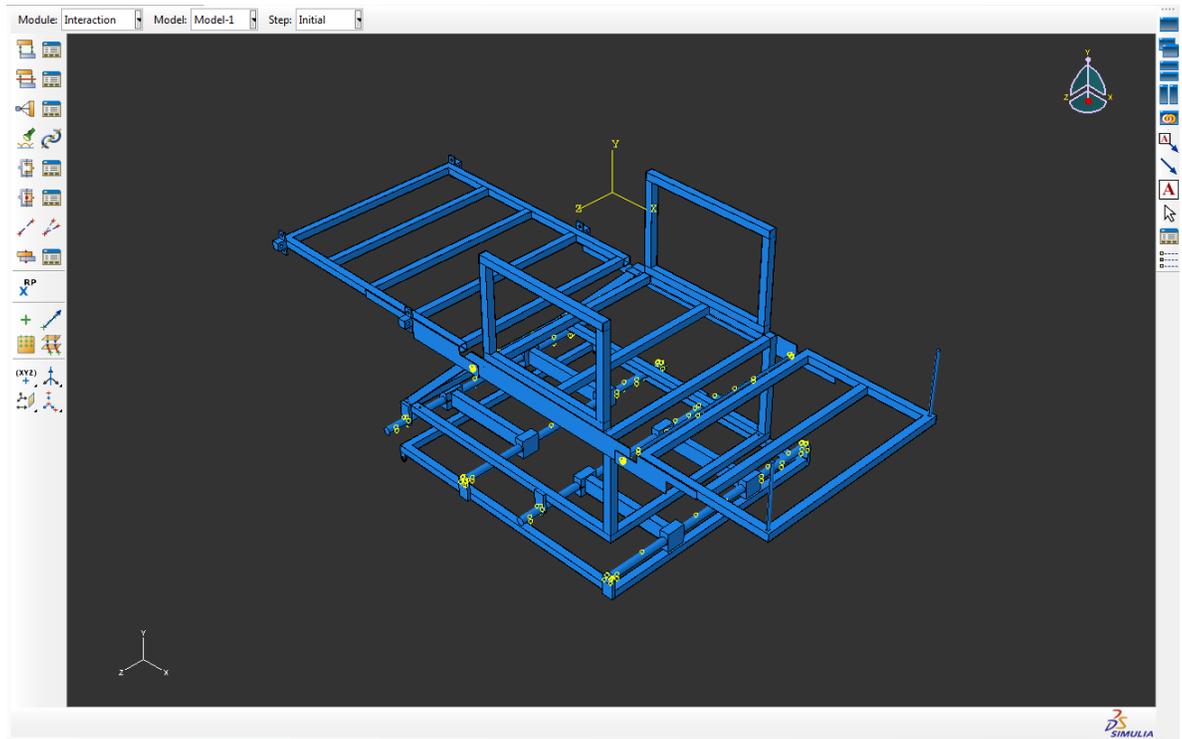


Figura 17. Módulo interactions.

4.4.6. Módulo de aplicación de cargas y condiciones de borde.

Este módulo permite la asignación de cargas y condiciones de bordes, a las cuales se encuentra sometido el modelo. Dichas cargas pueden ser aplicadas como: carga concentrada, distribuida, de flujo o térmica. Tanto para las condiciones de borde como para las cargas que se aplicaran en cada uno de los pasos.

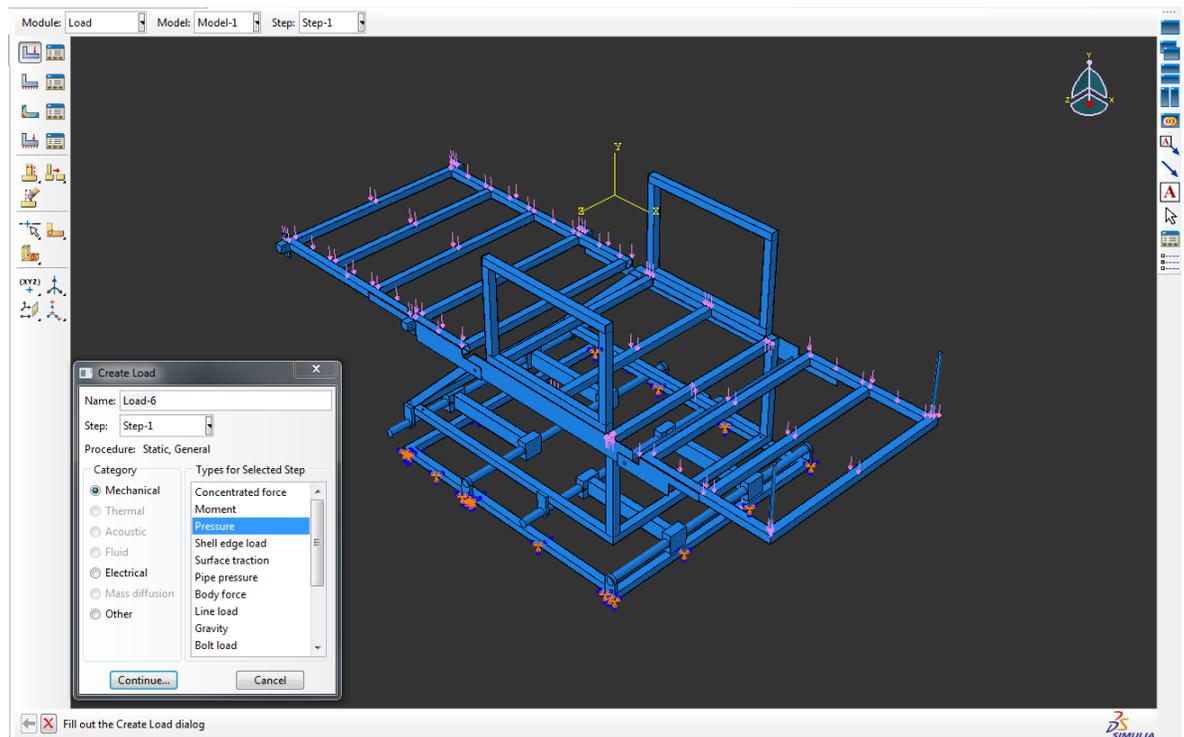


Figura 18. Módulo Load.

4.4.7. Módulo de generación de mallado.

Este módulo se usa para generar el mallado de elementos finitos, este procedimiento de mallado y de numeración optimizada de nodos y elementos es realizado por el programa, es decir, el usuario se limita a escoger, dependiendo de la geometría de la pieza, la técnica de mallado y a indicar el número de elementos que se desea en las aristas. Así mismo se debe escoger el tipo de elemento con el que se realizara el mallado (tetraédrico, hexagonal entre otros).

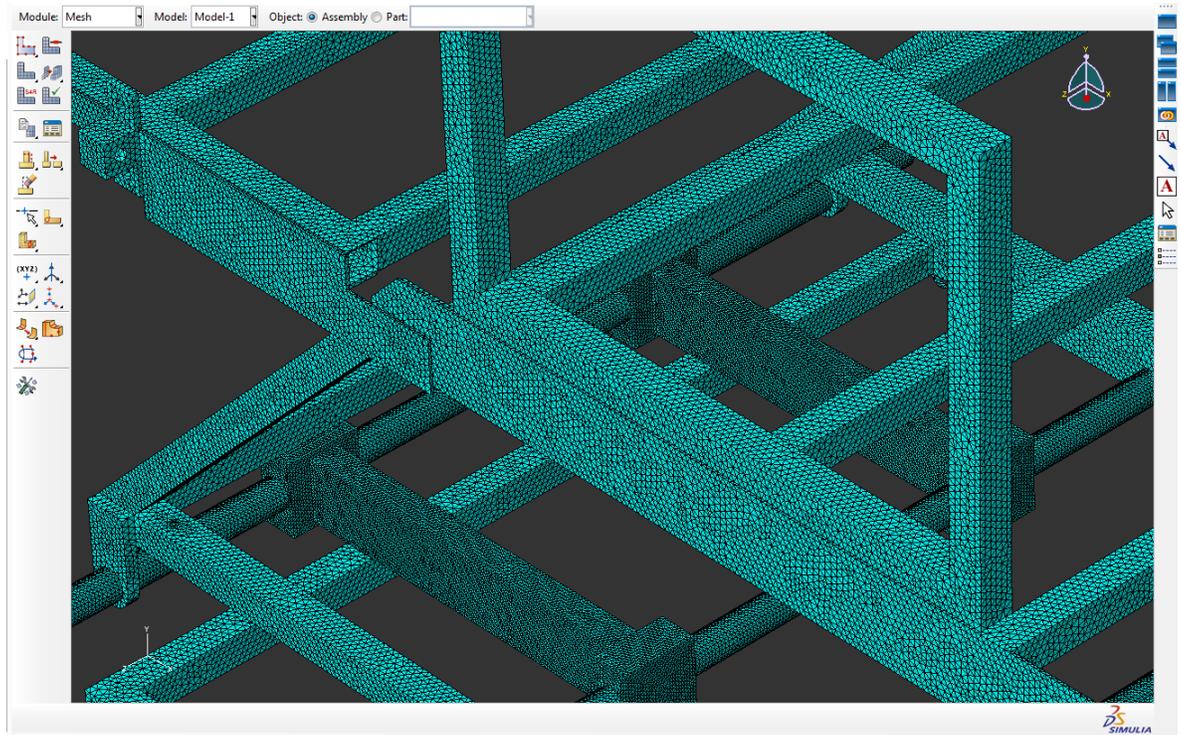


Figura 19. Módulo Mesh.

4.4.8. Módulo de trabajo, control y monitoreo.

Permite ejecutar y monitorear el proceso de la simulación una vez terminada todas las tareas anteriormente descritas en cada uno de los diferentes módulos. Si se desea se puede crear varios modelos, ejecutarlos y supervisarlos de manera simultánea.

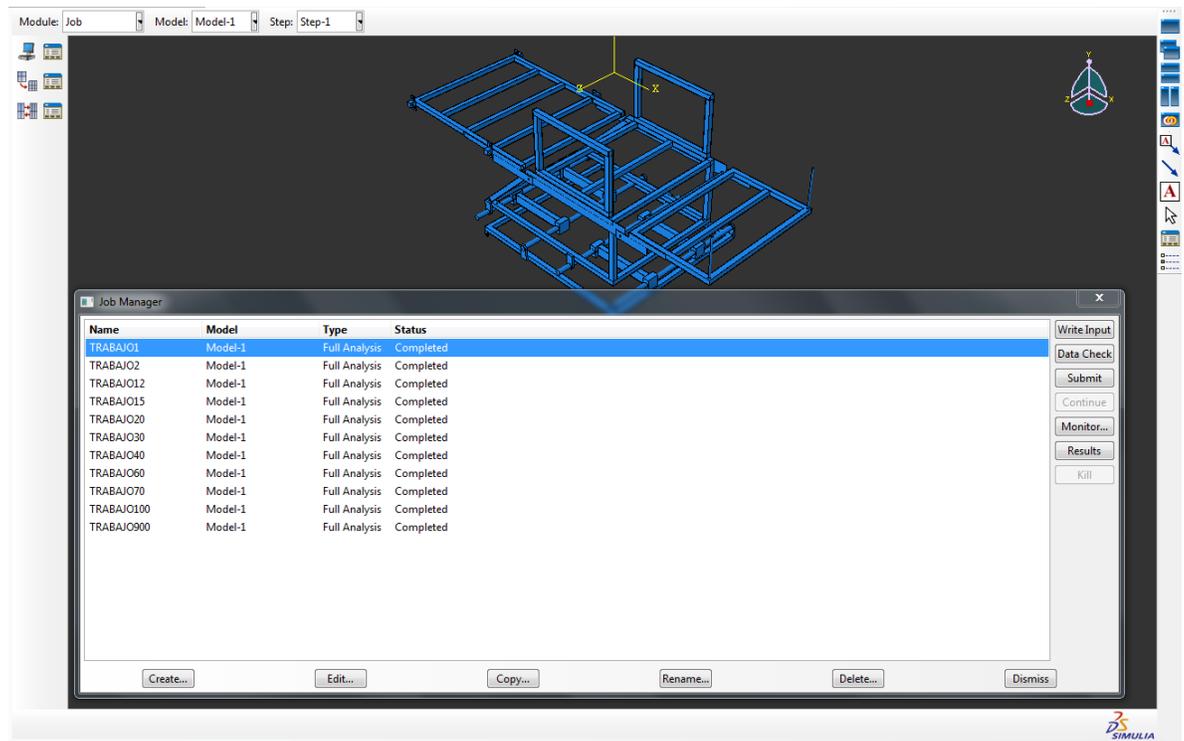


Figura 20. Módulo Job.

4.4.9. Módulo de visualización de resultados.

Una vez concluido el modulo anterior se muestran los resultados obtenidos de la simulación del modelo evaluado. Este módulo muestra la ubicación de los esfuerzos combinados, tanto máximo como mínimo, y se visualiza en una gama de colores, configurables, donde están ubicados dichos esfuerzos, así como también una animación del movimiento generado por las deformaciones que ocurren en la estructura.

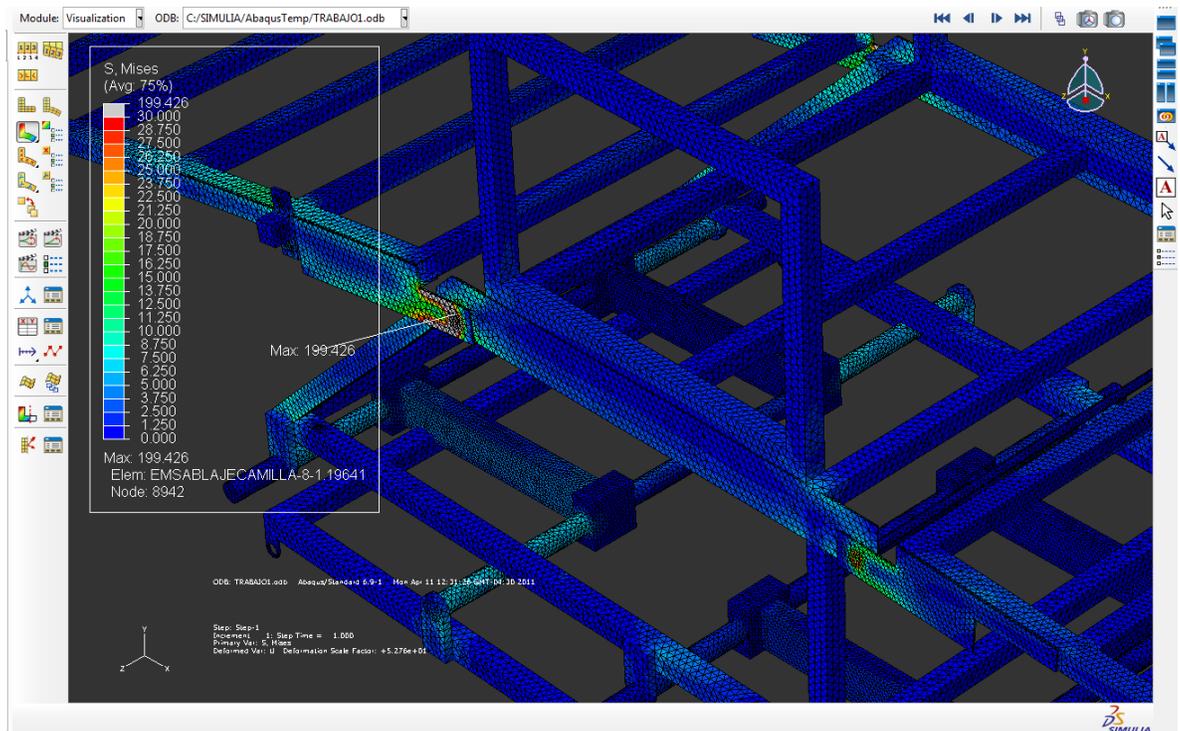


Figura 21. Módulo de visualización.

4.5. SELECCIÓN DE LOS ELEMENTOS ELECTROMECAÑICOS.

Se procede al estudio de los elementos electromecánicos necesarios en el diseño, obteniendo los parámetros requeridos para cumplir con las demandas de esfuerzos, torque, fuerza, entre otras, necesarias en este diseño.

Ya establecidos los criterios y requerimientos necesarios para este tipo de elementos que conformaran la camilla convertible en silla de ruedas se procede a su selección mediante catálogos de diferentes fabricantes.

4.6. CONSTRUCCIÓN DE LA CAMILLA CONVERTIBLE EN SILLA DE RUEDAS

Finalizado el diseño del dispositivo se dispondrá a su construcción, para ello se requiere fabricar cada uno de los elementos del mismo.

Dependiendo de la geometría y material de cada elemento se procederá a su construcción utilizando el meto indicado para ello.

Por último se procede al ensamblaje de la camilla convertible en silla de ruedas uniendo cada elemento, los fabricados y los adquiridos en el mercado.

CAPÍTULO 5

Resultados y Análisis

En este capítulo se presenta de forma general, las diferentes alternativas de solución para el diseño; luego se presenta un estudio de las mismas, basándose en las características esperadas en el diseño, con la finalidad de poder identificar cual es la mejor alternativa. Luego de finalizada la etapa anterior se procede a realizar la evaluación numérica de los esfuerzos y desplazamientos que se producen en el conjunto de elementos, utilizando el programa basado en el método de elementos finitos ABAQUS/CAE 6.9. Finalmente se muestra la descripción y funcionamiento de cada una de las piezas que conforman el sistema.

5.1. ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA A DISEÑAR

5.1.1. Restricciones

- Ser acorde con las medidas antropométricas de una persona adulta.
- Cumplir con las medidas estándar de la camilla y silla de ruedas recomendadas por las normas COVENIN.
- Ser capaz de soportar un peso estimado hasta 200 Kg.
- Cumplir con las funciones básicas de camilla y silla de ruedas.

- Realizar el uso y accionamiento de las funciones principales del dispositivo.

5.1.2. Criterios

Se espera que la solución cumpla con las características que permitan que el dispositivo funcione de manera apropiada, por lo que se quiere que este:

- Satisfaga las necesidades del usuario y las condiciones ambientales.
- Ofrezca buen ajuste y apoyo en relación a la postura.
- Sea agradable a la vista del paciente.
- Debe ser fabricada bajo el concepto de un mínimo mantenimiento.
- Sea lo más económica posible a manera de que pueda ser adquirida por los centros hospitalarios.
- Debe ser construida con materiales que se encuentren en el mercado nacional.

5.2. PLANTEAMIENTO DE LAS ALTERNATIVAS DE SOLUCION

A partir de la situación problemática y de los requerimientos que debe cumplir el sistema, objeto de la investigación, se proponen dos posibles soluciones.

5.2.1 Solución N° 1

El esquema mostrado en la figura 22, muestra un dispositivo constituido por el siguiente conjunto de piezas: Espaldar, un asiento, reposa pies. 4 bisagras que sirven de unión para las piezas antes mencionadas.

La estructura base del dispositivo está compuesta por perfiles tubulares con sección transversal rectangular, equipado con 2 ruedas orientables que permiten

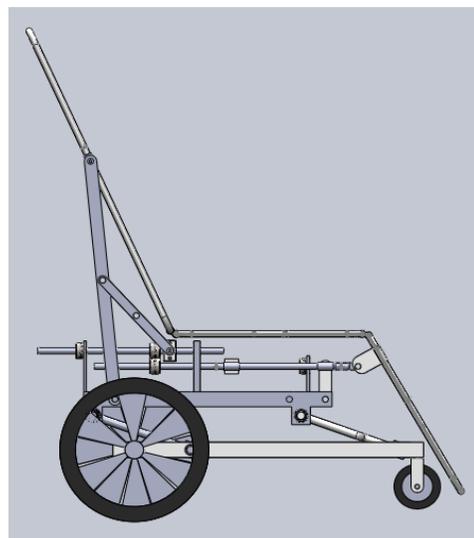
girar al dispositivo y 2 ruedas fijas acopladas a la estructura a través de ejes y rodamientos. 2 brazos que permite subir la estructura del asiento unida a ambas estructuras mediante ejes y rodamientos, 1 motor con caja reductora unido al eje del brazo delantero.

La estructura del asiento posee perfiles tubulares con sección transversal rectangular el cual posee apoyos para la colocación de rodamientos. 2 planchas que sirven de soporte para las correderas delanteras, unidas a la estructura del asiento mediante tornillos.

El sistema de desplazamiento del espaldar y reposa pies está compuesto por 2 planchas con orificios para tuercas y rodamientos, 2 rodamientos, tornillos, 2 ejes unidos a articulaciones con correderas que sostienen el reposa pies, 2 tornillos sin fin que se unen a las planchas mediante tuercas y a la estructura del asiento mediante 2 tuercas sujetas a rodamientos, 2 motores acoplados a los tornillos sin fin, 4 pletinas que sirven de unión para espaldar tanto con la estructura del asiento como con la plancha de desplazamiento.



(a)



(b)

Figura 22. Solución 1, (a) vista isométrica, (b) vista lateral

Tabla 1. Lista de piezas que conforman la solución 1

Nombre de la pieza	Número de piezas
Estructura inferior	1
Rueda trasera	2
Rueda delantera	2
Eje inferior	2
Brazo elevador	2
Estructura del asiento	1
Eje superior	2
Corredera	2
Articulación delantera	2
Tornillo sin fin	2
Plancha de transmisión	2
Rodamiento	10
Pletinas traseras	4
Reposa pies	1
Espaldar	1
Asiento	1
Elementos de sujeción	16

5.2.2. Solución N°2

La esquema mostrado en la figura 22, representa la solución dos la cual está conformada por una estructura inferior a la cual están sujetas 2 ruedas orientables, 2 ruedas traseras de un diámetro mayor las cuales están fijadas a la estructura mediante el eje de la rueda y un cojinete fijado en dicha estructura, 2 ejes que se encargan de soportar las cargas y transmitir la potencia del motor encargado de subir toda la estructura superior.

La estatura encargada de la elevación para convertirla en camilla consta de los dos ejes antes mencionados, 4 barras de sección transversal rectangular y dos ejes ubicados en la parte superior los cuales se acoplan al chasis mediante cojinetes.

Este diseño posee un chasis estructural es en busca de bajar el número de elementos que conforman el sistema, este chasis consta de una estructura con tubos de sección transversal cuadrada, 4 apoyos para la ubicación de los cojinetes donde apoyan los ejes antes mencionados, 2 ángulos de pletina de 90°, 2 planchas para la sujeción de los 2 ejes superiores.

En la parte superior de la estructura es donde se encuentra el espaldar, asiento, reposa piernas, reposa pies, unido al espaldar se encuentra la baranda protectora superior la cual puede colocarse como protector en la posición de camilla y como barras de empuje cuando esta como silla de ruedas, para este sistema se tiene 2 barra en forma de T, con orificios para colocar el seguro para garantizar que no se desplace de una posición a otra.

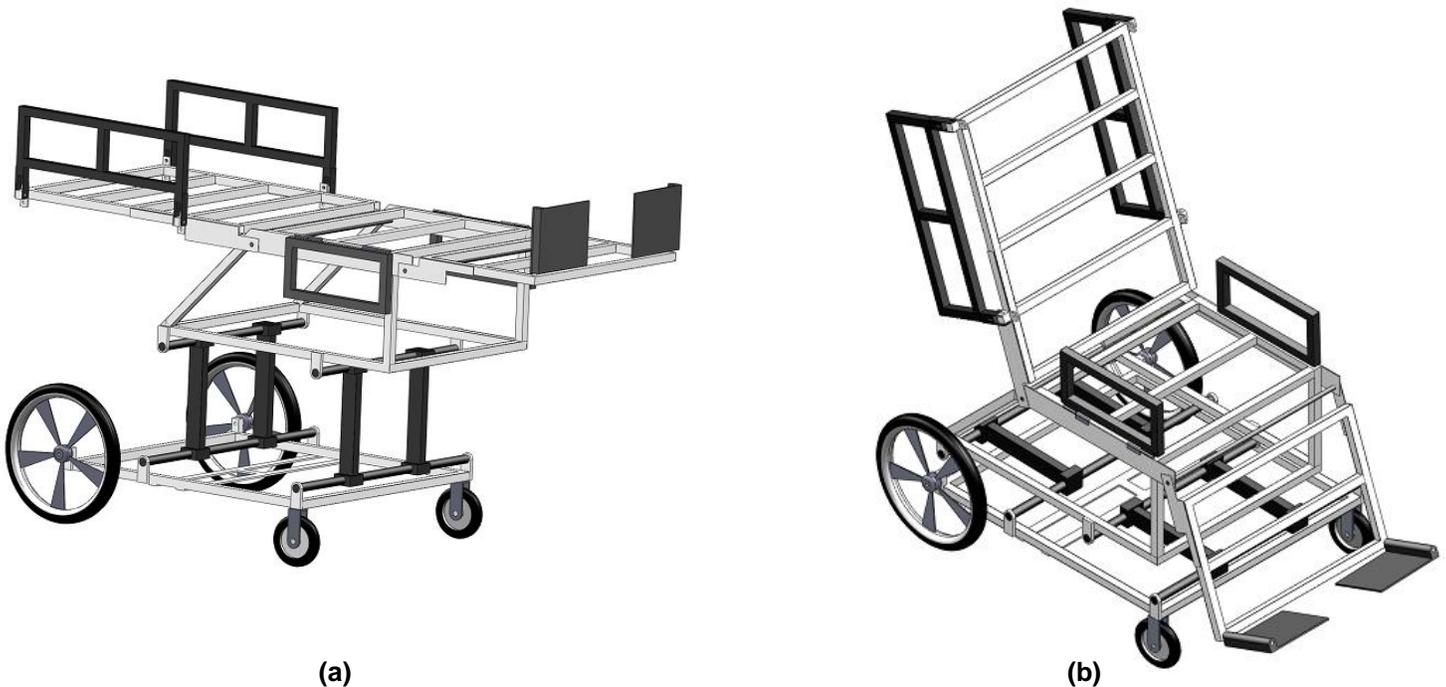


Figura 23. Solución 2, (a) posición de camilla, (b) posición silla de ruedas

Tabla 2. Lista de piezas que conforman la solución 2

Nombre de la pieza	Número de piezas
Estructura inferior	1
Eje de elevación	4
Brazo de elevación	4
Chasis	1
Eje superior	2
Espaldar	1
Reposa piernas	1
Reposa pies	2
Cojinete 1"	4
Cojinete ½"	4

5.3. SELECCIÓN DE LA MEJOR SOLUCIÓN

Teniendo en cuenta las restricciones y criterios planteados anteriormente, se procede a evaluar ambas alternativas planteadas, estudiando además las ventajas y desventajas que posee cada uno de los conjuntos. De acuerdo a lo anterior se tiene que la mejor alternativa es solución N° 2, teniendo como base los siguientes aspectos:

- Utiliza menor número de elementos de fijación, lo cual hace que el diseño sea más rígido y estable, además de que se evita posibles desajustes del dispositivo a futuro.
- Cumple al menos con las medidas de ancho y largo establecidas en la norma COVENIN 2906-92, la cual especifica las medidas máximas globales de una silla de ruedas. Esta no cumple con la altura máxima establecida en dichas normas, debido a que este dispositivo se convierte en camilla clínica,

y esta normativa no contempla el área que se utiliza como apoya cabeza en una camilla.

- No posee ninguna corredera lo cual disminuye el roce entre los elementos al momento de realizar los movimientos para convertir la camilla en silla de ruedas o viceversa.
- Estéticamente es más agradable a la vista ya que no posee tantos elementos como correderas, tornillos, tornillos sin fin y planchas.
-

5.4. ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA DISEÑADO Y ASIGNACION DE MATERIALES.

A continuación se indica detalladamente las características de cada una de las piezas que conforman el dispositivo de la solución seleccionada anteriormente, como son las dimensiones, materiales y características geométricas. Teniendo en cuenta que la selección de material se realizó de acuerdo a los perfiles utilizados en el diseño, ya que estos pueden ser fabricados de distintos aceros o aleaciones, por lo que se optó por aquellos de producción nacional.

5.4.1. Estructura inferior

Esta es una estructura conformada por perfiles tubulares de sección transversal cuadrada, de material acero AISI 1023 laminado en frío, de 25,4x25,4x1,5 mm. Posee apoyos para la colocación de los cojinetes, de 8 mm de espesor.

La estructura tubular está unida por soldadura, ya sea la unión de los perfiles, como la sujeción entre el perfil y los apoyos de los cojinetes, Este conjunto posee cuatro (4) orificios para la fijación de las ruedas

Esta estructura cuenta con pletinas en la parte inferior, de acero AISI 1023, de 38,1mm de ancho y 3mm de espesor, la cual sirve de apoyo para el motor encargado de la elevación del dispositivo.



Figura 24. Vista isométrica de la estructura inferior del dispositivo.

5.4.2. Eje de elevación

Es un eje de acero AISI 1030 templado y revenido, de 25,4mm de diámetro. Este es el encargado de sostener el brazo de elevación y unirlo a la estructura superior e inferior, Esta pieza va acoplada al conjunto motor caja reductora, que se encarga de la elevación y descenso del dispositivo, cuando realiza la conversión de silla de rueda a camilla clínica o viceversa.

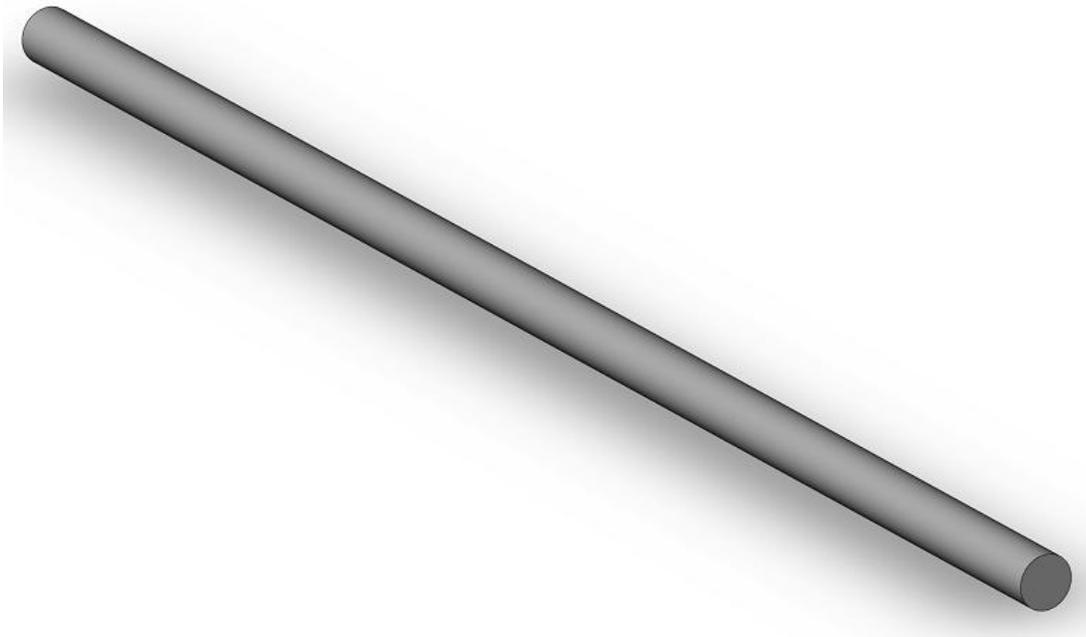


Figura 25. Vista isométrica del eje de elevación del dispositivo.

5.4.3. Brazo de elevación

Está compuesta por un perfil tubular de sección transversal rectangular, de acero AISI 1023 laminado en frío, de 25,4x50,8x1,5 mm. Unida mediante soldadura a una pieza en forma de cubo, de 60x60x60 mm, con un orificio de 25,4mm, para la colocación de ejes de elevación.



Figura 26. Vista isométrica de brazo de elevación del dispositivo.

5.4.4. Chasis

Es una estructura rígida conformada por perfiles tubulares de sección transversal cuadrada, de acero AISI 1023 con medidas de 25,4x25,4x1,5 mm, unida a planchas de material acero Inoxidable 410, de 3 mm de espesor, la cual poseen dos (2) orificios para la colocación de los ejes encargados de la articulación y desplazamiento del espaldar, asiento y reposa piernas. Además posee una pletina angular de 90° de acero inoxidable 410, con una longitud de ala de 25,4mm y un espesor de 3,175mm, la cual va soldada al perfil tubular.

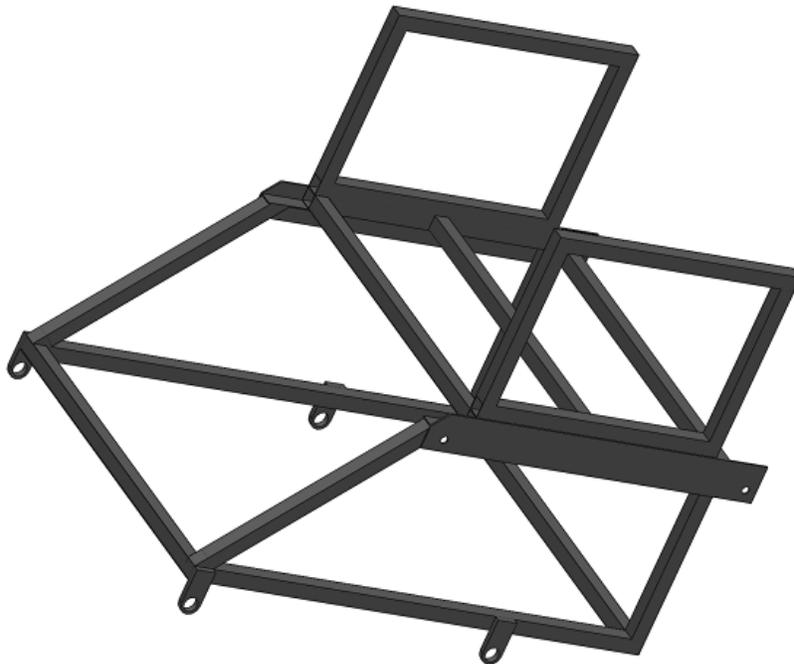


Figura 27. Vista isométrica del chasis del dispositivo.

5.4.5. Eje de articulación

Es un eje de acero AISI 1030 templado y revenido, de 12,7mm de diámetro, este se encarga de permitir la articulación entre los distintos asientos que posee el dispositivo, además de transmitir la potencia del motor que se encarga de realizar los movimientos de los mismos.

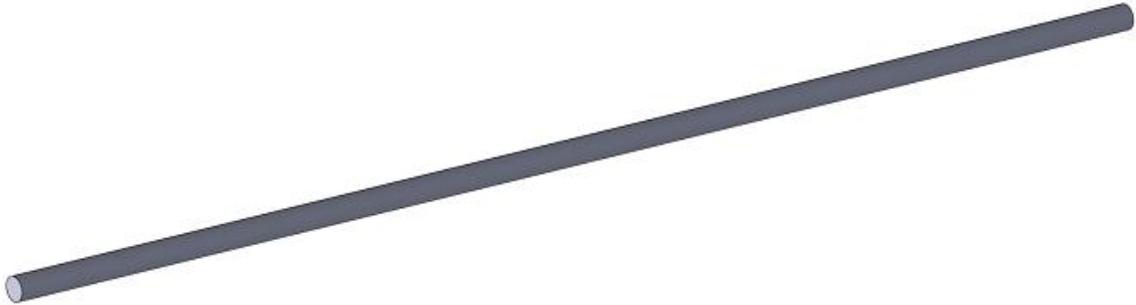


Figura 28. Vista isométrica del eje de articulación del dispositivo.

5.4.6. Espaldar

Es una estructura rígida formada por perfiles tubulares de sección transversal cuadrada, de acero 1023 laminado en frío y medidas 25,4x25,4x1,5 mm, la cual está unida mediante soldadura a dos planchas de material acero inoxidable 410, de 3mm de espesor y a cuatro piezas en forma de “T” de acero AISI 1023 y medidas 25,4x25,4x1,5 mm. A su vez posee 8 pasadores los cuales tienen como finalidad asegurar las barandas de seguridad del dispositivo del mismo material.

Las planchas poseen un orificio, cuya funcionalidad es acoplar el eje de articulación y las piezas en forma de T poseen dos orificios para los pasadores y uno para la unión del espaldar con la baranda protectora.



Figura 29. Vista isométrica del espaldar del dispositivo.

5.4.7. Reposa piernas

Es una estructura soldada de perfiles tubulares de sección transversal cuadrada, de AISI 1023 de medidas 25,4x25,4x1,5 mm. Unidas a esta se encuentran dos planchas de acero inoxidable 410 de 3mm de espesor y dos ejes los cuales sujetaran los reposa pies.

Las planchas poseen un orificio para el acople del espaldar con el eje de articulación.



Figura 30. Vista isométrica del reposa piernas del dispositivo.

5.4.8. Bocinas

Estos están fabricados de bronce, con un espesor de 2 mm y de diámetros de 12,7 y 25,4mm por las distintas medidas de ejes. Estos son los encargados de disminuir el roce entre los ejes y las planchas utilizados en el dispositivo, con la intención de evitar el daño de los componentes y disminuir la potencia necesaria para realizar el movimiento.

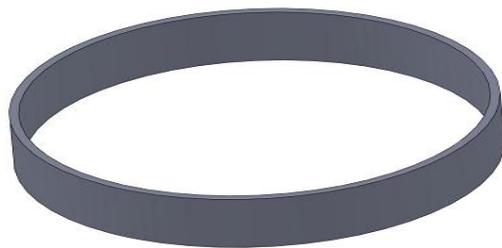


Figura 31. Vista isométrica del cojinetes del dispositivo.

5.4.9. Ruedas traseras

Este dispositivo cuenta con ruedas que ya están en el mercado para sillas de rueda, que soportan una carga máxima de 170 Kg cada una.



Figura 32. Vista isométrica de rueda trasera del dispositivo.

5.4.10. Ruedas delanteras

El diseño posee ruedas delanteras orientables que ya están en el mercado, se seleccionaron por medio de catálogos. Se estima una carga de 100 Kg por cada rueda, por lo cual se selecciona el siguiente modelo, capaces de resistir una carga de hasta 150 kg.



Figura 33. Vista isométrica de rueda delantera del dispositivo.

5.5. ANALISIS Y RESULTADOS

A continuación se muestran los resultados obtenidos de los análisis de esfuerzos realizados a la solución seleccionada, siguiendo los parámetros y procedimientos descritos en el capítulo 4.

Estos resultados son obtenidos mediante el programa computacional ABAQUS/CAE 6.9, basado en el método de elementos finito, aplicándose en una carga de 200 kg, la cual está conformada por el peso del paciente y cargas que puedan ser producidas por los médicos o enfermeros al momento de alguna emergencia médica. Además se le agrega una carga lateral que puede ser producida por el movimiento del usuario sobre el dispositivo o producto del movimiento efectuado por camilleros a la hora de transportar la silla de ruedas, esto con la finalidad de simular de manera más cercana las condiciones de uso del dispositivo, para garantizar que no se produzca ningún tipo de falla en la estructura. También se coloca un momento de 320 Nm producido por los motores en los ejes simulando el movimiento que genera la transformación de camilla a silla de ruedas y viceversa.

El dispositivo se separo en dos partes a manera de poder obtener resultados lo más cercanos posibles a la realidad, en un tiempo menor. La primera parte está compuesta por el espaldar, chasis, reposa piernas y ejes de articulación, la segunda contiene la estructura inferior, ejes de elevación y brazos de elevación.

5.5.1. Evaluación de esfuerzos de la estructura superior

Conociendo que el dispositivo es un equipo móvil es necesario encontrar la posición crítica donde el esfuerzo que generan las cargas sea mayor, para así poder enfocarse en el estudio de los mismos en esa condición y obtener un resultado confiable. Para esto se estudiaran 3 posiciones fundamentales, las cuales se presentan a continuación.

5.5.1.1 Evaluación de esfuerzos en la posición de silla de ruedas

Esta evaluación se realizara para el conjunto formado por el espaldar, chasis, reposa piernas y ejes de articulación, como se muestra en la figura 34. En la cual se puede observar las condiciones de contorno, restricciones de movimiento y aplicación de las cargas.

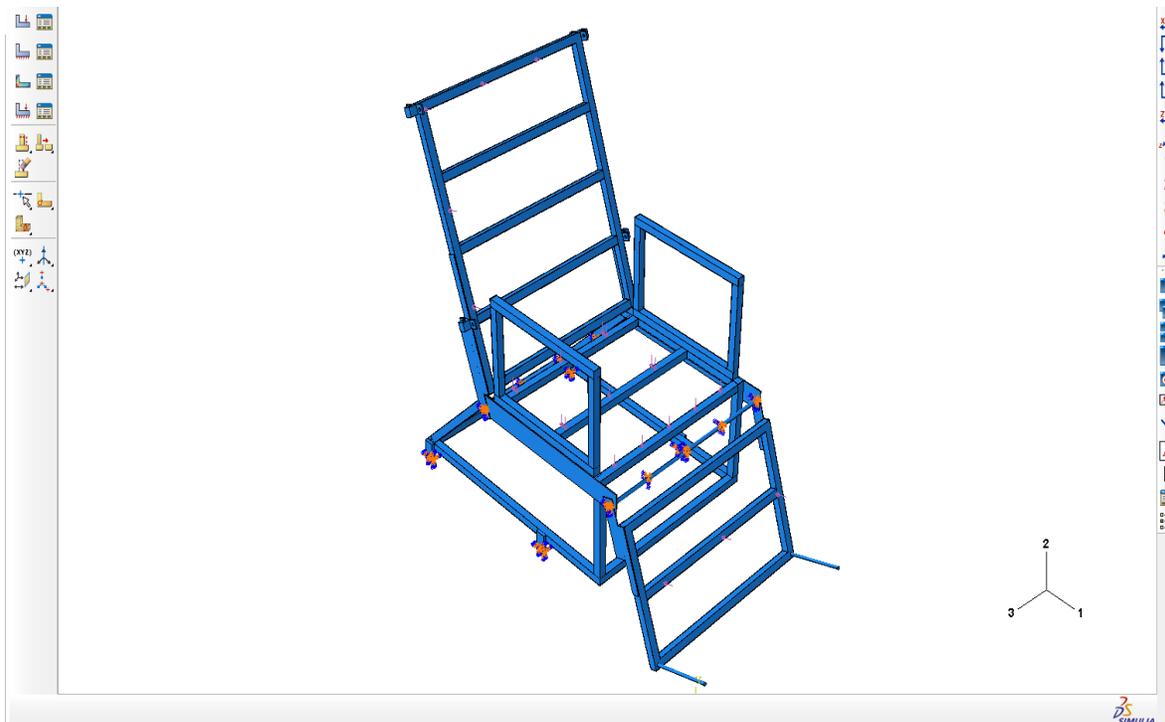


Figura 34. Estado de cargas del dispositivo en posición de Silla de ruedas

- **Cargas aplicadas:** En el espaldar 400N, en el asiento del chasis 1400N, en el reposa piernas 200N, en los ejes de articulación 320Nm, 200N carga lateral.
- **Angulo de posición del conjunto armado:** El asiento se encuentra en el plano horizontal, mientras el espaldar se encuentra a 70° respecto a este mismo y el reposa piernas a 30° respecto al eje vertical.
- **Restricciones:** De tipo “tie” entre el eje y las planchas del espaldar que simula la unión soldada entre estos dos elementos. De tipo deslizante para la conexión entre los eje y las planchas del chasis para simular el movimiento relativo entre estas dos que permitiría el cojinete.

En la figura 35, se muestran los resultados obtenidos del análisis de esfuerzos del conjunto antes descrito.

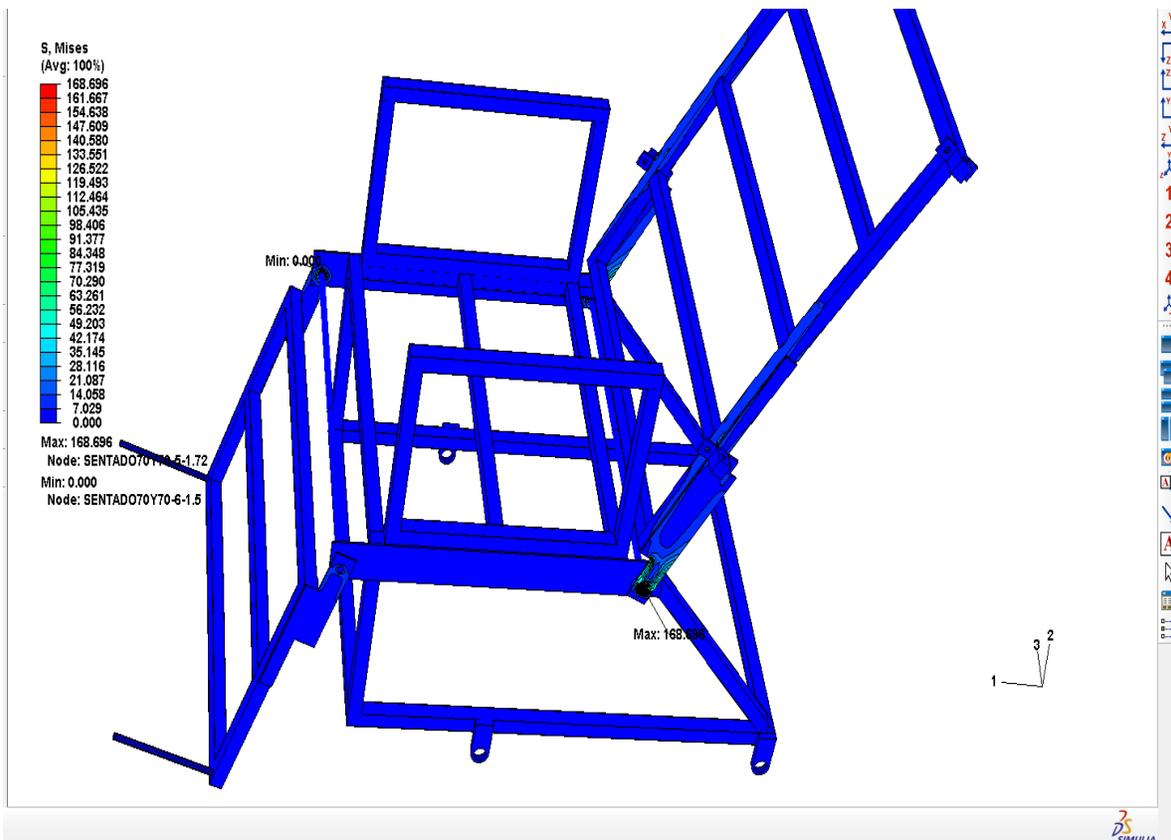


Figura 35. Esfuerzo de Von Mises (168,696Mpa) para el ensamblaje superior en posición de silla de ruedas

5.5.1.2 Evaluación de esfuerzos en la posición intermedia

En esta posición se evalúa el dispositivo tomando en cuenta las mismas consideraciones que en la sección 5.5.1. La variación es el ángulo de inclinación y las cargas aplicadas, ya que la ubicación del centro de gravedad con respecto a la sección anterior varía.

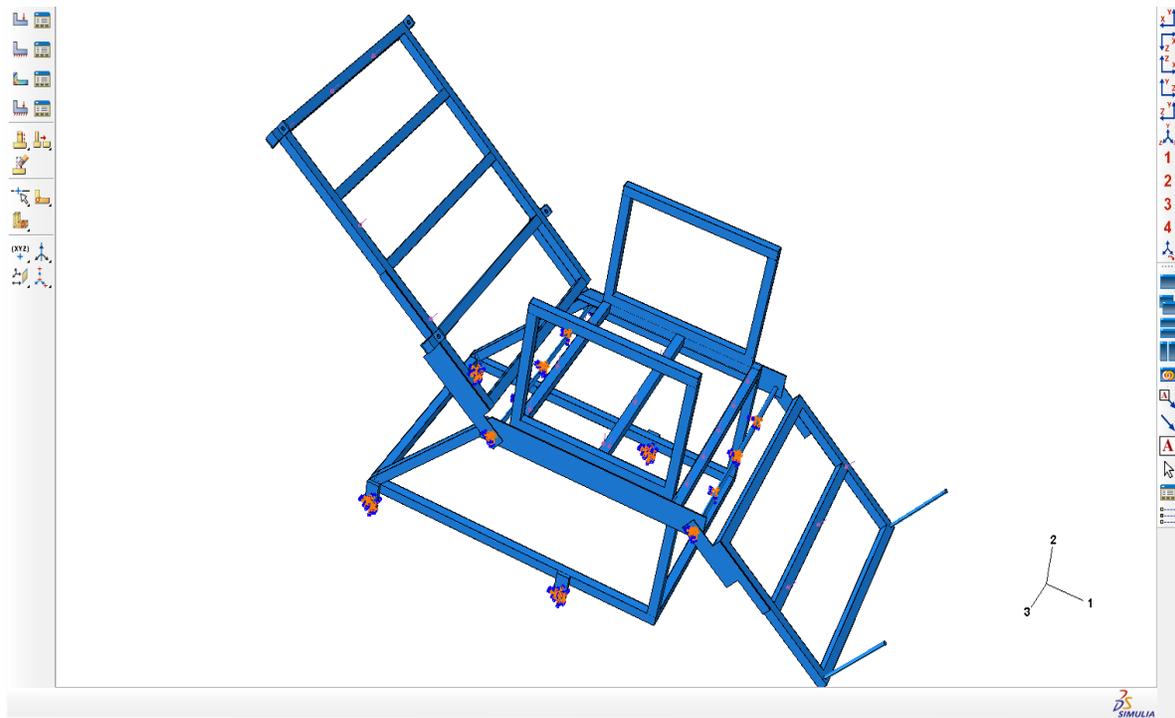


Figura 36. Estado de cargas del dispositivo en posición intermedia

- **Cargas aplicadas:** En el espaldar de 600N, en el asiento 1200N, en el reposa piernas 200N y en cada uno de los ejes de articulación 160Nm. 200N carga lateral.
- **Angulo de posición del conjunto armado:** Al igual que la sección anterior el asiento del chasis se encuentra en el plano horizontal, mientras que el espaldar se encuentra a 35° y el reposa piernas a 35°, ambos respecto a la horizontal.
- **Restricciones:** De tipo “tie” entre el eje y las planchas del espaldar que simula la unión soldada entre estos dos elementos. De tipo deslizante para la conexión entre los eje y las planchas del chasis para simular el movimiento relativo entre estas dos que permitiría el cojinete.

En la figura 37, se muestran los resultados obtenidos del análisis de esfuerzos del conjunto antes descrito.

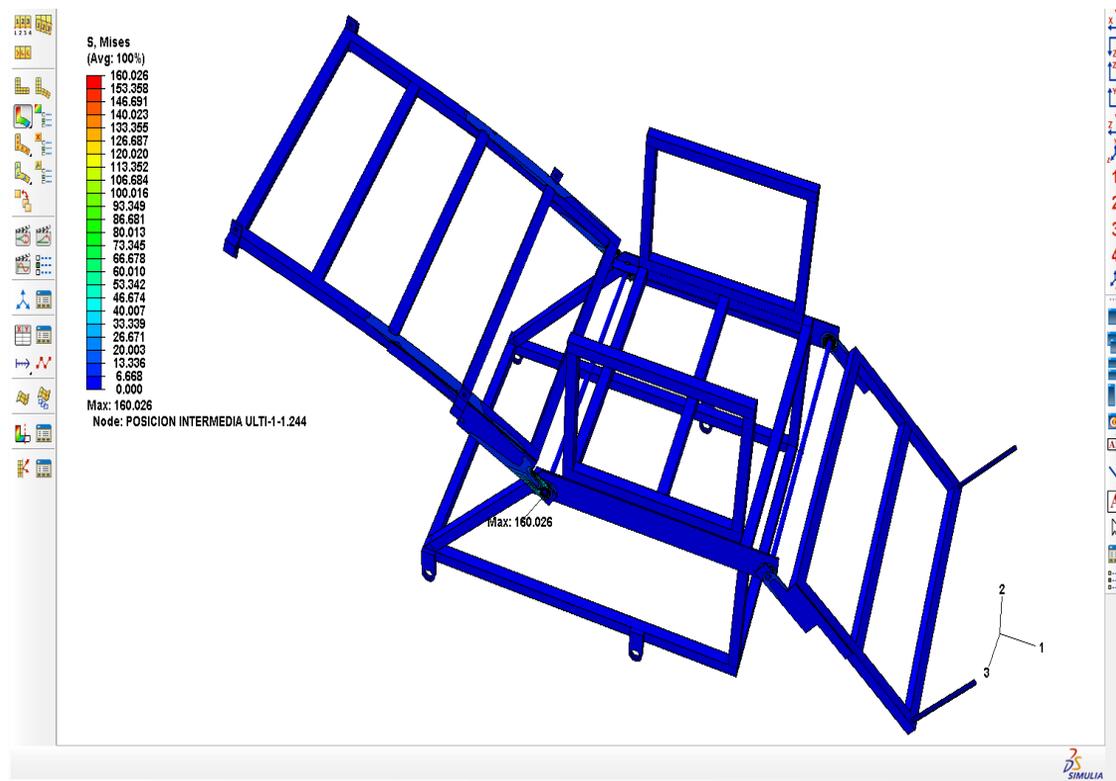


Figura 37. Esfuerzo de Von Mises (160,026Mpa) para el ensamblaje superior en posición intermedia.

5.5.1.3 Evaluación de esfuerzos en la posición de camilla

Las condiciones de carga para esta posición fueron las mismas que en la sección 5.5.1. con la variante de la distribución total de la carga.

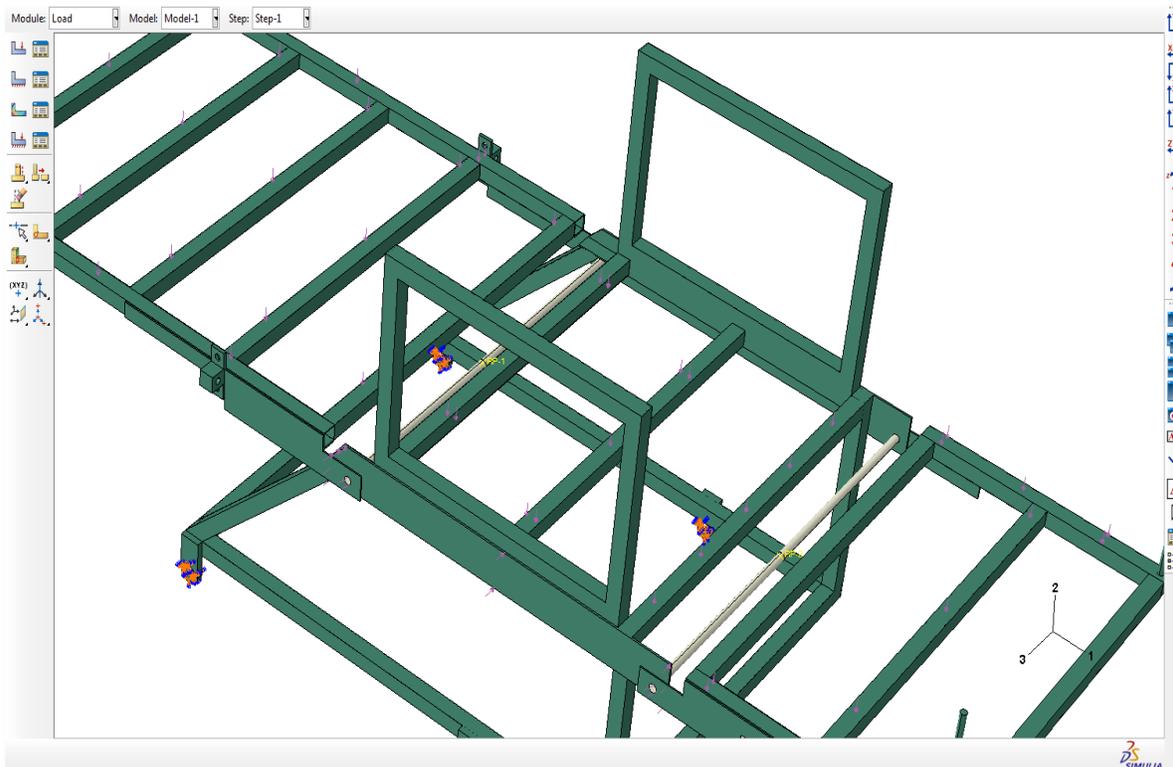


Figura 38. Estado de cargas del dispositivo en posición de camilla clínica

- **Cargas aplicadas:** En el espaldar de 800N, en el asiento del chasis 800N, en el reposa piernas de 400N y en el eje de 320Nm. 200N carga lateral.
- **Angulo de posición del conjunto armado:** Tanto el espaldar como el asiento del chasis y el reposa piernas se encuentran en el plano horizontal.
- **Restricciones:** De tipo “tie” entre el eje y las planchas del espaldar que simula la unión soldada entre estos dos elementos. De tipo deslizante para la conexión entre los eje y las planchas del chasis para simular el movimiento relativo entre estas dos que permitiría el cojinete.

En la figura 39 y 40, se muestran los resultados obtenidos del análisis de esfuerzos y desplazamientos del conjunto antes descrito.

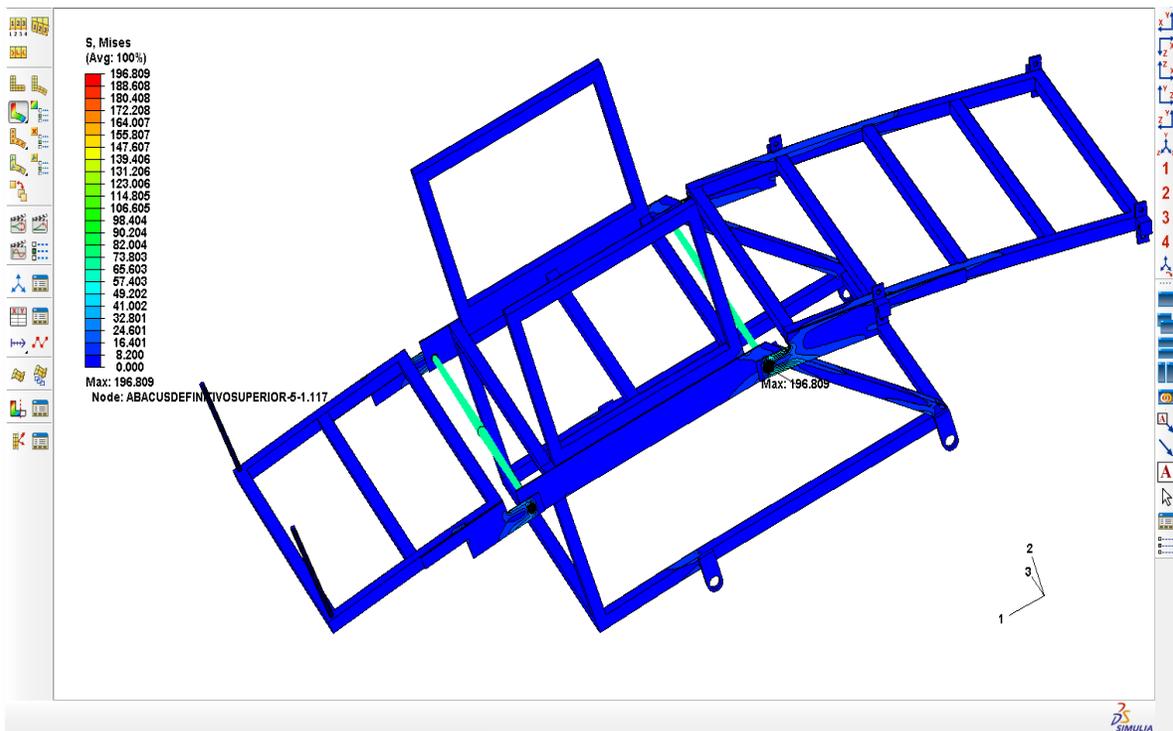


Figura 39. Esfuerzo de Von Mises (196,809Mpa) para el dispositivo en posición de camilla clínica

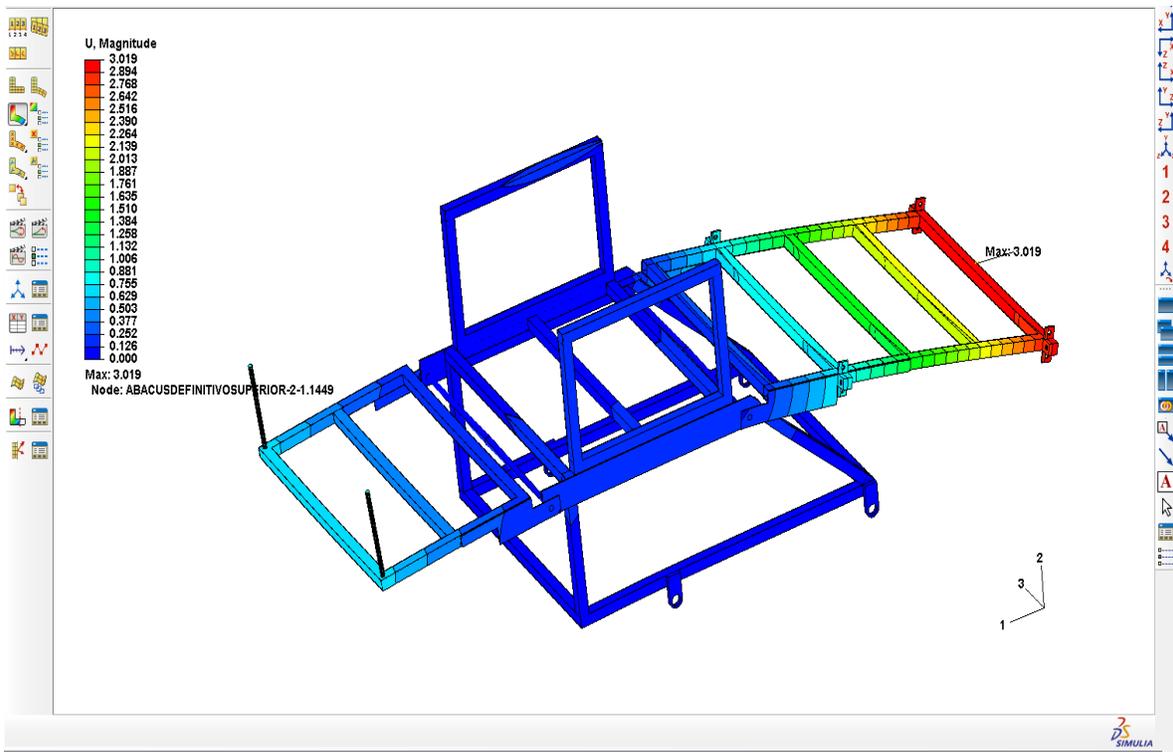


Figura 40. Desplazamiento (3,019mm) para el dispositivo en posición de camilla clínica

Una vez obtenidos los resultados de los análisis de esfuerzos en el conjunto de evaluación, se concluye que la posición más esforzada es cuando el dispositivo se encuentra en posición de camilla clínica. Por lo tanto se procede a calcular el factor de seguridad con los esfuerzos calculados para dicha posición.

A continuación se descompone el ensamblaje anterior con la finalidad de poder visualizar el estado de esfuerzos en cada uno de los elementos que lo conforma.

5.5.1.4 Análisis de esfuerzos del espaldar

Estos resultados son obtenidos del mismo estado de carga, condiciones y contactos del ensamblaje, el programa ABAQUS/CAE 6.9, ofrece la facilidad de estudiar el ensamblaje y luego separar cada una de las piezas mostrando sus estados de esfuerzos, sin necesidad de hacer el estudio de las partes por separado.

En la figura 41, se muestran los resultados del estado de esfuerzo del espaldar.

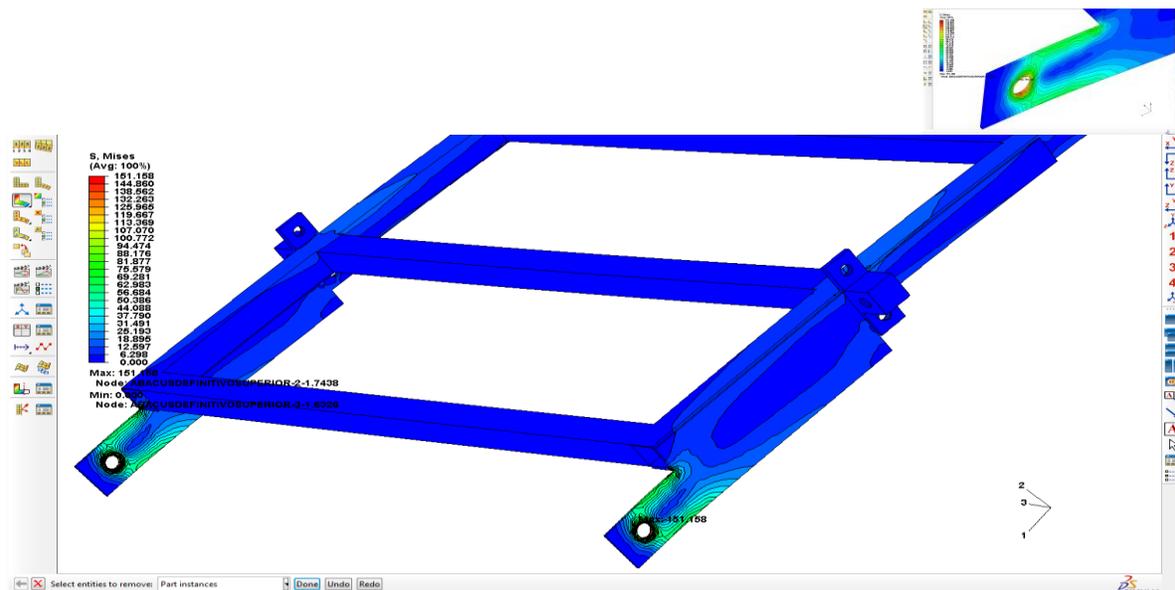


Figura 41. Esfuerzo de Von Mises (151,158Mpa) para el espaldar.

5.5.1.5 Análisis de esfuerzos del chasis

Para el estudio de este elementos se toman las mismas consideraciones que en la sección 5.5.1.4. En la figura 42, se muestran los resultados del estado de esfuerzo del chasis.

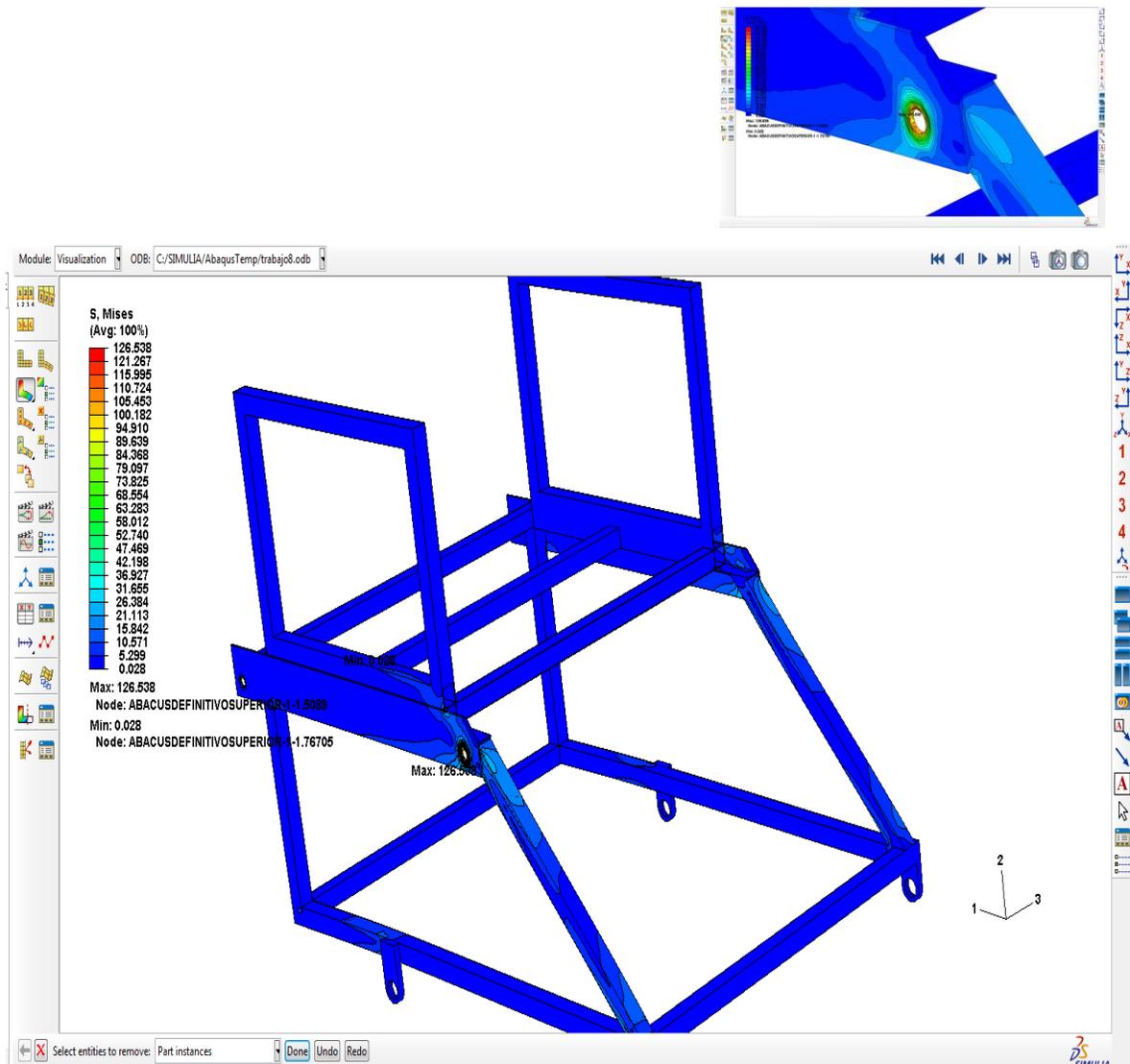


Figura 42. Esfuerzo de Von Mises (126,538Mpa) para el chasis

5.5.1.6 Esfuerzos de esfuerzos del Reposapiernas

Para el estudio de este elemento se toman las mismas consideraciones que en la sección 5.5.1.4. En la figura 43, se muestran los resultados del estado de esfuerzo del Reposapiernas.

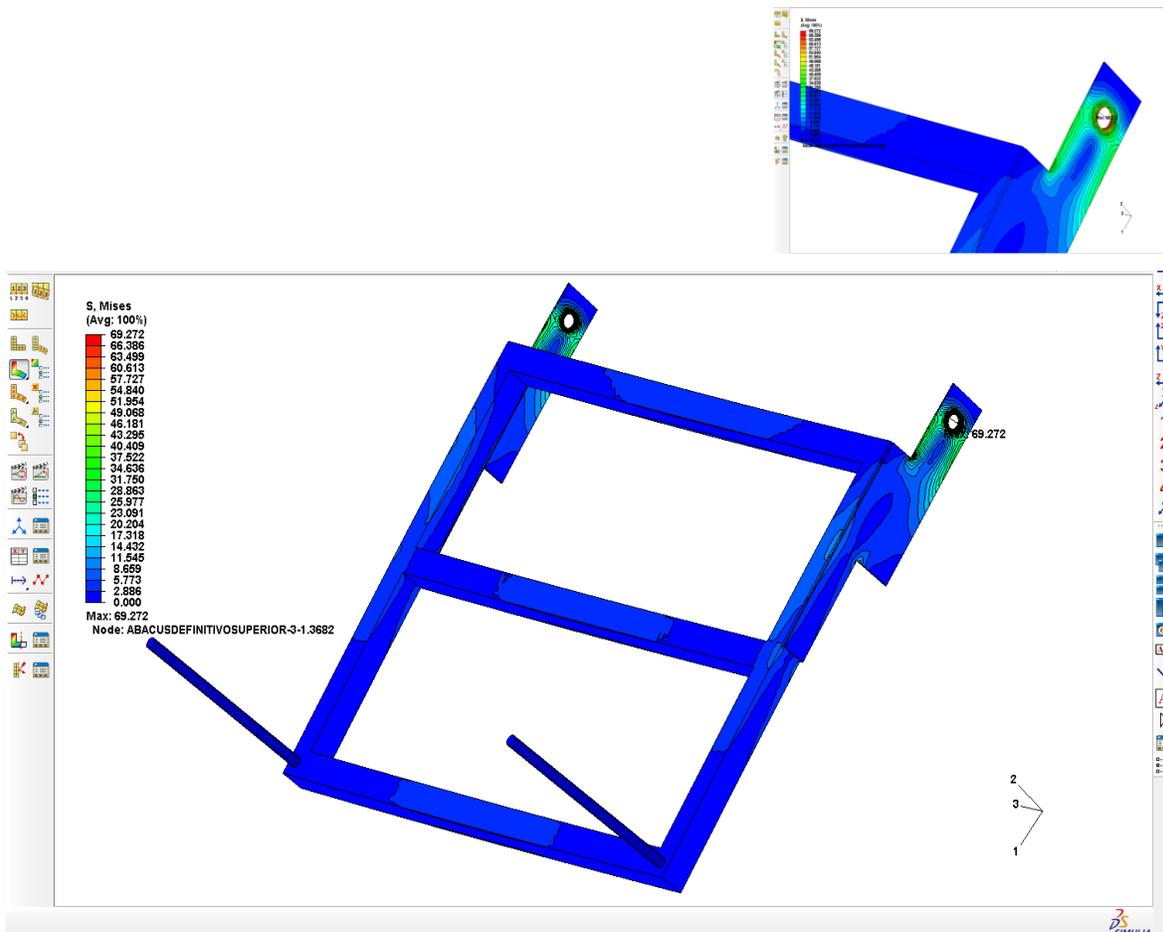


Figura 43. Esfuerzo de Von Mises (69,272Mpa) para el reposapiernas

5.5.2. Evaluación de esfuerzos en el conjunto de elevación

Este conjunto está conformado por la estructura inferior (5.4.1), ejes de elevación (5.4.2), brazos de elevación (5.4.3). Debido a que este sistema es móvil se debe estudiar la posición crítica, a fin de obtener resultados confiables. Los

brazos de elevación describe un movimiento de rotación respecto al eje, el cual se desplaza desde 0° respecto a la horizontal, hasta 90° respecto a la misma, por lo que se estudiara el conjunto en tres posiciones, 0° , 45° y 90° respecto a la horizontal.

En este conjunto debido a que su movimiento se realiza después de haber colocado la parte superior en forma de camilla clínica, tanto las cargas, como restricciones serán iguales en todas las posiciones.

En la figura 44, se muestra las cargas aplicadas al ensamblaje inferior.

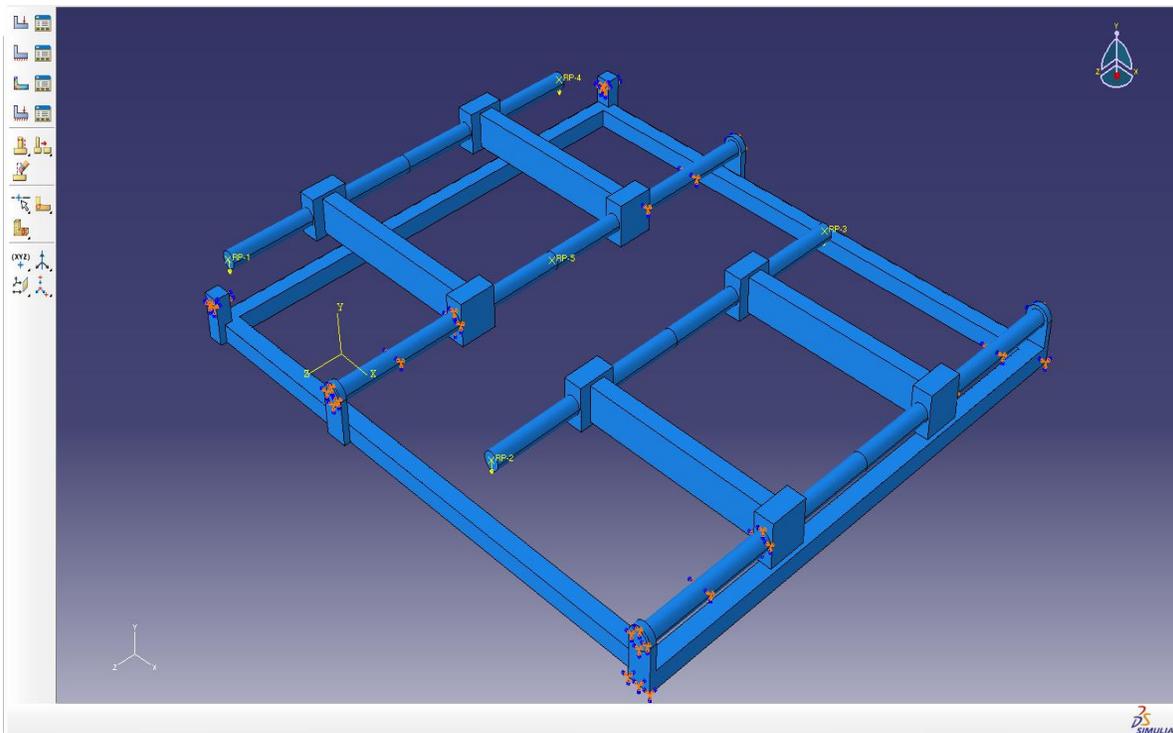


Figura 44. Distribución de cargas en el ensamblaje de elevación

- **Cargas aplicadas:** de 500N en cada extremo de los ejes superiores, un momento sobre el eje acoplado al motor de 660 Nm. Que son el equivalente a una carga de 200N sobre la silla y que el motor trate de levantarla.

- **Restricciones:** De tipo deslizante entre los ejes y la estructura inferior, a manera de simular el comportamiento cuando ocurre el deslizamiento entre las mismas. De tipo tie entre los ejes y los brazos de elevación para simular la soldadura existente entre ellos.

A continuación se muestran los estudios realizados en las distintas posiciones anteriormente planteadas.

5.5.2.1 Evaluación de esfuerzos cuando el brazo de elevación se encuentra a 90°

En este estudio el brazo de elevación se encuentra a 90° respecto a la horizontal, en este punto el dispositivo se encuentra a su mayor altura, esta es la utilizada para la camilla clínica.

En la figuras 45, se muestran los resultados de esfuerzos obtenidos.

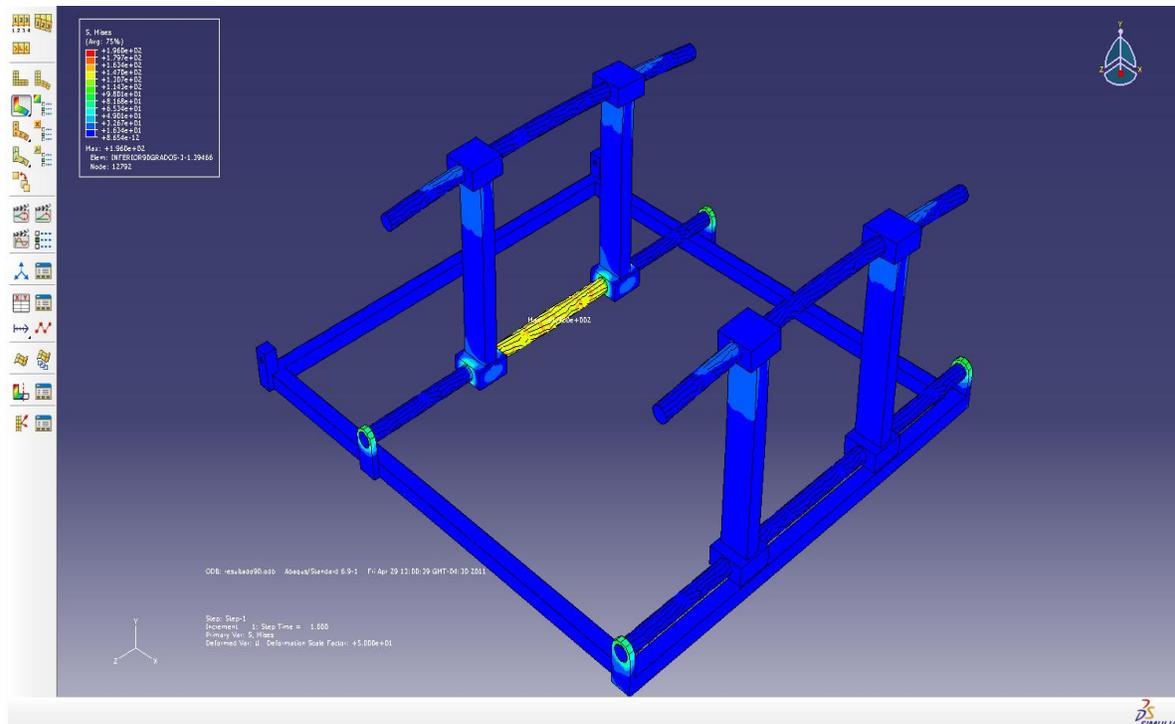


Figura 45. Esfuerzo de Von Mises (196Mpa) para el ensamblaje de elevación a 90

5.5.2.3 Evaluación de esfuerzos cuando el brazo de elevación se encuentra a 0°

En este estudio el brazo de elevación se encuentra a 0° respecto a la horizontal, en este punto el dispositivo se encuentra a su menor altura, la cual es la utilizada para la silla de ruedas.

En las figuras 47 y 48, se muestran los resultados de esfuerzos y desplazamientos obtenidos del análisis.

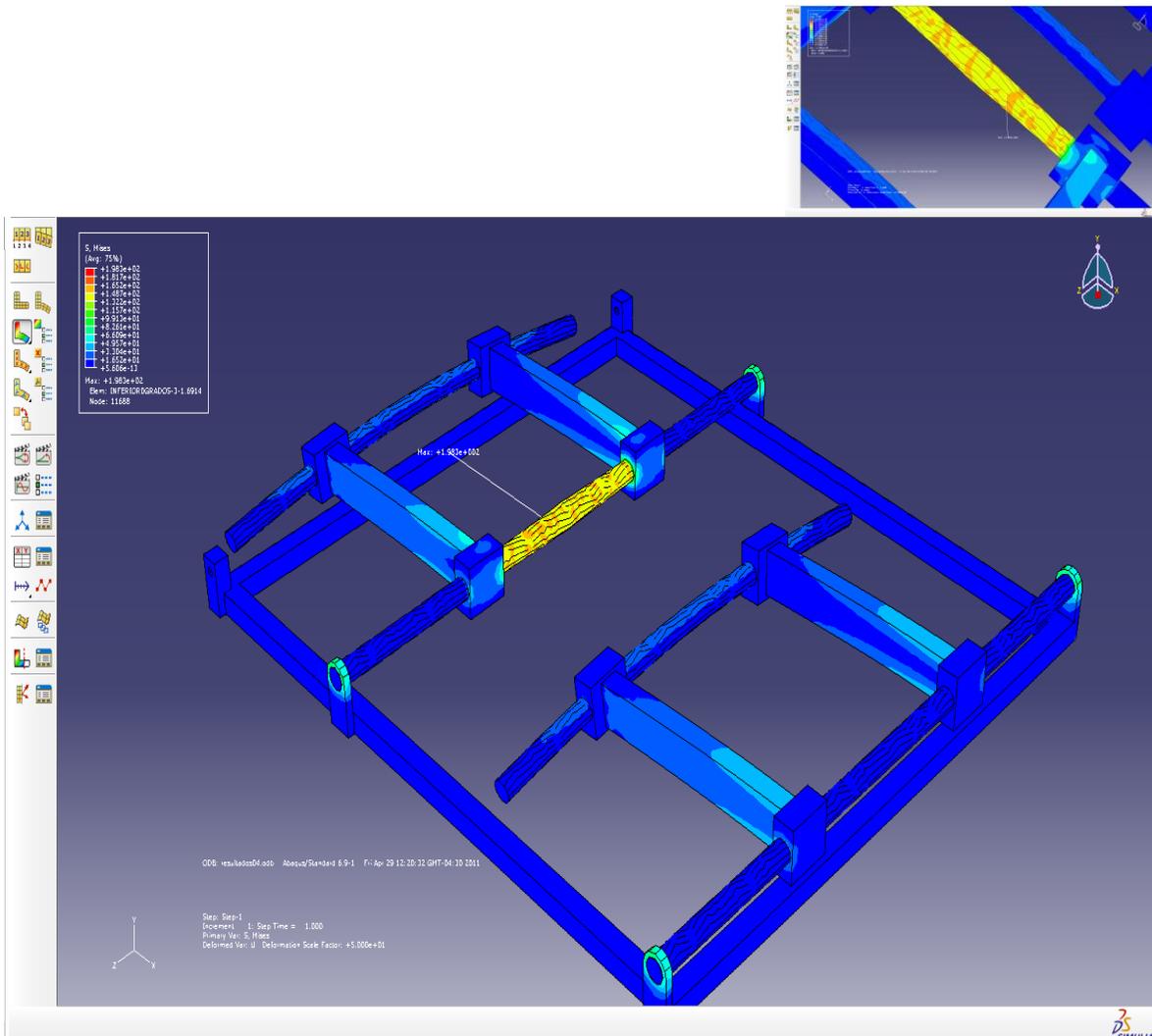


Figura 47. Esfuerzo de Von Mises (198,3Mpa) para el conjunto de elevación del dispositivo

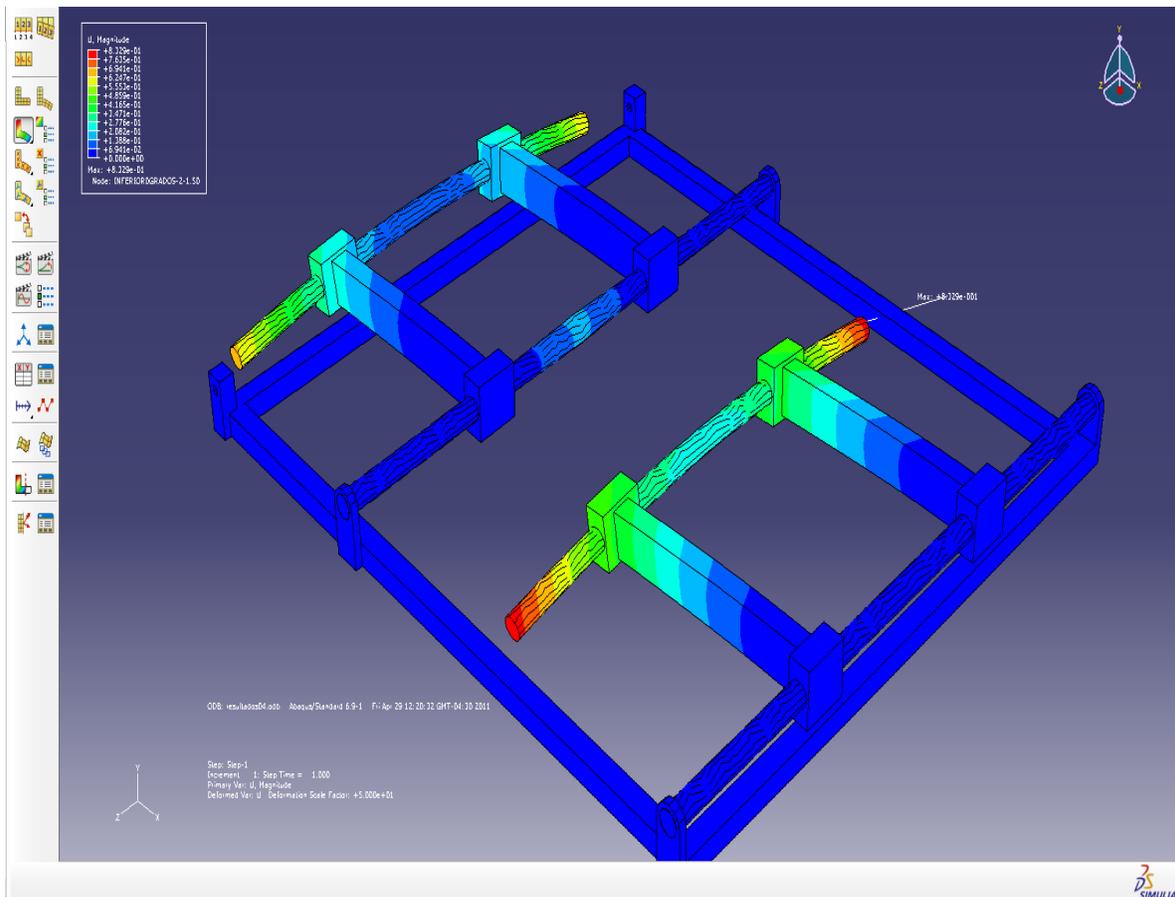


Figura 48. Desplazamiento (0,832mm) del ensamblaje de elevación

Una vez obtenidos los resultados de los análisis de esfuerzos en el conjunto de evaluación, se concluye que la posición más esforzada es cuando la camilla se encuentra totalmente abajo (brazo de elevación a 0°). Por lo tanto se procede a calcular el factor de seguridad con los esfuerzos calculados para dicha posición.

5.5.3. Análisis de sensibilidad

A fin de garantizar resultados confiables se realizó un análisis de sensibilidad tanto para el ensamblaje superior como para el de elevación, el cual consistió en variar el número de elementos que conforman el mallado de las

piezas (variar el tamaño de semilla), hasta que los resultados de esfuerzo y desplazamiento converjan a un valor.

5.5.3.1 Estudio de sensibilidad del ensamblaje superior

A continuación se muestran las tablas que contiene los resultados de cada uno de los análisis realizados al ensamblaje superior, obteniendo el número de elementos, esfuerzos de Von Mises y desplazamientos, seguidamente se tienen las graficas de la convergencia tanto del esfuerzo como del desplazamiento.

Tabla 3. Análisis de sensibilidad de esfuerzo para el ensamblaje superior.

Número de elementos	Esfuerzo de Von Mises (Mpa)	Porcentaje de error
14789	87,803	-
24390	97,847	10,27
33953	134,502	27,25
72479	153,558	12,41
117985	132,664	15,75
192085	134,985	1,72
336127	170,673	20,91
386227	176,612	3,36
507280	196,705	10,21
812690	203,56	3,37
812130	202,113	2,68
1007098	197,754	2,20
1661254	195,185	1,32

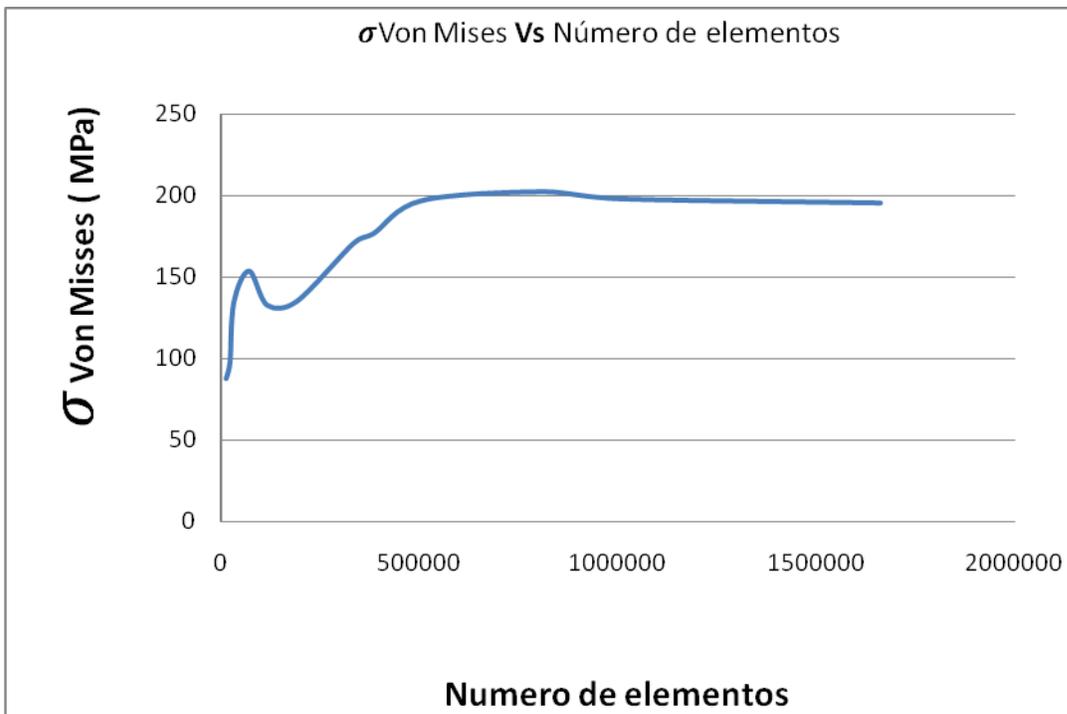


Figura 49. Grafica de convergencia (σ Von Mises vs Numero de elementos), para el ensamblaje superior.

Tabla 4. Análisis de sensibilidad de desplazamiento para el ensamblaje superior.

Número de elementos	de Desplazamiento máximo (mm)	Porcentaje de error
14789	0,64	-
24390	1,17	45,32
33953	1,57	25,37
72479	2,14	26,39
117985	2,48	13,97
192085	2,73	8,91
336127	2,88	5,18
386227	2,91	1,17
507280	3,02	3,61
812690	3,06	1,31
812130	3,09	0,87
1007098	3,05	1,35
1661254	3,00	1,36

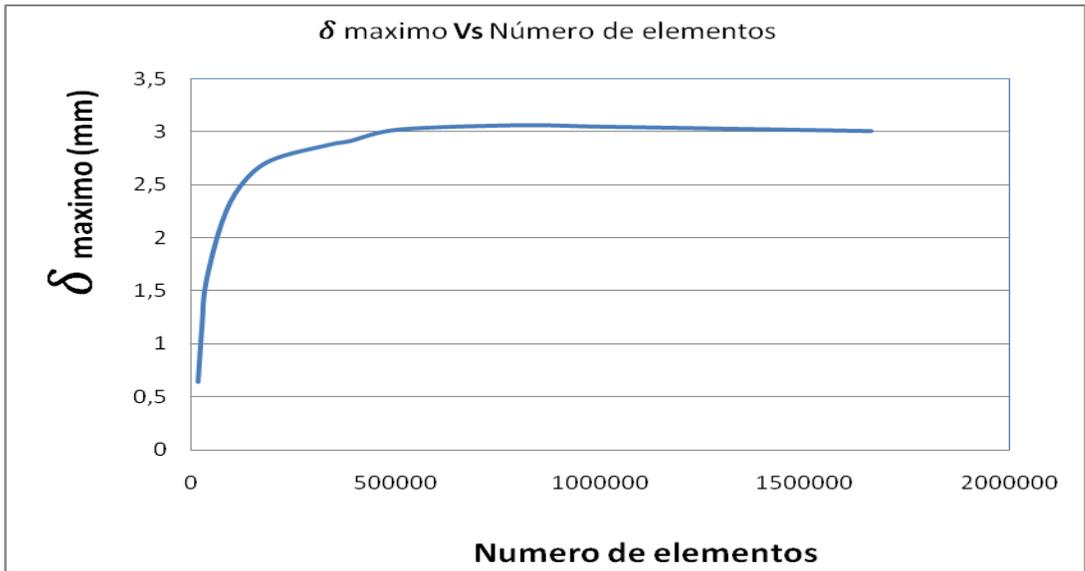


Figura 50. Grafica de convergencia (Desplazamiento vs Numero de elementos), para el ensamblaje superior.

5.5.3.2 Estudio de sensibilidad del ensamblaje de elevación

A continuación se muestran las tablas que contiene los resultados de cada uno de los análisis realizados al ensamblaje de elevación, obteniendo el número de elementos, esfuerzos de Von Misses y desplazamientos, seguidamente se tienen las graficas de la convergencia tanto del esfuerzo como del desplazamiento.

Tabla 5. Análisis de sensibilidad de esfuerzo para el ensamblaje de elevacion.

Número de elementos	Esfuerzo de Von Misses (Mpa)	Porcentaje de error
12568	179,19	-
28555	185,25	3,27
76885	194,44	4,73
139770	197,26	1,43
204055	196,76	0,25
424540	196,65	0,06

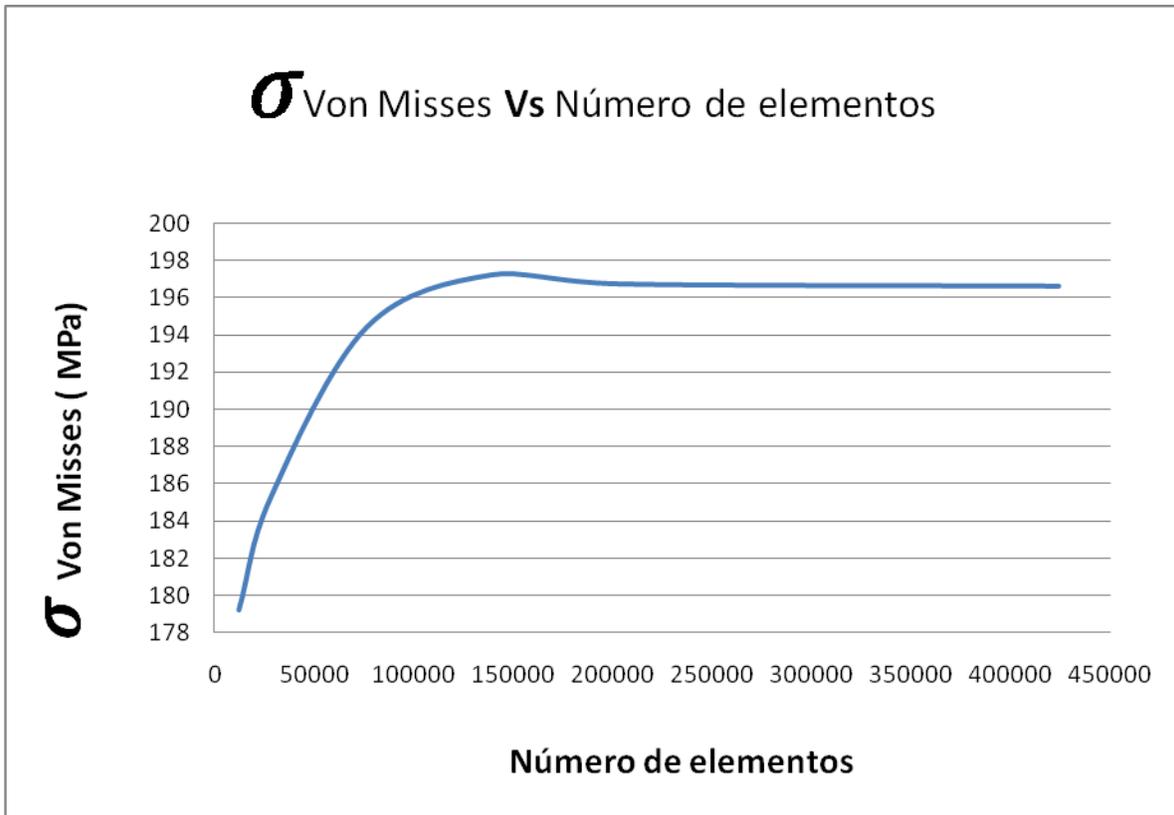


Figura 51. Grafica de convergencia (σ Von Misses vs Numero de elementos), para el ensamblaje de elevación

Tabla 6. Análisis de sensibilidad de desplazamiento para el ensamblaje de elevacion.

Número de elementos	Desplazamiento máximo (mm)	Porcentaje de error
12568	0,545	-
28555	0,787	30,75
76885	0,825	4,61
139770	0,862	4,29
204055	0,858	0,47
424540	0,854	0,47

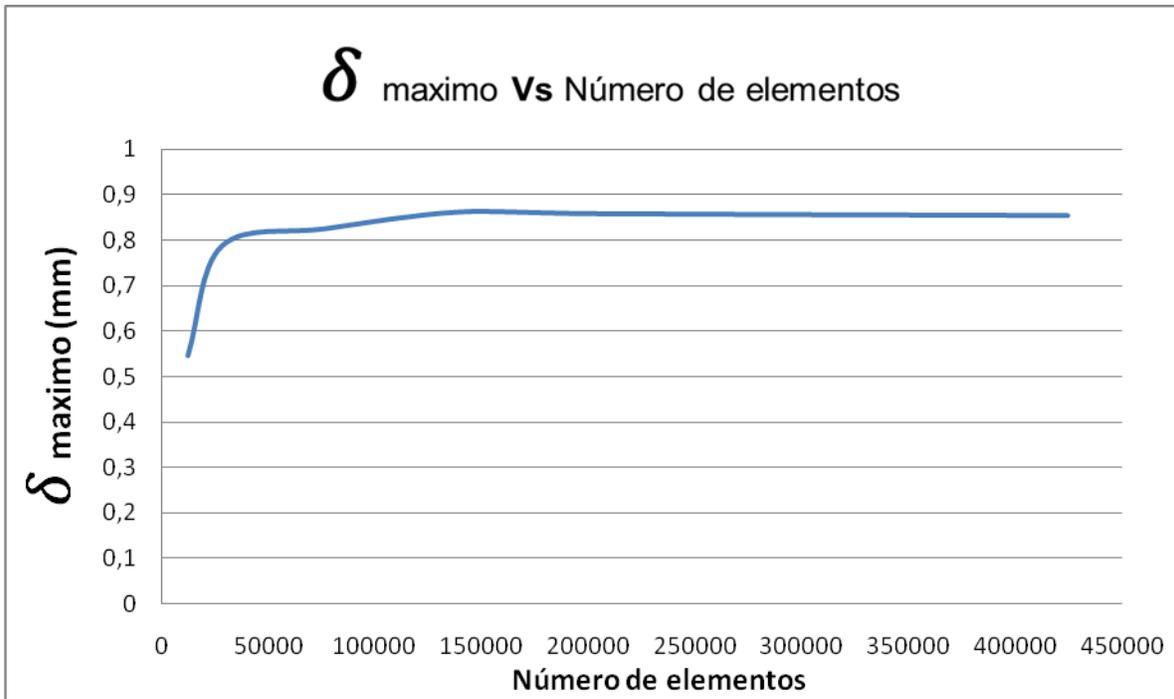


Figura 52. Grafica de convergencia (Desplazamiento vs Numero de elementos), para el ensamblaje de elevación.

5.5.4 Determinación del factor de seguridad del dispositivo

Una vez culminado el análisis de sensibilidad el cual estima el esfuerzo al que está sometida la pieza se estudia el factor de seguridad de la camilla convertible en silla de ruedas en condiciones de carga estática, utilizando la siguiente ecuación:

$$N = \frac{S_y}{\sigma_{vm}} \quad (5.1)$$

Donde: N es el factor de seguridad, S_y es la resistencia a la fluencia del material y σ_{vm} es el esfuerzo de Von Misses.

Seguidamente se obtienen los valores para el factor de seguridad reflejados en la siguiente tabla:

Tabla 7. Factor de seguridad para los distintos conjuntos del dispositivo

Pieza	Resistencia a la fluencia (Mpa)	Esfuerzo de Von Mises	Factor de seguridad
Eje superior	579	196,809	2,942
Espaldar	310	151,158	2,051
Chasis	310	126,538	2,450
Reposa piernas	310	69,227	4,478
eje inferior	579	198,334	2,919
brazo de elevación	283	82,668	3,423

A partir de los resultados observados en la tabla anterior se concluye que el dispositivo no falla para las condiciones de carga estática en las que fue evaluado.

5.5.5. Selección de los elementos electromecánicos.

Para la colocación de elementos electromecánicos se le agregaron al chasis piezas que permiten el acople de los motores eléctricos y sus respectivas cajas reductoras.

Para selección del conjunto motor-caja reductora, utilizado para la transformación de camilla a silla de ruedas y viceversa de la parte superior se realizaron cálculos basados en las cargas utilizadas para los análisis de esfuerzos realizados anteriormente, en este caso de 800 N para el espaldar que vendría siendo la carga crítica a levantar por el mecanismo, aplicada en el centro de gravedad de la parte superior de la camilla convertible en silla de ruedas.

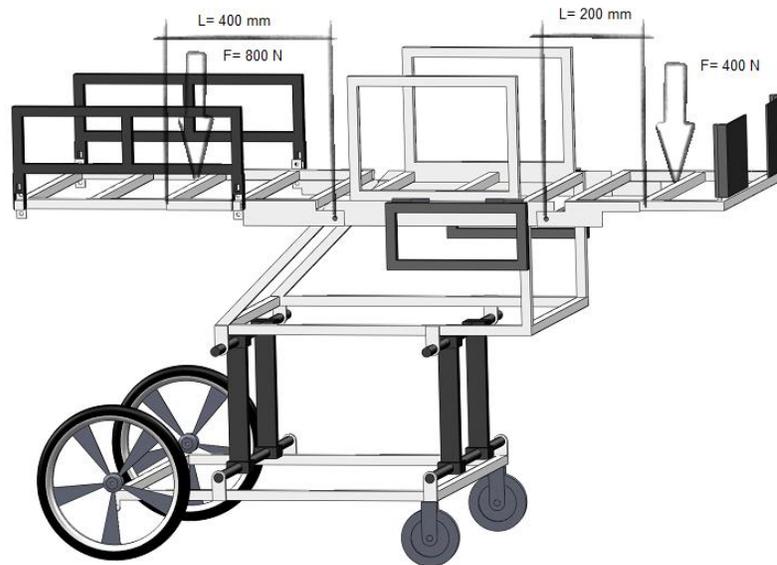


Figura 53. Aplicación de la carga sobre el dispositivo.

Con lo observado en la imagen anterior procedemos a realizar el cálculo de él torque necesario a la salida de la caja reductora utilizando la siguiente ecuación.

Para

$$\tau = B \times F \quad (5.2)$$

Donde: τ = torque, B = distancia desde el punto de aplicación de la fuerza y F = fuerza aplicada.

Sustituyendo los valores obtenemos que:

$$\tau = 0,400 \times 800 = 320 Nm$$

Realizando la conversión necesaria para la selección del motor, se tiene un par torsor de 2822,041 lb-pulg.

Por lo que el torque necesario a la salida del motor reductor es de 2822,041 lb-pulg. Por otro lado se estima una velocidad de 8 RPM debido a que no se consigue información relaciona con la velocidad de inclinación de este tipo de

dispositivos, y a su vez existen motores comerciales que cumplen con esta característica, sumado a esto tenemos que se agrega un variador de voltaje a la fuente del motor eléctrico para poder regular la velocidad de este manualmente.

La camilla convertible en silla de ruedas debe poseer independencia, con respecto a la alimentación eléctrica. Por lo que se debe seleccionar un motor de corriente continua que pueda trabajar con un acumulador.

El motor reductor a utilizar para la movilización de espaldar como apoya piernas, deberá girar a una velocidad máxima de 8 RPM, produciendo a su vez un par torsor de 2822,041 lb-pulg , con posibilidad de acoplarlo a un eje 0.5 pulgadas.

Una vez conocido el par torsor y estimar las rpm podemos conocer cuál es la potencia necesaria que debe tener el motor para realizar los movimientos necesarios en el dispositivo, Esta potencia es calculada de la siguiente manera:

$$P = \tau \times N \quad (5.3)$$

Donde P es la potencia del motor (HP), T es el par torsor (lb-pulg) y N es la velocidad angular (RPM).

De esta manera se obtiene:

$$P = \frac{2822,041 \times 8}{63000} = 0,358 \text{ HP}$$

Por lo tanto se selecciono un motor marca bison, disponible en el país con las siguientes especificaciones:

- Corriente continua.
- Voltaje: 12 V.
- Potencia: ½ HP.
- Velocidad: de 8,7 a 208 RPM.
- Par torsor: 3937,5 lb-pulg.

En la imagen 54, se muestra el motor seleccionado



Figura 54. Motor reductor marca BISON serie 762 Kiheffertech

Para la selección del motor encargado de la elevación de la camilla convertible en silla de ruedas se sigue el mismo procedimiento pero con diferentes parámetros.

Se estima una carga de 2000 N aplicada en los brazos de elevación, como uno solo de ellos es el que lleva el acople al conjunto - caja se realizan todos los cálculos en base a este, teniendo en cuenta que la posición donde se genera mayor par torsor es cuando la camilla se encuentra totalmente abajo y comienza a subir como se muestra en la figura.

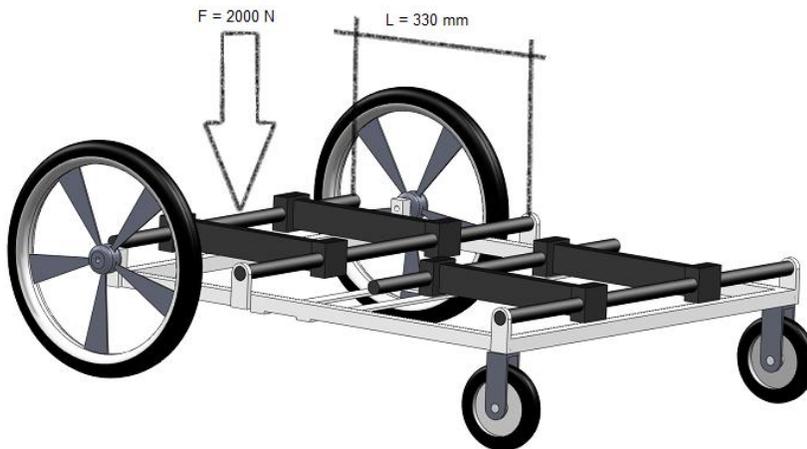


Figura 54. Aplicación de la carga sobre el mecanismo de elevación.

Por lo tanto tenemos que aplicando la ecuación numero 5.2:

$$\tau = 0,330 \times 2000 = 660Nm$$

Realizando la conversión necesaria para la selección del motor, se tiene un par torsor de 5820,46 lb-pulg.

Se estima una velocidad angular también de 8 RPM, ya que este circuito cuenta con un variador de voltaje para regular la velocidad de elevación de la camilla manualmente.

El motor reductor a utilizar para la elevación de la camilla convertible en silla de ruedas, deberá girar a una velocidad máxima de 8 RPM, produciendo a su vez un par torsor de 5820,46 lb-pulg, con posibilidad de acoplarlo a un eje 1 pulgada.

La potencia necesaria se obtiene con la ecuación 5.3:

$$P = \frac{5820,46 \times 8}{63000} = 0,7391 \text{ HP}$$

Por lo tanto se selecciono un motor marca bison, disponible en el país con las siguientes especificaciones:

- Corriente continua.
- Voltaje: 12 V.
- Potencia: 1 HP.
- Velocidad: de 8,7 a 208 RPM.
- Par torsor: 7875 lb-pulg.

En la imagen 55, se muestra el motor seleccionado



Figura 55. Motor reductor marca BISON serie 562 Kiheffertech

5.5.6. Análisis de volcamiento.

Para garantizar un buen diseño, es necesario realizar un estudio de cómo se comporta el dispositivo ante una carga que se aplique en los extremos del mismo cuando se encuentre en posición de camilla clínica, bien sea en el extremo superior (Espaldar) o el extremo inferior (Reposa piernas).

Para esto se coloca una carga de 1000N, simulando el peso de una persona que se sienta en alguno de los extremos antes mencionados.

A continuación se muestran la aplicación de cargas y resultados obtenidos en cada uno de los estudios.

5.5.6.1. Cargas y centro de masa en la parte superior del dispositivo.

Carga aplicada: Se coloca una carga de 1000 N en el extremo del espaldar, simulando el peso de una persona que se sienta en dicho lugar.

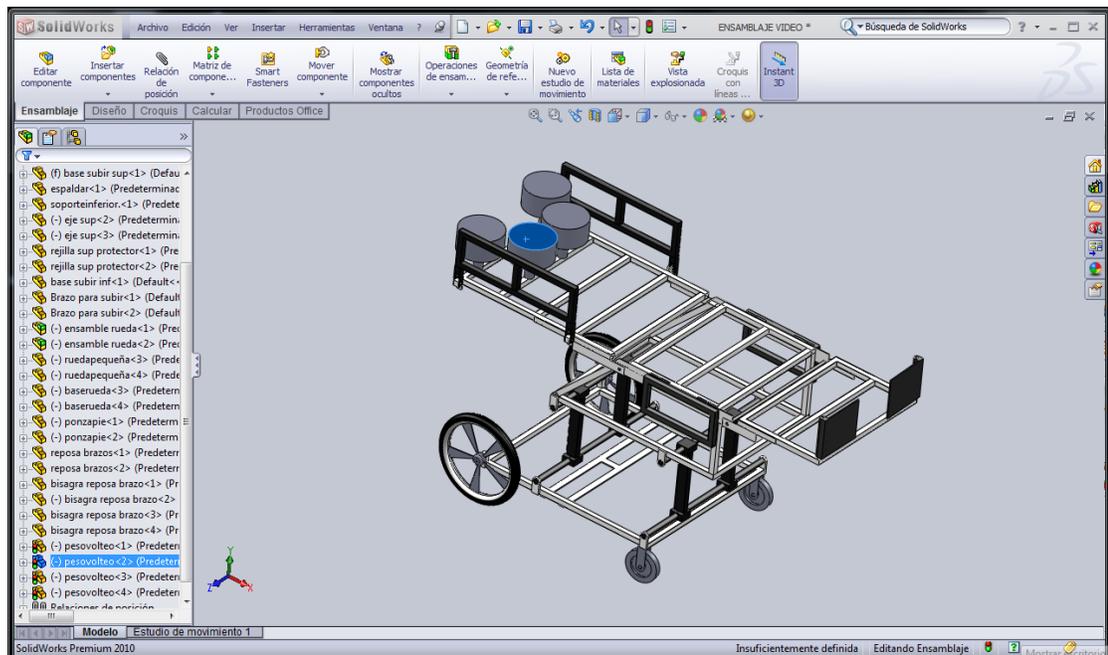


Figura 56. Carga aplicada en el extremo superior del dispositivo.

Una vez aplicada la carga se estudia donde queda ubicado el centro de masa del dispositivo bajo este estado de carga.

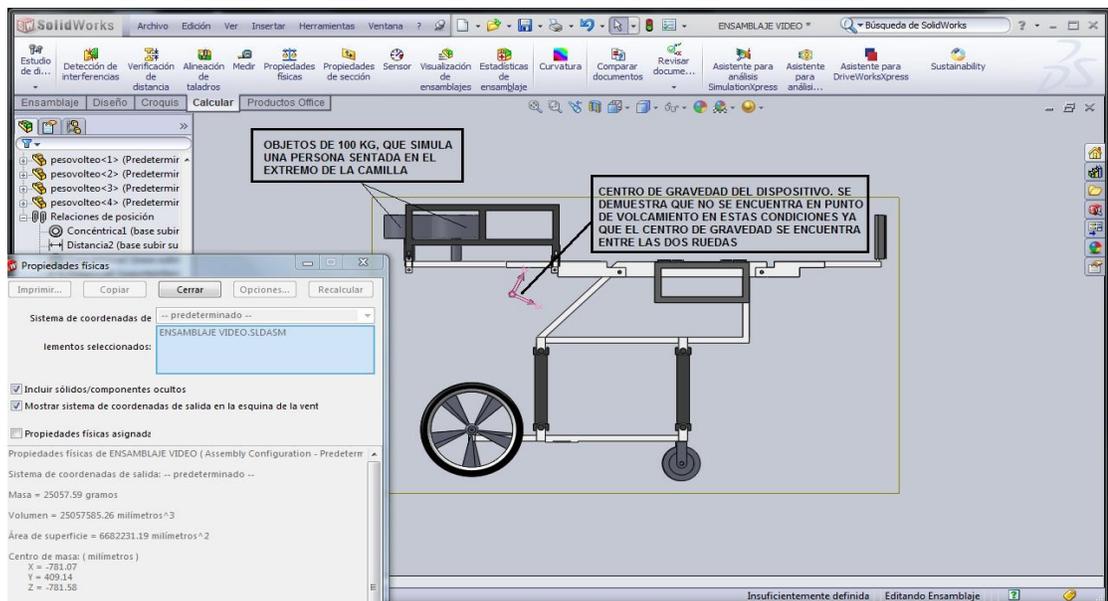


Figura 57. Centro de gravedad del dispositivo, cuando se coloca una carga de 1000N en el extremo superior.

5.5.6.1. Cargas y centro de masa en la parte inferior del dispositivo.

Carga aplicada: Se coloca una carga de 1000 N en el extremo del reposa piernas, simulando el peso de una persona que se sienta en dicho lugar.

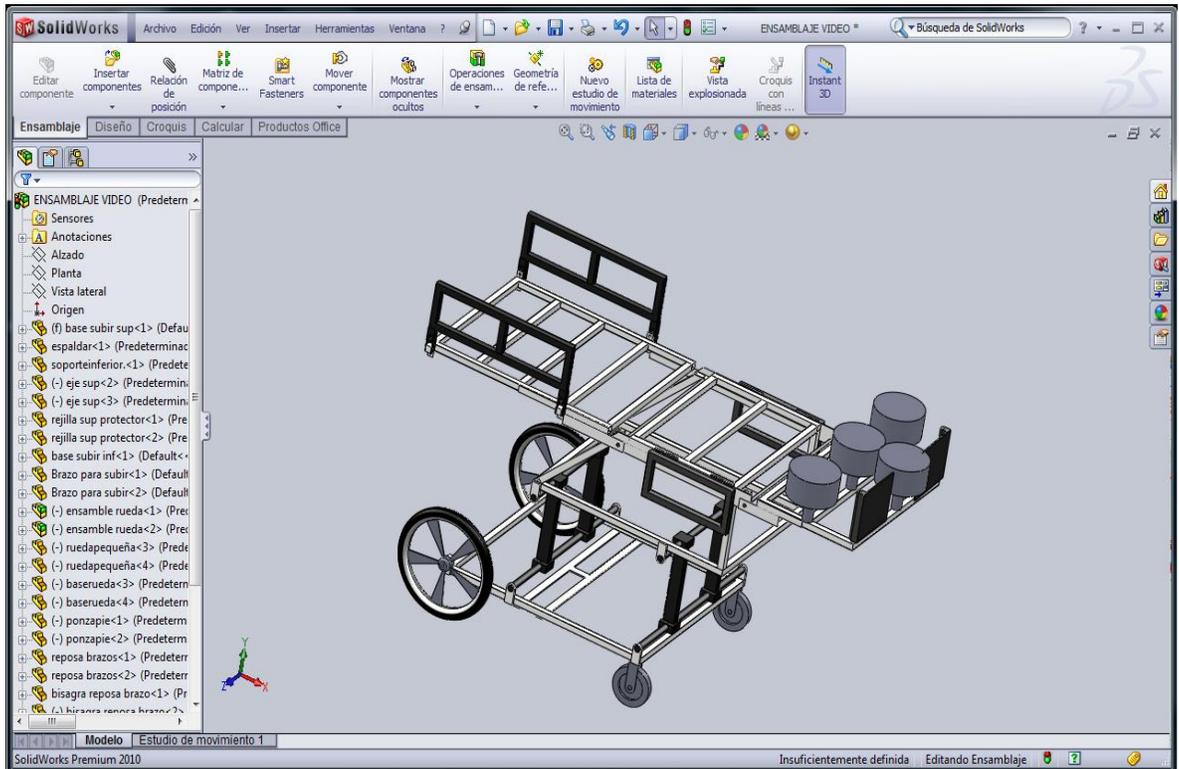


Figura 58. Carga aplicada en el extremo inferior del dispositivo.

Una vez aplicada la carga se estudia donde queda ubicado el centro de masa del dispositivo bajo este estado de carga.

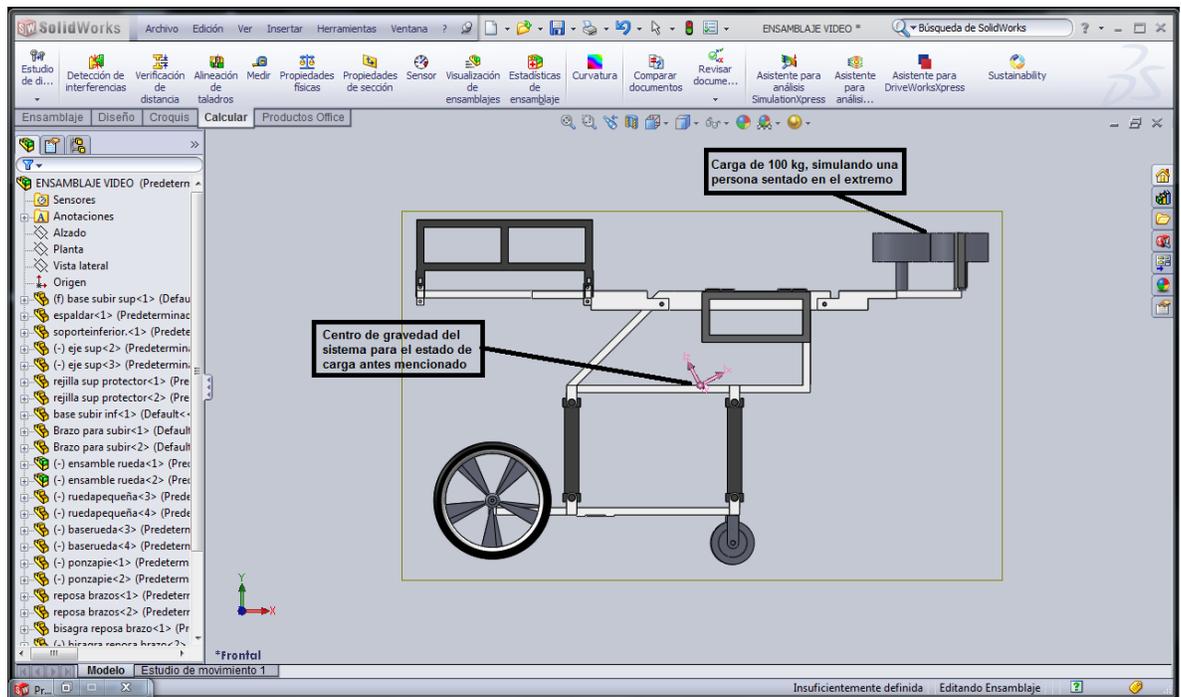


Figura 59. Centro de gravedad del dispositivo, cuando se coloca una carga de 1000N en el extremo inferior.

Se puede verificar que el dispositivo no volcara debido a que en ambos casos el centro de masa del dispositivo se ubica entre las ruedas traseras y delanteras, para el estado de cargas antes mencionado.

CAPÍTULO 6

Conclusiones y Recomendaciones

A continuación se muestran las conclusiones más importantes así como también las recomendaciones que pueden ser útiles en futuras investigaciones.

6.1. CONCLUSIONES

- Se muestra el diseño de una camilla clínica convertible en silla de ruedas, para el cual, inicialmente se presentaron dos diseños, los cuales cumplen con las características esenciales tanto de una silla de ruedas como de una camilla clínica, se realiza una selección de la mejor solución con la finalidad de elegir cuál de ellas se adapta mejor tanto a las necesidades básicas de ambos dispositivos (camilla clínica, silla de ruedas) como a la que tuviera menor número de elementos.
- El dispositivo cuenta con piezas de distintos materiales, esto con la finalidad de evitar que las mismas estén sobre diseñadas, ya que cuentan con estados de carga y esfuerzos distintos. Se utiliza para las planchas Acero Inoxidable 410, para los ejes Acero AISI 1030 (templado y revenido) y por ultimo para las estructuras tubulares Acero AISI 1023, a fin de garantizar que los esfuerzos no sobrepasen el límite elástico del material.

- Se diseñan los componentes estructurales mediante un programa computacional, basado en el método de elementos finitos. Los resultados obtenidos muestran que la posición crítica del dispositivo es cuando este se encuentra en posición de camilla clínica, siendo la parte más esforzada el eje que articula el espaldar y chasis. Sin embargo el esfuerzo en ese elemento no supera el límite elástico del material, cumpliendo así con el diseño del elemento mecánico. A demás se obtienen factores de seguridad muy confiables, lo que muestra que el diseño soporta el estado de cargas a los que estará sometido en condiciones normales.
- Se seleccionaron los motores y elementos eléctricos necesarios para un funcionamiento sin necesidad de realizar esfuerzo físico al momento de la transformación de camilla a silla de ruedas y viceversa, necesitando un motor de .
- No fue necesario el diseño de ejes de una manera convencional, por así decirlo, ya que se sometieron a una serie de esfuerzos en el análisis del dispositivo, que simulaba no solo su condición de carga estática si no los pares torsores a los que será sometidos en condiciones de uso

6.2 RECOMENDACIONES

- Realizar el estudio de fatiga de cada uno de los elementos que conforman el sistema.
- Sería conveniente considerar el efecto de cargas dinámicas sobre el dispositivo realizando un análisis computacional más avanzado.
- Se recomienda construir el dispositivo a tamaño real y con todos los sistemas de movimiento con los procedimientos y materiales propuestos.
- Hacer un estudio ergonómico del dispositivo en condiciones de uso.

- Realizar un análisis de costos del sistema completo incluyendo los motores reductores empleados.
- Colocar patas extensibles a la hora de que el dispositivo permanezca en posición de camilla clínica, a manera de lograr una mejor estabilidad en la parte inferior (reposa piernas) del dispositivo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Catálogos de ruedas disponibles en:
http://ve.tente.com/ES/cat100/am1365_ruedas_para_cama_de_hospital.htm
- Diseño de elementos de máquinas. Cuarta edición. México, 2006.
Disponible también en la página de Internet URL:
http://books.google.co.ve/books?id=nrYd_BjTL0UC&printsec=frontcover&dq=Mott&cd=2#v=onepage&q=&f=false
- Espinoza y niño Método de los elementos finitos
<http://materias.fi.uba.ar/7538/material/Otros/Espinoza&Ni%F1-Metodo%20de%20los%20Elementos%20Finitos.pdf>
- Anatomía y Fisiología Humanas. 3ra. Edición, 1987. México:
Nueva Editorial Interamericana Biomecánica clínica del aparato locomotor.
Editorial Masson. 2002. Barcelona
- Entrevista Carlos Aguilera, realizada el 10 de agosto de 2010. Medico residente del hospital central de valencia.

- Diseño en ingeniería mecánica. Joseph Edward shigley- charles R. Miischke diseño en ingeniería mecánica, quinta edición editorial Mc Graw Hill
- Concepto de ergonomía, disponible en.
<http://www.elergonomista.com/antropometria.htm>
- Materiales y perfiles de acero inoxidable, disponible en:
<http://www.vencraft.com.ve/lamina.asp>
- Materiales y perfiles de acero 1023, 1030, disponible en:
<http://www.ferreaceros.com.ve/productos>
- Generalidades del análisis del movimiento. 2008. Disponible en la página de Internet URL:
<http://www.monografias.com/trabajos15/kinesiologia/biomecanica/kinesiologiabiomecanica.Shtml>
- Consideraciones biomecánicas en las sillas de ruedas:
Manual. Tenerife, Mayo 2008. Disponible en la página de Internet URL:
- Distribución del peso del cuerpo en distintas posiciones:
<http://www.estrucplan.com.ar/producciones/imprimir.asp?IdEntrega=81>
- Selección de motores:
motoreductores.blogspot.com
www.kiheffertech.blogspot.com
SUB-FHP Bison aplicaciones automatización

