



UNIVERSIDAD DE CARABOBO  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
DIRECCIÓN DE POSTGRADO  
MAESTRIA EN INGENIERÍA MECÁNICA



Diseño de una camilla de tracción para tratamiento de  
fracturas en columna cervical

**Autor:**  
Guillermo, Hernández, *Ing.*

Naguanagua, 09 de Julio de 2018



UNIVERSIDAD DE CARABOBO  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
DIRECCIÓN DE POSTGRADO  
MAESTRIA EN INGENIERÍA MECÁNICA



## Diseño de una camilla de tracción para tratamiento de fracturas en columna cervical

*Trabajo especial de grado presentado ante la Ilustre Universidad de Carabobo para optar al título de Magister en Ingeniería Mecánica*

**Tutor académico:**  
Prof. Brizeida Gámez. *PhD.*

**Autor:**  
Guillermo Hernández, *Ing.*

**Tutor externo:**  
Dr. Jesús Pérez

Naguanagua, 09 de Julio de 2018



## AVAL DEL TUTOR



Quien suscribe **Prof. Brizeida Gámez**, titular de la cédula de identidad N° **V-11.522.849**, adscrito a la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Carabobo, e integrante de la Línea de Investigación **Bioingeniería**, certifica que acepta la tutoría del Trabajo de Maestría titulado *"Diseño de camilla de tracción para tratamiento de fracturas en columna cervical "* a ser desarrollado por el (la) ciudadano (a): **Guillermo Hernández**, titular de la cédula de identidad N° **V-17.523.035**, para optar al título de **MAGÍSTER EN INGENIERÍA MECÁNICA**.

Por otro lado, una vez leído el mencionado Anteproyecto, se recomienda su aprobación ante la Comisión de Postgrado de Ingeniería Mecánica.

Sin otro particular a qué hacer referencia, se despide

---

Prof. Brizeida Gamez, *PhD.*  
C.I. V-11.522.849



UNIVERSIDAD DE CARABOBO  
FACULTAD DE INGENIERIA  
DIRECCIÓN DE POSTGRADO  
SECCIÓN DE GRADO



## ACTA DE DISCUSIÓN DE TRABAJO DE GRADO

En atención a lo dispuesto en los Artículos 137, 138 y 139 del Reglamento de Estudios de Postgrado de la Universidad de Carabobo, quienes suscribimos como Jurado designado por el Consejo de Postgrado de la Facultad de Ingeniería, de acuerdo a lo previsto en el Artículo 135 del citado Reglamento, para estudiar el Trabajo de Grado titulado:

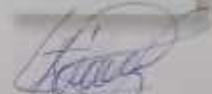
*"DISEÑO DE UNA CAMILLA DE TRACCION PARA TRATAMIENTO DE FRACTURAS EN LA COLUMNA CERVICAL"*

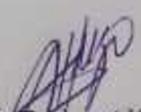
Presentado para optar al grado de *MAGÍSTER EN INGENIERÍA MECÁNICA* por el (la) aspirante:

*GUILLERMO HERNANDEZ LOPEZ*  
V.- 17.523.035

Habiendo examinado el Trabajo presentado, decidimos que el mismo está **APROBADO**.

En Valencia, a los veinte (20) día del mes de Marzo del año dos mil dieciocho.

  
Prof. Brizeida Gamez  
C.I.: 11.522.849  
Fecha: 20/03/2018

  
Prof. Carlos Alfonso  
C.I.: 8633778  
Fecha: 20/03/2018  
FE: 14/03/2018 al-



  
Prof. Jesus Pérez  
C.I.: 3656.186  
Fecha: 20/03/2018

UNIVERSIDAD DE CARABOBO / DIRECCION DE POSTGRADO

# *DEDICATORIA*

---

A María Lourdes, Sergio Alejandro y Rosmely Valentina,  
pilares que motivan la razón de mi vida.

# *AGRADECIMIENTOS*

---

---

A Dios por bendecir mi camino con salud y acompañarme siempre en el logro de mis metas.

A Yajaira, Álvaro y Daniel por estar en todo momento animando y apoyando mi superación profesional.

A mi tutora Ing. Brizeida Gámez por su espontaneidad y profesionalismo para compartir sus conocimientos y orientar la realización del trabajo con paciencia y dedicación.

A los Dres Luis Varela y Jesús Pérez por ofrecer amablemente un valioso y preciso asesoramiento médico.

A las empresas Proinmicastro, Ingeniería Mizar, por manifestar voluntad, capacidad, perseverancia, generosidad y por su activa participación en la construcción de la camilla.

A todo el personal del servicio de traumatología del Hospital “Dr. Ángel Larralde” por la ayuda y consejos que contribuyeron a dar forma a las ideas para la fabricación del dispositivo.

Espero que la camilla refleje la alta calidad de lo aportado por todas las personas que proporcionaron ideas, críticas, sugerencias y orientaciones durante su fabricación. A todas ellas mi especial agradecimiento por brindarme colaboración para afianzar la eficaz culminación del proyecto.

“La grandeza del ser humano está en saber agradecer”

# *Resumen*

---

---

Se presenta una alternativa de solución para el diseño y construcción de una camilla para aplicar la técnica de tracción en pacientes con fracturas en la parte anterior y posterior de las vértebras cervicales, en base a la necesidad asistencial de este dispositivo en el Hospital “Dr Angel Larralde”. Para obtener el diseño se realizaron entrevistas al personal médico, terapéutico y técnico del servicio de traumatología y neurocirugía para recabar información sobre los mecanismos de lesión cervical, uso y funcionamiento de una camilla para tracción; datos complementados a través de la revisión bibliográfica y especialistas en procesos metalmeccánicos. Esta información aportó los criterios necesarios para el planteamiento de alternativas de solución. Una vez seleccionada la mejor opción se procedió a diseñar cada uno de los elementos que constituyen el dispositivo empleando un programa basado en el método de elementos finitos para comprobar la estructura y el factor de seguridad en las piezas que conforman la camilla. Una vez determinada la confiabilidad, se inició el proceso de fabricación, utilizando materiales disponibles en el mercado nacional, seleccionando el acero A36, posteriormente el acero fue recubierto con cromo para mejorar la propiedad anticorrosiva. Culminada la construcción, se evaluó en presencia de médicos y terapeutas, para confirmar la correcta funcionalidad de la camilla, la cual brindará a los pacientes la oportunidad de rehabilitarse para mejorar en salud y calidad de vida.

# INDICE GENERAL

<b>INDICE GENERAL</b> .....	<b>i</b>
<b>INDICE DE FIGURAS</b> .....	<b>ii</b>
<b>INDICE DE TABLAS</b> .....	<b>iv</b>
<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>1</b>
<b>CAPÍTULO I EL PROBLEMA</b> .....	<b>2</b>
1.1 SITUACIÓN PROBLEMÁTICA .....	2
1.2 OBJETIVOS.....	6
1.2.1 Objetivo general .....	6
1.2.2 Objetivos específicos .....	6
1.3 JUSTIFICACIÓN.....	6
1.4 ALCANCE .....	7
1.5 LIMITACIONES.....	7
<b>CAPITULO II MARCO TEÓRICO</b> .....	<b>8</b>
2.1 ANTECEDENTES.....	8
2.2 BASES TEÓRICAS.....	10
2.2.1 Columna vertebral .....	10
2.2.2 Partes de una vértebra .....	11
2.2.3 Región cervical.....	13
2.2.4 Zonas anatómicas del cuello .....	13
2.2.5 Fractura cervical.....	14
2.2.6 Diagnóstico de una fractura cervical .....	15
2.2.7 Clasificación de las fracturas cervicales .....	16
2.2.8 Tratamiento de una fractura cervical .....	20
2.2.9 Tracción terapéutica.....	22
2.2.10 Efecto de la tracción vertebral.....	22
2.2.11 Tipos de aplicación de la tracción cervical .....	22
2.2.12 Tracción cervical .....	23
2.2.13 Camillas para tracción.....	25
<b>CAPÍTULO III MARCO METODOLÓGICO</b> .....	<b>27</b>
3.1 NIVEL DE INVESTIGACIÓN .....	27
3.2 TIPO DE INVESTIGACIÓN .....	27
3.3 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN .....	27
3.3.1 Etapa I. Revisión bibliográfica .....	27
3.3.2 Etapa II. Diseño de la camilla de tracción .....	28
3.3.3 Etapa III. Evaluación de costos y factibilidad de construcción.....	28
3.3.4 Etapa IV. Fabricación y ensamblaje .....	28
3.4 PLAN DE TRABAJO .....	29
3.5 RECURSOS NECESARIOS.....	30
3.5.1 Recursos financieros.....	30
3.5.2 Recursos humanos .....	30
<b>CAPÍTULO IV RESULTADOS Y ANÁLISIS</b> .....	<b>31</b>
4.1 ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA A DISEÑAR .....	31
4.2 ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN.....	32

4.2.1	Primera solución .....	32
4.2.2	Segunda solución .....	33
4.3	SELECCIÓN DE LA MEJOR ALTERNATIVA DE SOLUCIÓN.....	34
4.4	ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA DISEÑADO.....	35
4.4.1	Material de los elementos diseñados .....	35
4.4.2	Descripción de las piezas diseñadas.....	36
4.4.3	Cálculos de elementos estructurales.....	40
4.4.4	Cálculos de la soldadura .....	54
4.4.5	Selección de los rodamientos.....	57
4.4.6	Cálculo del resorte del mecanismo de freno.....	63
4.4.7	Diseño del mecanismo de giro .....	66
4.5	FACTIBILIDAD ECONÓMICA.....	69
4.5.1	Costo de los materiales .....	69
4.5.2	Costo de la fabricación .....	70
4.5.3	Costo Total .....	71
4.6	ESQUEMA PARA LA FABRICACIÓN DEL DISPOSITIVO .....	71
<b>CAPÍTULO V CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....</b>		<b>76</b>
5.1	CONCLUSIONES .....	76
5.2	RECOMENDACIONES .....	78
<b>REFERENCIAS .....</b>		<b>79</b>

## *INDICE DE FIGURAS*

Figura 1.1	Camilla de tracción de Stryker (Hospital “Dr. Universitario Angel Larralde”).....	3
Figura 1.2	Adaptación del dispositivo de sujeción.....	3
Figura 1.3	Dispositivo de sujeción (compás).....	3
Figura 1.4	Tapa para cubrir la parte superior del paciente.....	3
Figura 1.5	Aplicación del peso para la tracción.....	4
Figura 1.6	Mecanismo para girar el paciente .....	4
Figura 1.7	Camilla de Stryker para realizar la tracción.....	5
Figura.2.1	Columna Vertebral (Netter, 2000) .....	10
Figura 2.2	Partes de una vértebra; (a) vista superior, (b) vista lateral, (c) vista posterior .....	12
Figura 2.3	Columna cervical. (Netter, 2000).....	13
Figura 2.4	Zonas del cuello. (www.nasajpg.com).....	14
Figura 2.5	Fractura por hundimiento anterior (www.authorstream.com) .....	17
Figura 2.6	Fractura conminuta por estallido (www.authorstream.com) .....	18
Figura 2.7	Fractura en Teardrop (www.authorstream.com) .....	18
Figura 2.8	Fractura uniarticular (www.authorstream.com) .....	19
Figura.2.9	Fractura con separación del macizo articular (www.authorstream.com).....	19
Figura.2.10	Halo cervical (http://medinstrum.com).....	20

Figura 2.11 Collarín cervical Philadelphia .....	21
Figura 2.12 Collarín cervical neumático .....	21
Figura 2.13 Parte anterior y posterior del Minerva Cervical.....	21
Figura 2.14 Tracción utilizando compas de Crutchfield ( <a href="http://www.neuroc99.sld.cu">www.neuroc99.sld.cu</a> )....	25
Figura 2.15 Camilla de tracción con dos secciones y altura ajustable. ( <a href="http://www.btl.net.com/download.php">www.btl.net.com/download.php</a> ) .....	25
Figura.2.16 Camilla de tracción con tres secciones y ajuste de altura eléctrico.....	26
Figura 4.1 Primera alternativa de solución de la camilla para tratamiento de columna cervical.....	33
Figura 4.2 Segunda alternativa de solución de la camilla para tratamiento de columna cervical.....	34
Figura 4.3 Vista explosionada de la solución seleccionada.....	34
Figura 4.4 Soporte del paciente .....	36
Figura 4.5 Estructura para el soporte del paciente.....	37
Figura 4.6 Base de la camilla .....	38
Figura 4.7 Mecanismo de giro .....	38
Figura 4.8 Mecanismo de Inclinación, (a) Dispositivo tipo tijera, (b) Estructura para el soporte.....	39
Figura 4.9 Tela para la camilla .....	39
Figura 4.10 Piezas para la adaptación del compás.....	40
Figura 4.11 Condiciones de contorno para el modelo .....	42
Figura 4.12 Distribución de esfuerzos (MPa) en el soporte del paciente para la posición inclinada .....	43
Figura 4.13 Desplazamiento (mm) en el soporte del paciente para la posición inclinada .....	44
Figura 4.14 Factor de seguridad en el soporte del paciente para la posición inclinada .....	44
Figura 4.15 Grafica de convergencia en el soporte del paciente para la posición inclinada .....	45
Figura 4.16 Condiciones de contorno en la estructura para el soporte del paciente .....	46
Figura 4.17 Distribución de esfuerzos (MPa) en la estructura soporte del paciente para la posición inclinada .....	46
Figura 4.18 Desplazamientos (mm) en la estructura soporte del paciente para la posición inclinada .....	47
Figura 4.19 Factor de seguridad de la estructura soporte del paciente para la posición inclinada .....	48
Figura 4.20 Gráfica de convergencia de la estructura soporte del paciente para la posición inclinada .....	48
Figura 4.21 Condiciones de borde .....	49
Figura 4.22 Distribución de esfuerzos (MPa) ocurridos en la base de la camilla ...	49
Figura 4.23 Desplazamientos (mm) ocurridos en la base de la camilla.....	50
Figura 4.24 Factor de seguridad para la base de la camilla .....	50
Figura 4.25 Gráfica de convergencia para la base de la camilla .....	51
Figura 4.26 Condiciones de borde .....	51

Figura 4.27 Distribución de esfuerzos (MPa) que ocurren el soporte del dispositivo de inclinación .....	52
Figura 4.28 Desplazamiento el soporte del mecanismo de inclinación .....	52
Figura 4.29 Factor de seguridad en para el soporte del mecanismo de inclinación	53
Figura 4.30 Gráfica de convergencia en para el soporte del mecanismo de inclinación .....	53
Figura 4.31 Condiciones para el cálculo del punto crítico de la soldadura.....	54
Figura 4.32 Condiciones de carga para el arreglo de rodamientos de la camilla ...	58
Figura 4.33 Dimensiones principales del rodamiento seleccionado.....	59
Figura 4.34 Dimensiones principales del rodamiento seleccionado.....	60
Figura 4.35 Posición crítica del paciente para el cálculo del torque.....	66

## *INDICE DE TABLAS*

Tabla 3.1 Diagrama de Gantt de las etapas para la ejecución del proyecto. ....	29
Tabla 4.1 Comparación de propiedades entre el acero inoxidable 304 y el acero A36.....	35
Tabla 4.2 Dimensiones Comerciales para tuberías de acero A36. ....	36
Tabla 4.3 Porcentaje de distribución del peso corporal. Fuente: Lefton, J., Malone A., 2009.....	41
Tabla 4.4 Factor de seguridad para las piezas diseñadas .....	54
Tabla 4.5 Propiedades mínimas del material de aporte. Fuente: Shigley , 2009 ...	55
Tabla 4.6 Propiedades flexionantes de las soldaduras a filete.....	56
Tabla 4.7 Características del rodamiento a seleccionar.....	59
Tabla 4.8 Características del rodamiento a seleccionar.....	60
Tabla 4.9 Valores referenciales para el factor de seguridad estático en rodamientos. ....	62
Tabla 4.10 Aceros de alto carbono y aleación para resortes. ....	63
Tabla 4.11 Constantes para la ecuación de la resistencia al corte del resorte.....	65
Tabla 4.12 Propiedades mecánicas de los materiales para resortes. ....	65
Tabla 4.13 Pasos para tamaños de dientes de uso general. ....	68
Tabla 4.14 Características de los engranajes utilizados para el ensamble del mecanismo de giro.....	69
Tabla 4.15 Costos de los materiales para la fabricación del dispositivo.....	70
Tabla 4.16 Costo del alquiler de equipos para la fabricación de la camilla. Fuente: propia .....	70
Tabla 4.17 Costo del alquiler de equipos para la fabricación de la camilla. Fuente: propia .....	70
Tabla 4.18 Costo Total para construcción y venta del dispositivo diseñado. Fuente: propia .....	71

# *INDICE DE FOTOS*

Foto 4.1 Corte de los materiales del dispositivo .....	71
Foto 4.2 Fabricación de las piezas principales, (a) Soporte del paciente, (b) estructura soporte del paciente (c) Base de la camilla .....	72
Foto 4.3 Articulaciones de la camilla, (a) Hacia la cabeza del paciente, (b) Hacia los pies del paciente .....	72
Foto 4.4 Mecanismo de giro .....	73
Foto 4.5 Mecanismo de seguridad .....	73
Foto 4.6 Ensamble principal del conjunto.....	74
Foto 4.7 Instalación del dispositivo tipo tijera .....	74
Foto 4.8 Pieza guía para el hilo conectado al compás .....	74
Foto 4.9. Instalación de tela y cinturones en la camilla .....	75

# *INTRODUCCIÓN*

Gran parte de la adversidad humana reside en el vertiginoso aumento de accidentes que producen fracturas en las vértebras cervicales, causadas por los percances sorpresivos que originan movimientos bruscos y forzados en la parte posterior del cuello. Debido a la alta incidencia de este tipo de lesión y pensando en la recuperación del paciente se propone un trabajo de investigación basado en el diseño y construcción de una camilla que cumpla con las normas establecidas para ser utilizada en la aplicación de la técnica de tracción en pacientes diagnosticados con fracturas a nivel de la columna cervical. El trabajo consta de cinco capítulos, expuestos de manera clara y sencilla.

El capítulo 1, hace referencia al planteamiento del problema, los objetivos y la razón que justifica la fabricación del dispositivo.

La información suministrada en el capítulo 2, permite tener una idea explícita sobre los antecedentes, anatomía de la columna cervical, mecanismos de lesión cervical, principios esenciales de la técnica y tipos de tracción apoyados con ilustraciones indispensables para su comprensión.

El capítulo 3, relaciona el tipo de metodología utilizada en la investigación.

Seguidamente los resultados y análisis de datos se explican en el capítulo 4, a través de métodos analíticos y numéricos con gráficos y tablas que permiten la perceptibilidad de las piezas que conforman el diseño y posterior elaboración de planos para la fabricación de la camilla de tracción.

Las conclusiones y recomendaciones se reseñan en el capítulo 5, toda la información y datos obtenidos han sido verificados con fuentes confiables para que la solución planteada sirva como base para el desarrollo de estudios posteriores.

Finalmente, los pacientes con fracturas cervicales y la necesidad asistencial en el Hospital Universitario “Dr. Angel Larralde” (HUAL) motivaron la construcción de este dispositivo con la ayuda de personas especialistas orientadas y supervisadas

por el coordinador del proyecto para garantizar el óptimo funcionamiento de la camilla y brindar a estos pacientes la oportunidad de recibir tratamiento mediante la técnica de tracción cervical, que les permita mejorar la calidad de vida.

# *CAPITULO 1*

## *EL PROBLEMA*

El presente capítulo, hace referencia al planteamiento del tema de investigación, destacando aspectos que fundamentan la importancia del estudio; de igual forma contempla la formulación de los objetivos y el alcance que se desea obtener con la ejecución del trabajo.

### **1.1 SITUACIÓN PROBLEMÁTICA**

Todo ser humano se encuentra expuesto a sufrir percances en el día a día del quehacer cotidiano, tal como sucede con la frecuencia de lesiones a nivel de la columna cervical. Conviene señalar que, de las regiones que forman la columna vertebral (cervical, dorsal, lumbar, sacra, coxígea), la más afectada por accidentes de tránsito, deportivos, laborales, caídas desde alturas, clavados en aguas poco profundas, por armas de fuego entre otros, es la región cervical, por su gran capacidad de movimiento y por soportar en su extremo superior a la cabeza. Frecuentemente, en el área de traumatología y ortopedia del Hospital Universitario “Dr. Ángel Larralde” (HUAL) ingresan personas con fracturas cervicales estables e inestables que afectan las vértebras, tanto en la parte anterior como posterior. Este centro asistencial cuenta con una camilla de tracción para aplicar el tratamiento ortopédico (tracción) que requieren los pacientes con fracturas estables; este procedimiento permite obtener y mantener la alineación de la columna, reducir la luxación articular, aliviar el dolor y prevenir deformidad posterior.

“El doctor Varela, declaró el procedimiento mencionado”. (L. Varela, comunicación personal, Julio de 2013), el cual se describe a continuación:

1. Se coloca el paciente en posición decúbito supino o boca arriba sobre la camilla de tracción y se ajusta la inclinación de la misma a través del mecanismo correspondiente (ver figura 1.1).



Figura 1.1 Camilla de tracción de Stryker (Hospital “Dr. Universitario Angel Larralde”)

2. Un dispositivo externo, denominado compás (ver figura 1.2) es adaptado a la cabeza del paciente (ver figura 1.3) para sujetar la cabeza mientras se realiza la tracción.



Figura 1.3 Dispositivo de sujeción (compás) (Hospital “Dr. Universitario Angel Larralde”)



Figura 1.2 Adaptación del dispositivo de sujeción

3. El paciente, luego es cubierto con una tapa de igual longitud que la camilla como se muestra en la figura 1.4, quedando entre las dos superficies.

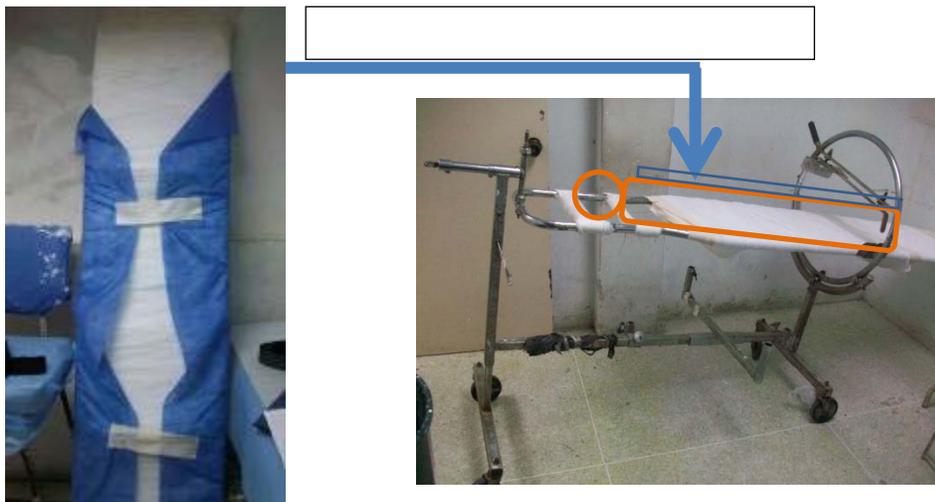
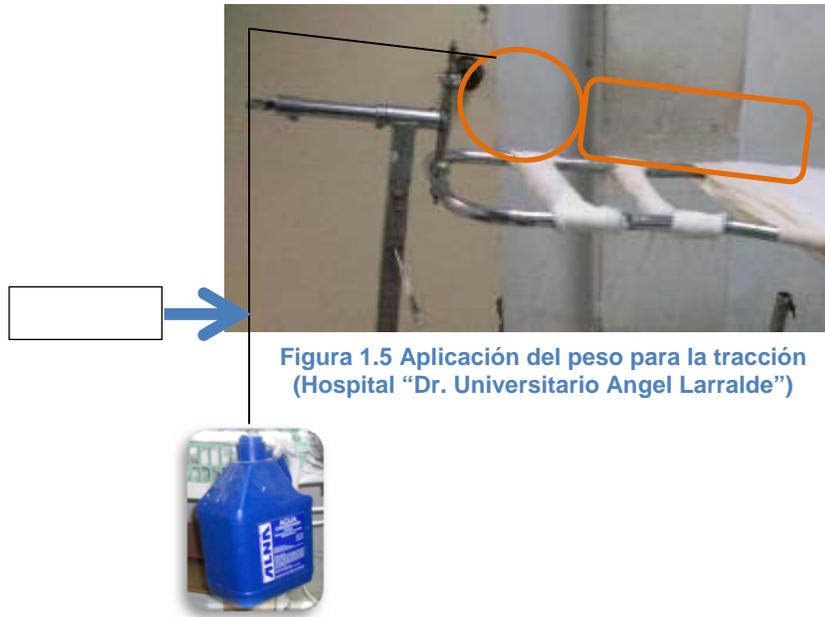


Figura 1.4 Tapa para cubrir la parte superior del paciente (Hospital “Dr. Universitario Angel Larralde”)

- Comienza el proceso de tracción a través del cordón que es conectado al compás, adaptando la carga correspondiente a cada caso (ver figura 1.5).



- El paciente es girado con una frecuencia aproximada de tres veces por día, utilizando el mecanismo mostrado en la figura 1.6.



En la figura 1.7 se identifican cada una de las piezas que conforman la camilla de Striker utilizada en el HUAL, en la cual se detectaron los siguientes problemas:

- Dificultad para girar al paciente al momento que se necesita limpiar o alimentar.

2. Falta de control al momento de adaptar el ángulo de inclinación de la camilla.
3. Inexistencia del sistema de freno estático de la camilla.
4. Bajo nivel de confort del material de la camilla que está en contacto con el paciente.
5. Diseño poco robusto.

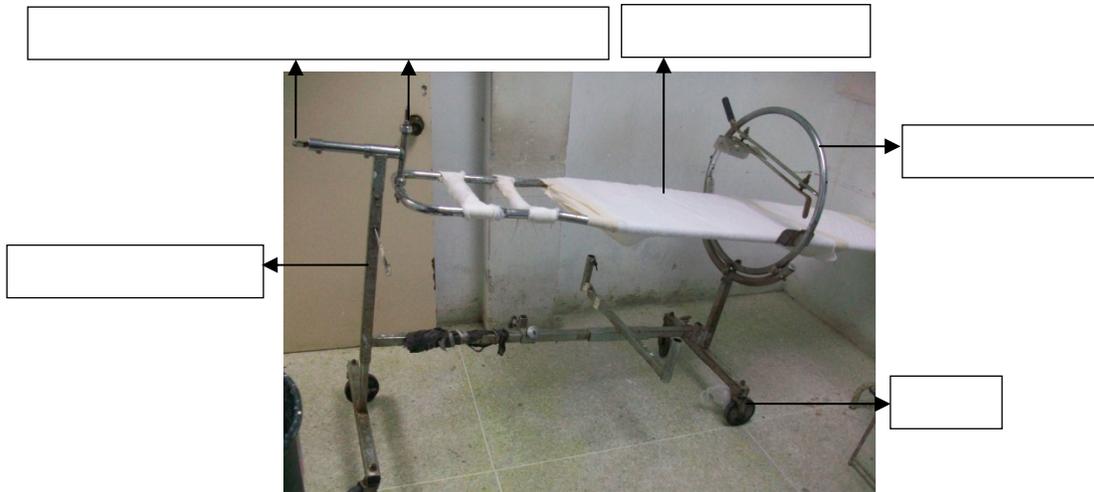


Figura 1.7 Camilla de Stryker para realizar la tracción Hospital "Dr. Universitario Angel Larralde")

Un tratamiento inadecuado de las lesiones cervicales puede causar graves limitaciones e invalidez, que afectan notablemente la vida normal de quienes tienen el infortunio de padecer estos traumatismos por lo que surge una imprescindible necesidad de diseñar y construir una camilla de tracción tomando como base la actual pero que incluya innovaciones que faciliten el manejo médico y preste al paciente comodidad durante el proceso de estabilización de la columna.

De acuerdo a lo anterior, el Centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo (Cebiomec\_UC) conjuntamente con el personal de servicio de traumatología y ortopedia del HUAL proponen una investigación enfocada en el diseño y construcción de una camilla para realizar la tracción, que permita darle solución a los problemas mencionados.

## **1.2 OBJETIVOS**

### **1.2.1 Objetivo general**

Diseñar una camilla de tracción para tratamiento de pacientes, con traumatismos cervicales.

### **1.2.2 Objetivos específicos**

- Conocer la técnica de tracción para estabilizar fracturas producidas en la parte anterior y posterior de las vértebras cervicales.
- Diseñar en detalle cada uno de los elementos que conforman la camilla de tracción, utilizando herramientas de diseño y análisis asistido por computador.
- Evaluar la factibilidad de construcción y los costos de la camilla.
- Fabricar un prototipo de camilla de tracción confortable y seguro al paciente con traumatismos en la región cervical.

## **1.3 JUSTIFICACIÓN**

Un alto porcentaje de pacientes, en su mayoría jóvenes con edades comprendidas entre 20 y 30 años, ingresan a los centros de salud con traumatismos cervicales producidos por caídas y accidentes con riesgos de consideración que afectan notablemente la vida social, laboral y familiar; situación que incentiva a brindar ayuda a quienes han tenido el infortunio de sufrir este tipo de lesiones. Tales evidencias sustentan la motivación de los investigadores del centro de Biomecánica de la Universidad de Carabobo, para diseñar equipos como la camilla de tracción que aporten desarrollo tecnológico al país y a su vez brinde beneficios a la población con diagnósticos a nivel de la columna cervical.

De igual manera, se debe acotar que debido a la situación económica que se viene registrando en el país, este tipo de camilla presenta déficit notorio en los centros de salud, afectando directamente a este sector y a los pacientes que requieren el tratamiento, razón que transforma a este proyecto en una oportunidad

para ofrecer a la sociedad un significativo aporte para la atención oportuna de los pacientes con lesiones cervicales.

Por otra parte, motivar a los entes gubernamentales a prestar apoyo a los Centros de Investigación para desarrollar proyectos que sin duda alguna contribuyen al beneficio social y sobre todo abrir esperanza, a los pacientes sumergidos en la aflicción de estos padecimientos, otorgándoles la satisfacción de saber que hay instituciones preocupadas en buscar alternativas y ofrecer equipos que faciliten la rehabilitación favorable de las lesiones cervicales para poder integrarse a una vida normal y productiva.

En el ámbito de la investigación y desarrollo tecnológico, la realización de este dispositivo servirá como referencia a estudiantes de pre-grado y post-grado interesados en proyectos de biomecánica.

#### **1.4 ALCANCE**

El trabajo tiene como finalidad, el diseño y construcción de una camilla de tracción, para destinarla al tratamiento de pacientes con fracturas a nivel de la columna cervical.

#### **1.5 LIMITACIONES**

- Disponibilidad de materiales en el mercado para la construcción del equipo.
- Disposición de recursos económicos propios a consecuencia de la falta de interés de organismos para participar en actividades de inversión social.

# *CAPITULO 2*

## *MARCO TEÓRICO*

En el presente capítulo se hace una reseña histórica de trabajos realizados por estudiosos dedicados a investigar los procedimientos para tratar pacientes con fracturas cervicales, así mismo se hace énfasis en contenidos relacionados a la columna cervical, mecanismos de lesión, tipos de fracturas y dispositivos disponibles en el mercado para realizar la técnica de tracción a manera de facilitar la comprensión del tema.

### **2.1 ANTECEDENTES**

Uno de los mayores problemas afrontados por la humanidad desde sus inicios han sido los traumatismos cervicales producto de las actividades de rutina diaria y esparcimiento, los cuales han desolado el desarrollo de una vida normal a lo largo de la historia, por lo grave que pueden ser y los fuertes dolores que provocan; situaciones que fueron llevando a los pobladores a realizar investigaciones que permitieran buscar alternativas para disminuir los padecimientos que sufrían; una de ellas es la tracción, técnica utilizada desde la época egipcia pasando través de los siglos por descubrimientos de métodos y diseños de instrumentos para reducir las fracturas cervicales con variantes importantes.

Alfred Taylor (1929) aplicó la tracción para reducir las fracturas cervicales utilizando un cabezal que sujetaba el occipucio y la mandíbula. Crutchfield (1933) diseñó un compás que lleva su nombre y que se utiliza para efectuar tracción cráneo-cervical, posteriormente en 1954 el mismo autor publicó un artículo acerca de la tracción en el tratamiento de las fracturas en la columna cervical, a través del cual se puede entender lo más significativo de la técnica, representando así, el punto de partida del presente estudio.

De igual forma Krivoy, et al., (1993), emplea la fijación de dos vértebras con placas de Roy-Camille en combinación con la aplicación de la tracción cervical, en este artículo, el autor presenta un caso real, describiendo el procedimiento realizado, haciendo mención a las cargas aplicadas; información que permite ampliar el conocimiento en relación a la técnica para la cual será diseñada la camilla.

En relación a las camillas, Dambra, (2012) en su proyecto profesional, lleva a cabo las etapas de diseño de una camilla para trasladar a los pacientes; constituyendo una referencia al momento de realizar el plan de trabajo que se aprecia en la metodología de esta investigación. Asimismo, especifica los materiales, dimensiones y características utilizados en la construcción del dispositivo, información que servirá de complemento para el desarrollo de la investigación en curso.

Zárraga (2014) presentó una propuesta específica para las camillas de tracción, de allí se destacan los conceptos del método de elemento finito, en aras de utilizarlo como herramienta en el momento de diseñar las piezas de la nueva camilla. Es importante destacar que los criterios de diseño definidos en la investigación que realiza este autor, fueron establecidos por el Dr. Perez y complementarán los descritos por el medico asesor de este proyecto, el Dr. Lopez, ambos médicos del área de traumatología y ortopedia del HUAL.

Salas, et. al., (2015) diseñó un dispositivo portátil para aplicar la tracción cervical, definiendo las etapas de la investigación de manera más detallada y por tanto consideradas como soporte en la redacción de las mismas, durante el desarrollo de la metodología para la construcción del dispositivo actual.

En otros estudios sobre columna cervical Wang, et. al., (2017) desarrollaron un modelo para predecir la respuesta de tejidos suaves (ligamentos, anillos fibrosos) ante cargas axiales aplicadas durante dos modalidades de tracción cervical: con soporte de cuello y sin soporte de cuello. A pesar de que el estudio se

enfoca en diferenciar las técnicas, el mismo sirve para referenciar el comportamiento mecánico de los tejidos mencionados.

## 2.2 BASES TEÓRICAS

### 2.2.1 Columna vertebral

La columna vertebral, es una estructura compleja osteocartilaginosa, con forma de tallo longitudinal, que encierra y sostiene la médula espinal, es resistente, articulada y flexible, formada por porciones móviles llamadas vértebras, dispuestas desde el cráneo al cóccix, se encuentra situada en la parte media posterior del tronco y su función principal es mantener el cuerpo de pie.

La columna vertebral (ver figura 2.1) consta de 7 vértebras cervicales, 12 torácicas o dorsales y 5 lumbares. Las 5 vértebras que siguen a las lumbares se hallan fusionadas en el adulto, para formar el hueso sacro. Las 4 vértebras terminales de la columna también se fusionan y forman el cóccix (Gardner et al., 1979).

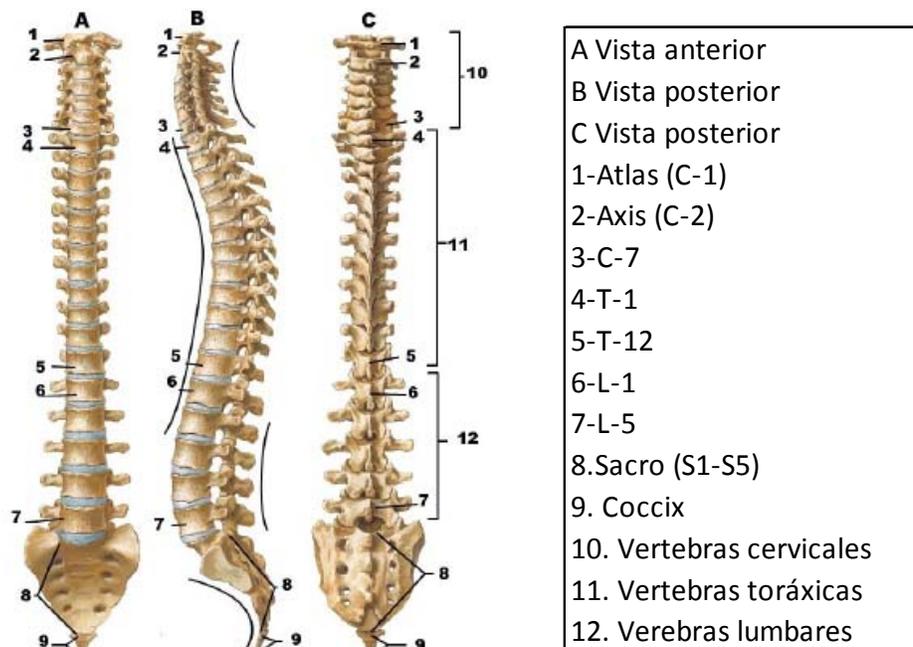


Figura.2.1 Columna Vertebral (Netter, 2000)

A partir de la visualización de las partes en la figura 2.1, se derivan los conceptos indicados a continuación:

### **2.2.2 Partes de una vértebra**

Las vértebras son huesos cortos que poseen una estructura similar, excepto la primera y segunda vértebra cervical, caracterizadas por una configuración especial (Dox et al., 2011).

La figura 2.2 muestra en forma general una vértebra, la cual se compone de:

- **Cuerpo vertebral:** es la parte más voluminosa de la vértebra, proporcionan resistencia a la columna vertebral y soportan peso, son anchos, planos, cilíndricos y se hallan separados por los discos intervertebrales.
- **Arco vertebral:** está compuesto por dos pedículos derecho e izquierdo y por dos láminas derecha e izquierda, que junto al cuerpo vertebral forman el foramen en el que se aloja la médula espinal.
- **Apófisis:** parte saliente de un hueso que sirve para facilitar su articulación con otro.
- **Pedículos:** son dos huesos que se extienden hacia atrás, desde el cuerpo vertebral y forman el arco alrededor del agujero vertebral.
- **Láminas vertebrales:** son un par de láminas anchas que sobresalen dorsal y medialmente por los pedículos de una vértebra; la unión de las láminas a la altura de la línea media forma el arco vertebral.
- **Agujero intervertebral:** tiene forma de triángulo, ubicado entre la cara posterior del cuerpo vertebral y la apófisis espinosa. (ver figura 2.2).

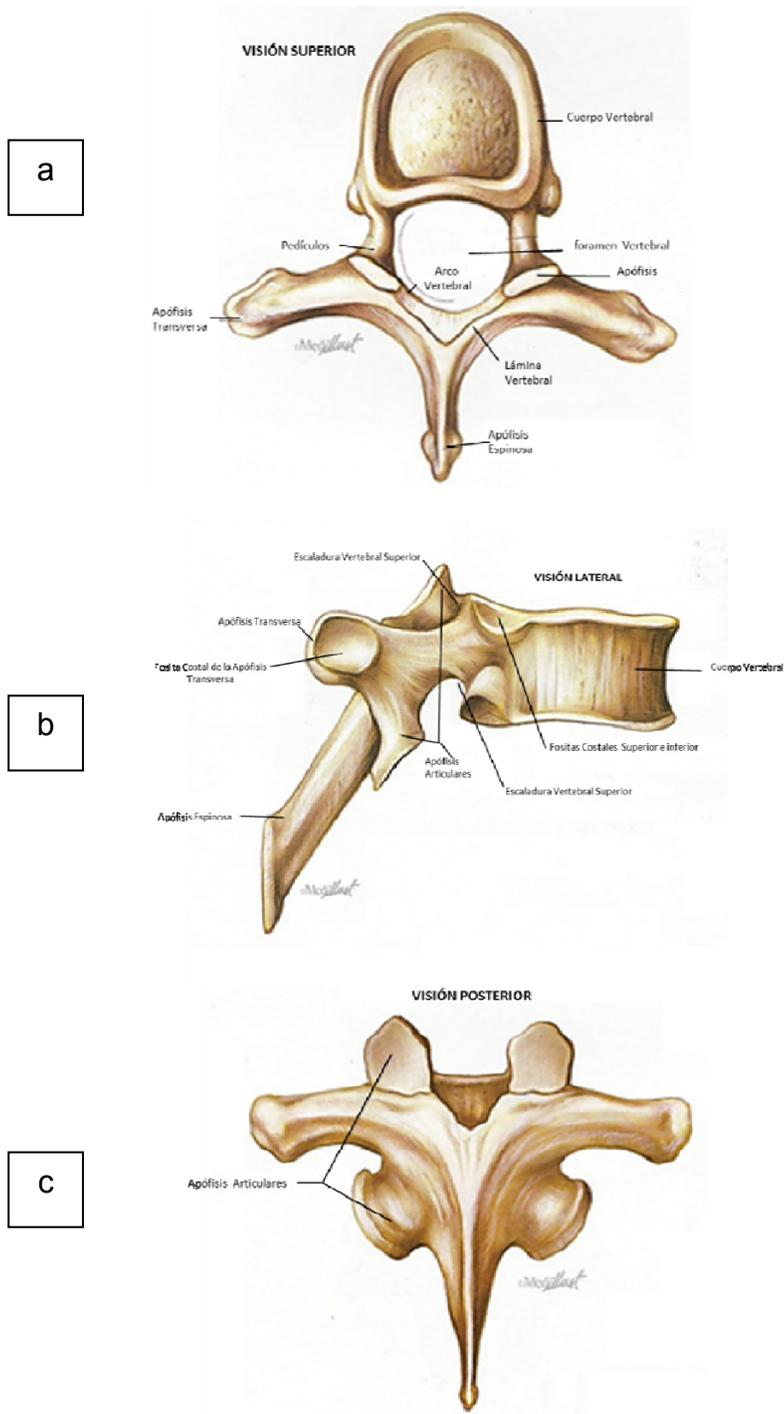


Figura 2.2 Partes de una vértebra; (a) vista superior, (b) vista lateral, (c) vista posterior (López, Joaquín, 2010)

### 2.2.3 Región cervical

Está formada por siete huesos o vértebras cervicales que se hallan entre el cráneo y el tórax; se nombran C1 para la vértebra superior, hasta llegar a la última vértebra cervical C7. Las vértebras cervicales, se caracterizan por la presencia de un orificio en cada apófisis transversa. Este orificio llamado agujero transverso, da paso a la arteria vertebral (excepto C7), las venas vertebrales y un plexo simpático (ver figura 2.3).

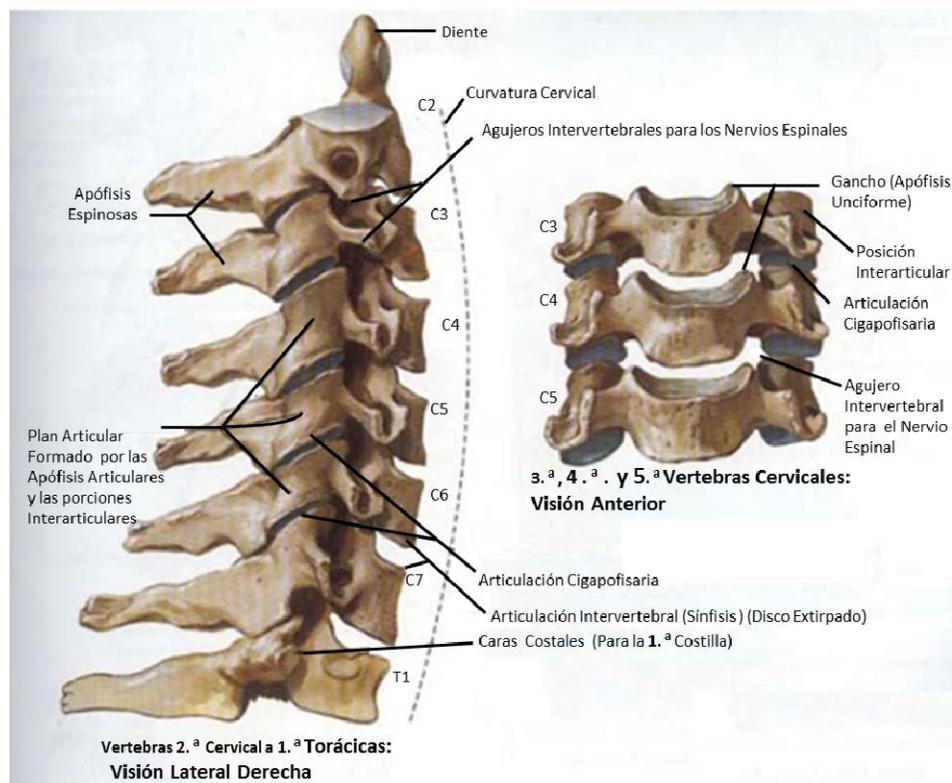


Figura 2.3 Columna cervical. (Netter, 2000)

### 2.2.4 Zonas anatómicas del cuello

Para orientar el diagnóstico y el tratamiento del trauma sobre la región cervical, es necesario conocer la anatomía del cuello, el cual se divide en tres zonas anatómicas (ver figura 2.4).



Figura 2.4 Zonas del cuello. ([www.nasajpg.com](http://www.nasajpg.com))

- ZONA I: comprende la región de la salida del tórax. Se extiende desde las fosas claviculares hasta el nivel del cartílago cricoides. Allí se encuentran los vasos subclavios, los grandes vasos del tórax, el plexo braquial, el esófago y la porción proximal de las arterias carótidas y vertebrales, la porción distal de las venas yugulares, la desembocadura del conducto torácico en el lado izquierdo, los nervios vagos, la glándula tiroides, los nervios laríngeos recurrentes y segmentos de la columna vertebral y la médula espinal.
- ZONA II: se extiende desde el cartílago tiroides hasta el ángulo de la mandíbula. Contiene la laringe, la parte media y la bifurcación de las carótidas, las venas yugulares internas, los nervios vagos, la glándula tiroides, el esófago y parte de la faringe, un segmento de la columna y la médula espinal, los vasos vertebrales y los nervios laríngeos recurrentes.
- ZONA III: está comprendida entre el ángulo de la mandíbula y la base del cráneo. Contiene los pares craneanos bajos, las carótidas interna y externa, los segmentos proximales de la columna y médula espinal, los vasos vertebrales y las glándulas submaxilares (Ospina, 2013).

### 2.2.5 Fractura cervical

Este tipo de fractura se produce cuando las vértebras cervicales se rompen debido a movimientos bruscos y fuertes del cuello y la cabeza originados por accidentes de tránsito, caídas desde alturas, caballos, motos, bicicletas, zambullidas en aguas poco profundas o por actividades deportivas como esquí,

boxeo, entre otros, frecuentemente ocurren luxofracturas que corresponde a lesiones de gravedad por desprenderse los segmentos vertebrales y cambiar la alineación de la columna vertebral. Entre los síntomas se pueden mencionar: dolor y dificultad para mover el cuello y para tragar, hormigueo en la base de la cabeza, visión doble, pérdida de conocimiento y de la sensación en brazos y piernas.

### **2.2.6 Diagnóstico de una fractura cervical**

El estudio imagenológico sumado al diagnóstico clínico permite precisar el tipo de lesión, si es estable o inestable y cuál será el tratamiento a seguir. El diagnóstico de una fractura cervical se hace a través de:

- Radiografía lateral: es la primera que se toma, en ella se debe mostrar necesariamente la unión occipitocervical y la columna cervical completa para observar si se encuentran alineados los bordes anteriores y posteriores de los cuerpos vertebrales. De igual forma se debe mostrar la línea espinolaminar, los extremos de las apófisis espinosas, el canal espinal que debe tener más de 13 mm de ancho para descartar compresión de la médula espinal. Asimismo, observar el espacio predontoideo, el cual no debe pasar de 3 mm en adultos y 4 mm en niños; un aumento sugiere la existencia de fractura en el Atlas, de la apófisis odontoides o una lesión ligamentosa (Domínguez, et al., 2001).
- Radiografía anteroposterior: para verificar alineamiento de las apófisis espinosas, distancia interespinosa, congruencia y orientación de los macizos articulares. La pérdida de alineación de las apófisis espinosas implica la presencia de un mal alineamiento rotacional; y un aumento de la distancia interespinosa implica una lesión de la banda de tensión posterior.
- Radiografía transoral (con boca abierta): se realiza para observar la posición relativa de los macizos articulares del atlas respecto al axis; una separación de 8 mm implica estallido del anillo del atlas, este tipo de radiografía también permite diagnosticar las fracturas de las apófisis odontoides.

- Tomografía axial computarizada y la mielografía permiten obtener información sobre desplazamientos de fragmentos óseos hacia el canal raquídeo que puedan comprimir la médula.
- Resonancia magnética: permite estudiar el daño de los componentes blandos de la unidad funcional espinal, en especial evaluar la presencia de daño discoligamentario. En pacientes con daños neurológicos puede orientar hacia el tratamiento específico.

## **2.2.7 Clasificación de las fracturas cervicales**

### 2.2.7.1 Estabilidad de la fractura.

- Fracturas estables: se da en la mayoría de los casos debido a las estructuras blandas que unen el cuerpo vertebral con otro, no presentan daño neurológico, se consolidan de manera ortopédica.
- Fracturas inestables: presentan daño neurológico o ligamentoso importante, desplazamiento anterior vertebral de 3,5 mm o más, angulación de un cuerpo vertebral sobre otro, mayor a 11°, asociado a lesión del disco intervertebral. Este tipo de fractura tiene tratamiento quirúrgico.

### 2.2.7.2 Vértebras afectadas por la fractura

- Fractura del Atlas (C1)
  - ✓ Fractura aislada del arco posterior: es la fractura más común del Atlas, se produce por mecanismo de compresión entre el cráneo y C2.
  - ✓ Fractura aislada del arco anterior: ocurre rara vez.
  - ✓ Fractura transglenoidea: se debe a una compresión axial sobre una de las masas laterales específicamente la que se encuentra entre el cóndilo occipital y la apófisis articular del axis.

- ✓ Fractura de Jefferson: representa alrededor del 50% de las fracturas del Atlas, se produce cuando hay fractura del arco anterior y posterior. Si el ligamento transverso no se rompe y resiste el traumatismo la fractura es estable, si el ligamento transverso se rompe, las masas del Atlas se desplazan sobre la superficie articular del axis, si es mayor de 5 mm la fractura es inestable.
- Fractura del Axis (C2)
  - ✓ Fractura de las apófisis odontoides: son las más frecuentes del axis, su mecanismo de lesión es la combinación de flexión, hiperextensión y rotación, causando desplazamiento anterior o posterior de la odontoides.
  - ✓ Fractura del arco ventral: es producida por mecanismos de hiperextensión, se produce luxación de C2 y fractura de pedículos.
  - ✓ Fractura del cuerpo vertebral: es inestable y se produce por mecanismo de hiperflexión y compresión axial, frecuentemente ocurre daño neurológico.
- Fracturas de las vértebras C3-C7: son las fracturas más frecuentes de la columna cervical y se producen por mecanismos de hiperflexión, hiperextensión y rotación (Prieto, 2011).
- ✓ Mecanismo de hiperflexión.
- Fractura hundimiento anterior: acúñamiento anterior del cuerpo vertebral, no compromete el muro posterior y no se genera compromiso neurológico (ver figura 2.5).

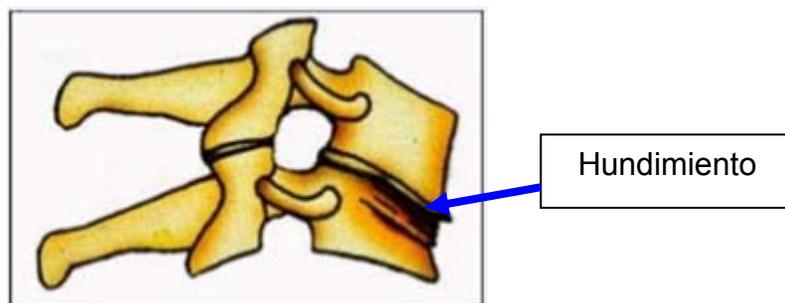


Figura 2.5 Fractura por hundimiento anterior ([www.authorstream.com](http://www.authorstream.com))

- Fractura conminuta por estallido: con fragmentos óseos que pueden producir lesiones neurológicas (figura 2.6).

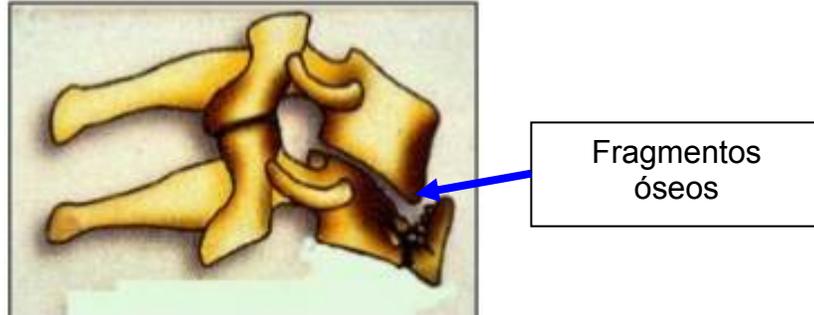


Figura 2.6 Fractura conminuta por estallido ([www.authorstream.com](http://www.authorstream.com))

- Fractura en “Teardrop”: es severa e inestable, lesión del disco, lesión de ligamentos articulares e interespinosos, fractura del ángulo anterior por compresión de la columna en flexión (ver figura 2.7).

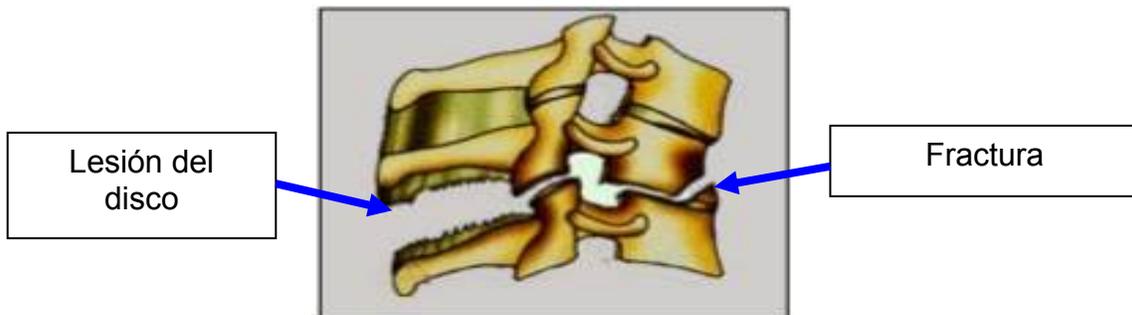


Figura 2.7 Fractura en Teardrop ([www.authorstream.com](http://www.authorstream.com))

- Por bloqueo facetario: rotura del ligamento posterior, fractura inestable, luxación bilateral de las articulaciones interapofisiarias, luxación completa de la vértebra comprometida.
- ✓ Mecanismo de hiperextensión.
- Fractura en libro abierto o por hiperextensión más espondilosis: ampliación del espacio de disco C5-C6 en la parte delantera y estrechamiento en la parte posterior.

- Fractura luxación biarticular: hay desplazamientos mayores a 30%, lesiones medulares en un 50%.
- ✓ Por rotación
- Fractura uniarticular: se afecta faceta superior e inferior, son inestables y se estabilizan quirúrgicamente (ver figura 2.8).

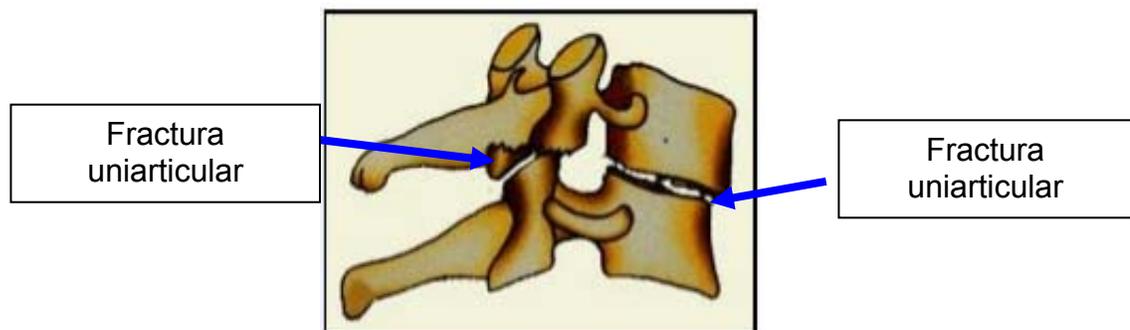


Figura 2.8 Fractura uniarticular ([www.authorstream.com](http://www.authorstream.com))

- Fractura con separación del macizo articular: es difícil de diagnosticar tiene como característica anatómica la presencia de dos trazos de fractura uno en el pedículo y otro en la lámina, se aconseja la tracción con urgencia para intentar la reducción y aliviar los síntomas (ver figura 2.9).

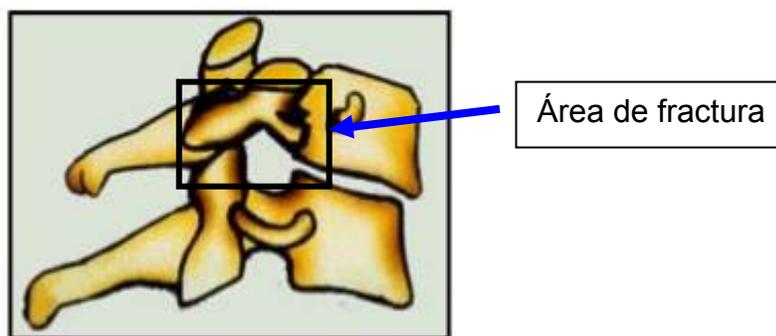


Figura.2.9 Fractura con separación del macizo articular ([www.authorstream.com](http://www.authorstream.com))

- Bloqueo facetario unilateral: ocurren por flexión-rotación, rotura de la cápsula articular de una de las facetas y del complejo ligamentario posterior, hay lesión de la médula espinal (Prieto, 2011).

### 2.2.8 Tratamiento de una fractura cervical

Para tratar una fractura cervical, se considera la estabilidad e inestabilidad de las mismas. Una vez evaluado el tipo de lesión, se determina el tratamiento a seguir. En el caso de fracturas estables, el primer paso, es aplicar la técnica de tracción, con el fin de reducir la fractura (regresar el hueso roto a su lugar normal) y realinear la columna para aliviar la presión sobre la médula. Este procedimiento, debe ser gradual, según el segmento cervical a tratar y se debe utilizar un máximo del 10% del peso del paciente, la tracción debe aplicarse lo más precoz posible y controlar con radiografías seriadas tomadas en el lecho del paciente. La velocidad con que se quiere obtener una reducción satisfactoria es variable y depende en gran parte de la reacción del paciente. Cuando la columna se ha alineado, se fija el sector afectado para disminuir el riesgo de reproducción de los desplazamientos ocurridos inicialmente y mantener la cabeza y el cuello sin movimiento mientras sana la fractura. Para la fijación, se utilizan los siguientes dispositivos:

- Halo cervical: brinda una adecuada inmovilización del sector cervical, no se puede quitar durante el tratamiento. (ver figura 2.10)



Figura.2.10 Halo cervical (<http://medinstrum.com>)

- Collarín cervical: existen diferentes tipos de collarín, pero el más usado para lesiones cervicales es el collar de Philadelphia, por tener apoyo occipitomentoniano y ofrecer inmovilidad efectiva (ver figura 2.11).

De igual forma para aliviar el dolor se usa el collar neumático cervical, que funciona con aire (ver figura 2.12).



Figura 2.11 Collarín cervical Philadelphia  
([www.picstopin.com](http://www.picstopin.com))



Figura 2.12 Collarín cervical neumático  
([www.medelectra.com](http://www.medelectra.com))

- Minerva Cervical: suprime la movilidad de la columna cervical, alivia el dolor. Especialmente indicado en lesiones de C1 y C2 (ver figura 2.13).



Figura 2.13 Parte anterior y posterior del Minerva Cervical  
([www.spinalsolution.net](http://www.spinalsolution.net))

En el mismo orden de ideas, si la fractura no sana ortopédicamente (tracción-inmovilización), el procedimiento a seguir, es la reducción quirúrgica osea la estabilización interna con asas de alambre, placas, tornillos a lo que se agrega el injerto óseo. El abordaje de la columna cervical se hace por vía anterior o posterior dependiendo del sitio y tipo de lesión (Valdivia, et al., 2005).

### **2.2.9 Tracción terapéutica**

Es una técnica terapéutica que consiste en la aplicación de una fuerza a una parte del cuerpo para estirar los tejidos, separar las superficies articulares o fragmentos óseos. Consiste en aplicar una fuerza esencialmente a las carillas articulares y secundariamente paralela al eje de la palanca ósea o del segmento corporal traccionado. Se emplea en ortopedia para disminuir el dolor y lograr el realineamiento y contención ósea tras traumatismos accidentales y cirugía. Es una técnica conservadora no quirúrgica con la finalidad de provocar la separación vertebral, con incremento de la interlínea articular. Durante el tiempo de tratamiento, la tracción se puede interrumpir si el dolor no desaparece o aumenta. (Rodríguez, et al., 1998).

### **2.2.10 Efecto de la tracción vertebral**

La tracción permite la elongación de las vértebras, produciendo los siguientes efectos: ensancha los agujeros intervertebrales, estira los músculos espinosos, endereza las curvas vertebrales, tensa los ligamentos y las cápsulas de las articulaciones apofisiarias, aplana la protrusión (desplazamiento de la posición anatómica normal) del núcleo pulposo del disco intervertebral y separa las articulaciones apofisiarias (Kisner y Colby, 2005).

### **2.2.11 Tipos de aplicación de la tracción cervical**

La aplicación de la tracción depende del paciente y del tipo de lesión:

2.2.11.1 Tracción estática o constante: se aplica una fuerza regular y se mantiene durante un intervalo de tiempo prolongado, este tipo de tracción puede ser:

- Continua y prolongada: tracción estática en la que la fuerza se mantiene de varias horas a varios días, tolera pequeñas cantidades de peso y se emplea sobre todo para inmovilización.
- Sostenida: tracción estática en la que la fuerza se mantiene de varios minutos a media hora, se aplica durante un estiramiento prolongado sobre

las estructuras vertebrales, puede tolerarse un peso mayor que el que se tolera para la tracción continua.

2.2.11.2 Intermitente: la fuerza se aplica y se libera en alternancia a intervalos, por lo general dentro de un patrón rítmico. El paciente tolera fuerzas mayores que las que se emplea para la tracción sostenida.

Cuando se habla de los tipos de aplicación de la tracción, es conveniente mencionar las formas de ejecución:

- Tracción mecánica: se necesita de varios tipos de requerimientos como unidades motorizadas y aparatos de tracción por la fuerza de gravedad. Las unidades motorizadas suelen contar con algún tipo de indicador objetivo, para controlar el grado de fuerza aplicada. Generalmente el tratamiento es de 10 a 30 minutos dependiendo del paciente.
- Tracción manual: el terapeuta aplica la fuerza de tracción sobre el segmento vertebral afectado. No se puede hacer una medición objetiva del grado de fuerza.
- Autotracción: el paciente aprende a colocar las manos detrás del cuello, con los dedos entrecruzados; el borde cubital de los dedos y manos queda bajo el occipucio y las apófisis mastoides; el paciente ejerce los movimientos indicados para efectuar su propia tracción vertebral (Kisner y Colby, 2005).

### **2.2.12 Tracción cervical**

Consiste en la aplicación de dos fuerzas cada una de ellas en sentido opuesto a la otra, teniendo como eje común la columna cervical, por lo tanto, una de las fuerzas actúa en sentido cefálico y la otra fuerza es el peso del cuerpo del propio paciente que por medio de la gravedad tracciona en sentido contrario. La tracción de la columna cervical proporciona una fuerza constante o intermitente no dolorosa para estirar los músculos y ligamentos al tiempo que aumenta el espacio entre las vértebras; el objetivo es aliviar el dolor causado por los nervios comprimidos. La

posición recomendada es decúbito supino por existir menos riesgo en la variación del ángulo cervical de flexión- extensión, el cual debe ser de 20-45° con relación al plano de la camilla (Martínez y Martínez, 2006).

Con la tracción cervical se consigue mayor arco de movilidad entre C4-C5, C5-C6, y C6-C7. Se necesitan de 4 a 5 kg para contrabalancear el peso de la cabeza; de 5 a 10 kg para enderezar la columna cervical; de 10 a 30 kg se evidencia separación intervertebral de 1,5 mm. Con 12 kg hay una separación de 2 mm; en el espacio intervertebral posterior de C5-C6 y C6-C7 produce alivio del dolor por el aumento del foramen intervertebral. Con cargas de 20 a 22 kg hay total elongación de la columna cervical con una separación entre 3 a 14 mm. Con más de 30 kg habrá lesiones musculares y ligamentosas; se considera óptimo un margen de carga de 10 a 12 kg.

Se recomienda aplicar la técnica bajo un sistema progresivo ascendente que vaya desde 5 a 6 minutos, aumentando 2 minutos más por las siguientes sesiones o cada dos sesiones, con cargas de 1 a 2,5 kg más por sesión hasta llegar a 17-25 kg por 5 a 6 minutos. Los tiempos varían desde 7 segundos hasta 15 minutos. Los espacios intervertebrales más decoaptados son C6-C7 posterior y el C4-C5 en el arco anterior. Con 10 a 15 kg en general hay mejoría con sesiones de 15 a 30 minutos “cuanto mayor sea la carga más breve ha de ser la aplicación”. La tracción motorizada rítmica permite incrementos progresivos en forma de escalones para carga y descarga. Los picos de carga máximo son de 3 segundos de duración. Se pueden realizar tres días a la semana por dos o tres semanas; si después de 5 ó 6 sesiones continúa el dolor la tracción se debe suspender (Rodríguez, et al., 1998).

En caso de fractura-luxación (el hueso sale de su lugar) lo primero que se debe realizar es la alineación de la columna vertebral por tracción esquelética utilizando el compás de Crutchfield (ver figura 2.14) u otros actuales como el de Gardner-Wells o el de Heifetz; los pesos que se aplican son de 2 kg aproximadamente por cada nivel cervical, como por ejemplo 8 kg para luxación entre C4 y C5, el tiempo

es hasta que se logre la alineación vertebral para luego ir disminuyendo el peso progresivamente hasta determinar el tratamiento definitivo (Mosquera, 2002).

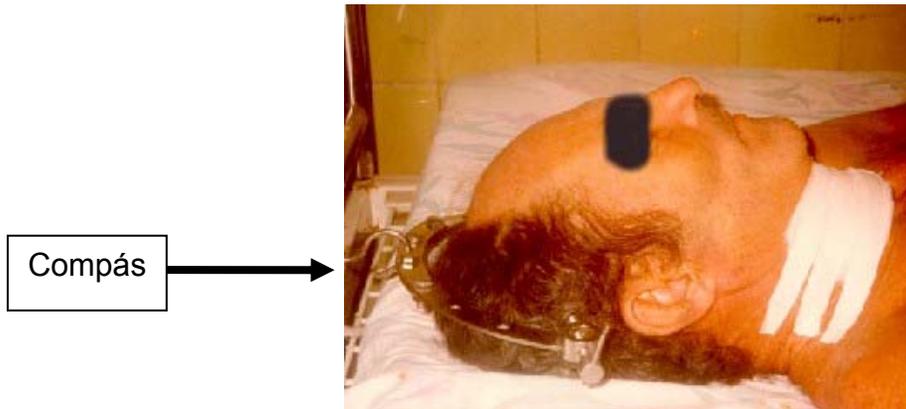


Figura 2.14 Tracción utilizando compas de Crutchfield ([www.neuroc99.sld.cu](http://www.neuroc99.sld.cu))

Para realizar la tracción a nivel de la columna cervical, el paciente se debe colocar preferiblemente en posición decúbito supino sobre una camilla para tracción (Mosquera 2002).

### 2.2.13 Camillas para tracción

Para realizar el tratamiento de fracturas en columna cervical, se utiliza una camilla especialmente diseñada para realizar la técnica de tracción, esta camilla difiere de las que son utilizadas en centros asistenciales, de estética, primeros auxilios (rígidas, flexibles) y las plegables usadas en instalaciones para casos de emergencia. En el mercado existen varios tipos de camilla para tracción:

- Blt 1300: camilla con dos secciones, el motor eléctrico permite el ajuste de altura (ver figura 2.15).



Figura 2.15 Camilla de tracción con dos secciones y altura ajustable. ([www.btl.net.com/download.php](http://www.btl.net.com/download.php))

- Blt 1300: camilla con tres secciones, con ajuste eléctrico de altura (42-95 cm) (ver figura 20)



**Figura.2.16** Camilla de tracción con tres secciones y ajuste de altura eléctrico.  
([www.btlnet.com/download.php](http://www.btlnet.com/download.php))

# *CAPITULO 3*

## *MARCO METODOLÓGICO*

En este capítulo se describen las etapas de la investigación que permitirán obtener el diseño para construir la camilla de tracción, equipo que será utilizado en la rehabilitación de pacientes con fracturas de vértebras a nivel de la columna cervical.

A continuación, se expone la metodología seguida para llevar a cabo el presente trabajo.

### ***3.1 NIVEL DE INVESTIGACIÓN***

Se realizará una investigación de tipo exploratoria, para lograr la identificación con el estudio, examinar el tema, buscar datos, opiniones y sugerencias que complementen la información bibliográfica del uso de la técnica de tracción en el tratamiento de fracturas a nivel cervical y formular con mayor precisión la solución adecuada. (Arias F., 2012).

### ***3.2 TIPO DE INVESTIGACIÓN***

Se desarrollará una investigación de campo; la fuente principal de información se obtendrá directamente en el área, de traumatología del HUAL, específicamente en el lugar donde se aplica la técnica de tracción cervical. No habrá manipulación ni control de variables (Arias F., 2012).

### ***3.3 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN***

#### ***3.3.1 Etapa I. Revisión bibliográfica***

Inicialmente se hará una evaluación sobre la incidencia de pacientes con fracturas cervicales y la cantidad de camillas de tracción disponibles en el HUAL a fin de determinar la necesidad asistencial. Luego se revisará bibliografía relacionada a la anatomía de la columna vertebral, los mecanismos de lesión de

las vértebras cervicales y equipos utilizados para rehabilitar fracturas estables a nivel cervical mediante la técnica de tracción. Esta documentación se complementará con informaciones obtenidas en páginas especializadas, observaciones directas al trabajo del fisioterapeuta, para conocer uso y funcionamiento de la camilla de tracción, de igual forma se realizarán entrevistas a médicos especialistas en traumatología y neurocirugía quienes seguramente aportarán datos requeridos para el estudio.

### **3.3.2 Etapa II. Diseño de la camilla de tracción**

Una vez revisada la base teórica y la información suministrada por especialistas con relación a las necesidades y modelos existentes, se establecerán las especificaciones requeridas para generar la solución, planteando posibles alternativas para el diseño de la camilla de tracción; luego se escoge la mejor y se comienza con el diseño de los elementos que conformarán la unidad, incluyendo la selección del material. Posteriormente se realiza el cálculo de forma analítica y numérica para verificar que el sistema no va a fallar para las condiciones dadas.

Se elaboran los planos del dispositivo de tal forma que los mismos sean tomados como referencia en el proceso de fabricación

### **3.3.3 Etapa III. Evaluación de costos y factibilidad de construcción**

Se deberá evaluar el costo de los materiales con los precios establecidos en el comercio para determinar la factibilidad de construcción, considerando que todos los implementos estén disponibles para adquirirlos; luego se establecerá una comparación del costo total de la camilla diseñada con respecto a los equipos similares existentes en el mercado.

### **3.3.4 Etapa IV. Fabricación y ensamblaje**

Se procederá a fabricar cada uno de los elementos del dispositivo, a la adquisición de piezas estándar y a las adaptaciones necesarias para lograr el ensamblaje final del dispositivo.

### 3.4 PLAN DE TRABAJO

Tabla 3.1 Diagrama de Gantt de las etapas para la ejecución del proyecto.

Etapa	Actividad/Mes	Tiempo							
		Mar	Abr	May	Jun	Jul	Ago	Sep	Oct
Revisión Bibliográfica	Revisión de trabajos anteriores (antecedentes)	X	X						
	Aplicación de entrevistas no estructuradas con el personal del área de traumatología	X							
	Búsqueda de información relacionada a la técnica de tracción	X	X						
Diseño de la camilla de tracción	Establecimiento de criterios y diseño conceptual de la camilla.			X	X				
	Diseño de las alternativas para la solución del problema, lo cual incluye la selección conceptual de la mejor opción.			X	X	X			
	Selección del material adecuado para la construcción de la camilla				X	X			
	Cálculos analíticos y numéricos para comprobar el funcionamiento de los elementos diseñados					X			
	Elaboración de los planos de las piezas que confirman la camilla						X		
Evaluación de factibilidad de construcción y costos	Evaluación de costos totales de fabricación						X		
Construcción	Fabricación y ensamble del dispositivo							X	X

Fuente: Propia

### **3.5 RECURSOS NECESARIOS**

#### **3.5.1 Recursos financieros**

Los gastos necesarios para la adquisición del material y piezas estándar, correrán por cuenta del autor. No obstante, se contará con las instalaciones de los talleres de dos empresas privadas, las cuales además de proporcionar el área de trabajo, facilitarán las herramientas y maquinarias necesarias para llevar a cabo la fabricación de la camilla.

#### **3.5.2 Recursos humanos**

La mano de obra para ejecutar la construcción de la camilla, estará conformada por un especialista en mecanizado, un soldador, un ayudante y el coordinador del proyecto, que se encargará de verificar que todas las especificaciones del diseño se cumplan.

# *CAPITULO 4*

## *RESULTADOS Y ANÁLISIS*

En este capítulo, se presentan los criterios a considerar para el desarrollo de la camilla, seguido del planteamiento de dos alternativas de solución, con el objetivo de elegir la que proporcione la mayor ventaja al paciente. Posteriormente, se explica la solución seleccionada describiendo cada uno de los elementos que la constituyen, incluido el análisis de esfuerzos y desplazamientos mediante el programa SolidWorks Versión 2016 o el cálculo analítico en base a las condiciones a las cuales se someterá, según sea el caso. Finalmente, se realiza un análisis de la factibilidad económica para la construcción de la camilla.

### **4.1 ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA A DISEÑAR**

A continuación, se establecen las limitaciones de la camilla y las condiciones que debe cumplir la solución con el fin de satisfacer los requerimientos exigidos para el diseño y la construcción de este dispositivo:

- Seguridad: Tanto el paciente como la persona encargada del mismo, estarán en contacto directo con el dispositivo y por lo tanto debe garantizarse la seguridad.
- Ergonómico: Por el tipo de condición del paciente el dispositivo debe ser lo más cómodo posible.
- Adaptabilidad: Las dimensiones deben calcularse de tal forma que pueda ser usado por la mayor parte de la población venezolana, en base a las medidas antropométricas.
- Material: Deben ser duraderos y resistentes. Las partes que estén en contacto con el paciente requieren propiedades anticorrosivas, además, estos materiales deben estar disponibles en el mercado nacional.
- Peso a soportar: La camilla será diseñada para soportar 120 Kg, peso máximo para la aplicación de la técnica de tracción cervical.

- Peso de la camilla: Se construirá lo más liviana posible, para facilitar su manipulación.
- Factibilidad de construcción: Los elementos diseñados deben poder fabricarse en el país.
- Tipo de camilla: Estará diseñada para realizar tratamientos en lugares fijos, pero en los casos necesarios podrá trasladarse dentro de las instalaciones del hospital.
- Características específicas: poseer un sistema que permita al paciente un giro de 180° y una inclinación de 10°.

Las especificaciones anteriormente descritas, están basadas en las necesidades y recomendaciones hechas por el personal y médico especialista del HUAL.

## **4.2 ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN**

### **4.2.1 Primera solución**

Se plantea el dispositivo mecánico mostrado en la figura 4.1, con una estructura que incluye una base rectangular (2) formada por cuatro (4) barras y cuatro (4) ruedas, que servirán como soporte a dos anillos (1) con rieles instalados, los cuales tendrán doble función, la primera servir de guía para colocar al paciente decúbito prono; y la segunda darle la inclinación necesaria para su tratamiento. El giro estará a cargo de un mecanismo (5) formado por un volante que accionará una relación de engranes que permitan realizar la rotación del paciente en 180°, teniendo presente que, durante esta acción, éste estará sujeto por seis cinturones (4) alrededor de su cuerpo. En relación al arreglo (3) para acostar al paciente, el diseño consta de un rectángulo de cuatro (4) barras que serán cubiertas por un forro que soportara finalmente al paciente.

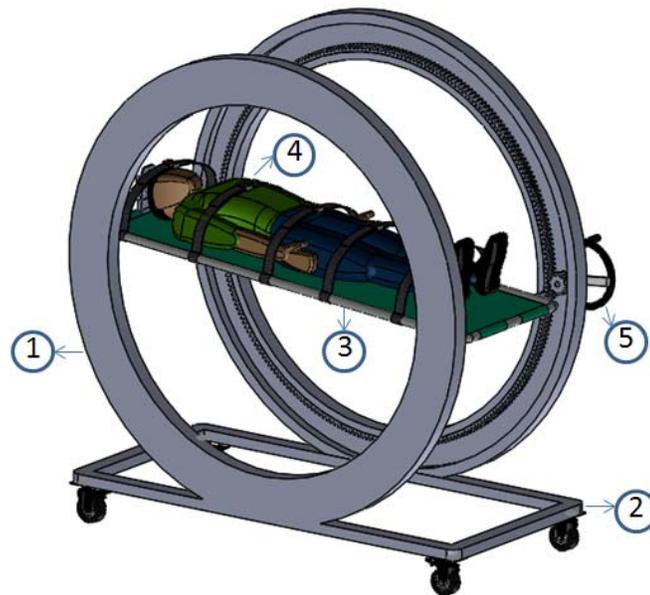
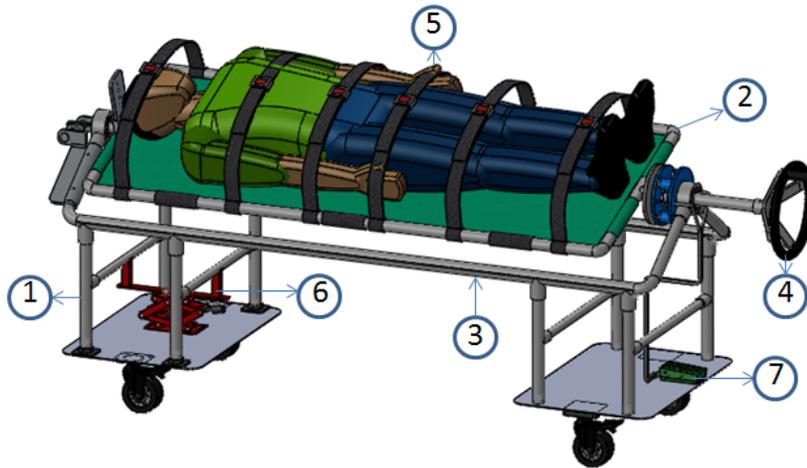


Figura 4.1 Primera alternativa de solución de la camilla para tratamiento de columna cervical

#### 4.2.2 Segunda solución

Se trata de un dispositivo mecánico para el tratamiento de fracturas en la columna cervical, cuyo esquema se muestra en la figura 4.2, el cual posee una estructura principal (1) que consta de ocho barras verticales, de las cuales cuatro (4) funcionan como soporte fijo del arreglo, dichas barras son reforzadas por cuatro barras en posición horizontal que le sirven de apoyo a una pieza triangular (3); todo este conjunto se utiliza como base al arreglo (2) donde debe reposar el cuerpo del paciente. El arreglo mencionado es un rectángulo construido por seis (6) barras, forrado por un material diseñado para que la persona pueda permanecer acostado durante su tratamiento. Asimismo, el dispositivo cuenta con un mecanismo para facilitar su giro (4) formado por una relación engrane-piñón, el cual es a su vez accionado por un volante mientras que el paciente está sujeto con seis (6) cinturones (5). Dicho mecanismo de giro posee un disco y un pin normalmente acoplados y que solo serán liberados por un pedal (7) al momento de que se necesite girar a la persona. En cuanto a la inclinación un mecanismo tipo tijera permite, gradualmente la ejecución de esta función.

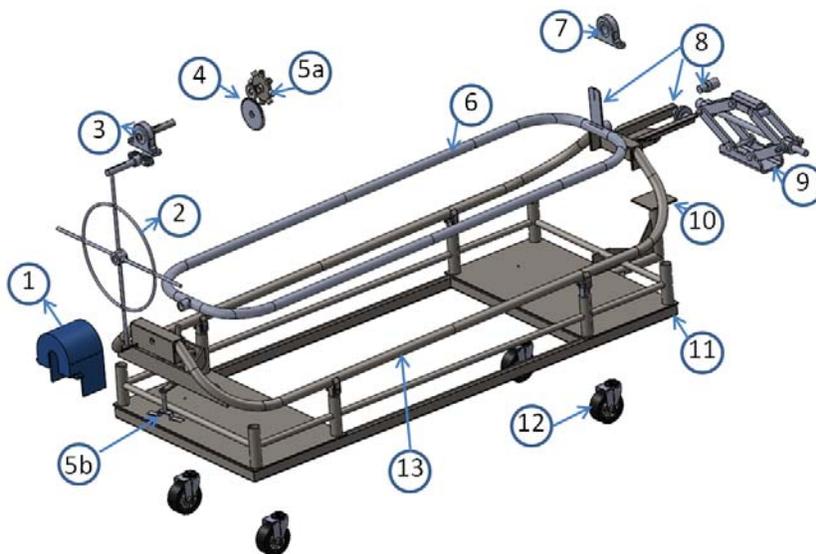


**Figura 4.2 Segunda alternativa de solución de la camilla para tratamiento de columna cervical**

Las dos alternativas cuentan con un sistema de frenado que permite mantener la camilla estacionaria. De igual forma debe ser instalado el mecanismo que permite adaptar el compás a la cabeza del paciente para realizar el procedimiento de tracción cervical.

### 4.3 SELECCIÓN DE LA MEJOR ALTERNATIVA DE SOLUCIÓN

Posterior a la descripción de las dos posibles soluciones se procede a realizar un análisis de ventajas y desventajas, seleccionando la segunda alternativa. En la figura 4.3 se muestra una isometría en explosión de la alternativa seleccionada.



13	Base para soporte del paciente
12	Ruedas
11	Estructura base de la camilla
10	Soporte para el mecanismo de inclinación
9	Mecanismo mecánico para inclinación
8	Mecanismo guía para el compás
7	Soporte para eje 2
6	Soporte del paciente
5b	Subconjunto pedal-pin de freno
5a	Anillo del sistema de freno
4	Engrane-piñon
3	Soporte para eje 1
2	Volante
1	Tapa protectora
N° Pieza	Denominación

**Figura 4.3 Vista explosionada de la solución seleccionada**

Una de las ventajas de la alternativa seleccionada lo representa el peso del dispositivo, ya que, construida con los mismos materiales, la segunda alternativa

resulta ser más liviana, por tener un número menor de elementos, garantizando el cumplimiento de la premisa de ser un dispositivo liviano de fácil traslado para el personal médico; asimismo, es un mecanismo más simple y ofrece mayor facilidad de construcción. Otro elemento a destacar es la ventaja mecánica que presenta la forma en que se gira el paciente con respecto a la primera alternativa.

#### 4.4 ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA DISEÑADO

##### 4.4.1 Material de los elementos diseñados

Las premisas exigidas por el HUAL para la fabricación de este tipo de dispositivos, están asociadas a la resistencia mecánica y a la corrosión, ya que, al ser utilizado por personas, el dispositivo debe ser capaz de soportar el peso, así como los fluidos que pudiera generar el paciente que recibe el tratamiento. A consecuencia de lo anterior, el material más adecuado es un acero inoxidable 304, por representar una excelente combinación de resistencia a la corrosión y facilidad de fabricación; sin embargo, debido a su escasez y a los altos costos en el mercado nacional, será sustituido por un acero al carbono A36 con propiedades mecánicas similares (ver tabla 4.1) pero con menor resistencia a la corrosión, por lo que una vez construido el dispositivo, se aplica un recubrimiento con el fin de otorgarle al dispositivo propiedades anticorrosivas.

Tabla 4.1 Comparación de propiedades entre el acero inoxidable 304 y el acero A36.

Fuente: Librería de materiales en SolidWorks 2016.

Propiedad	Acero Inoxidable 304	Acero A36
Límite Elástico (MPa)	207	250
Resistencia a la tensión (MPa)	517	400
Módulo de Elasticidad (GPa)	190	200

De igual forma en la tabla 4.2 se pueden ver las dimensiones comerciales para tuberías del material acero A36.

Tabla 4.2 Dimensiones Comerciales para tuberías de acero A36.

Fuente: Catalogo empresa Suministros e Instalaciones Carabobo, C.A

Designación Comercial	Diámetro Externo (mm)	Espesor (mm)
1 ½"	47,8 mm	2 mm
1 ½"	47,8 mm	2,3 mm
1 ½"	47,8 mm	2,6 mm

En relación al tipo de tela, que se instalará en la parte donde reposará el paciente, se seleccionó una lona, utilizada comúnmente en el diseño de camillas de emergencia.

#### 4.4.2 Descripción de las piezas diseñadas

##### 4.4.2.1 Soporte del paciente

Está formada por cuatro barras de acero A36 de 1 ½" y 2,6 mm de espesor, conformando un rectángulo entre sí, como se observa en la figura 4.4, el cual se apoya mediante dos extremos en los rodamientos de la estructura base para la camilla.

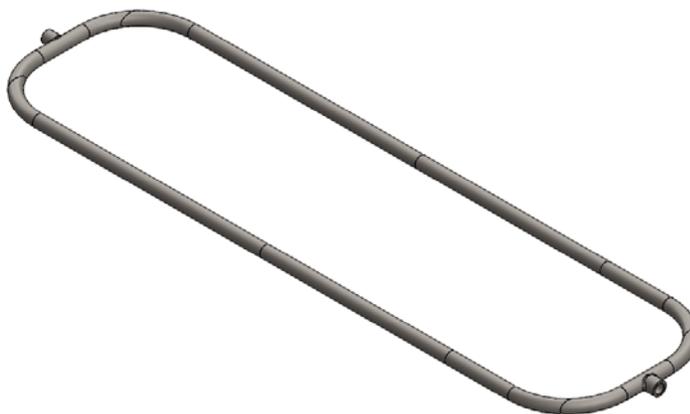


Figura 4.4 Soporte del paciente

#### 4.4.2.2 Estructura para el soporte del paciente

Esta estructura es el resultado del ensamble de seis barras de acero A36 (ver figura 4.5) de 2,30 mm de espesor, tiene como función soportar la camilla. Dos de estas barras convergen a unas cajuelas que cuentan con dos rodamientos los cuales son responsables del apoyo del peso y el giro de la camilla. Las uniones son realizadas con soldadura.

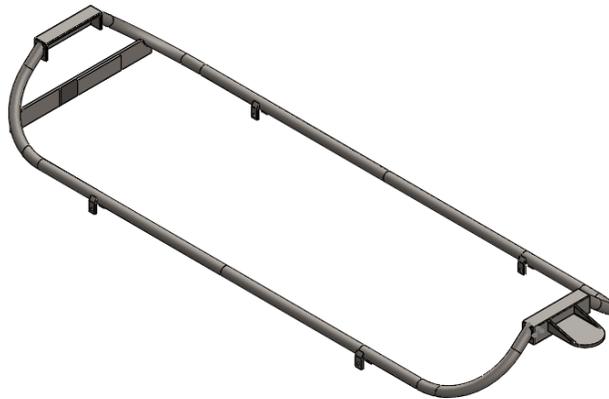


Figura 4.5 Estructura para el soporte del paciente

#### 4.4.2.3 Base de la camilla

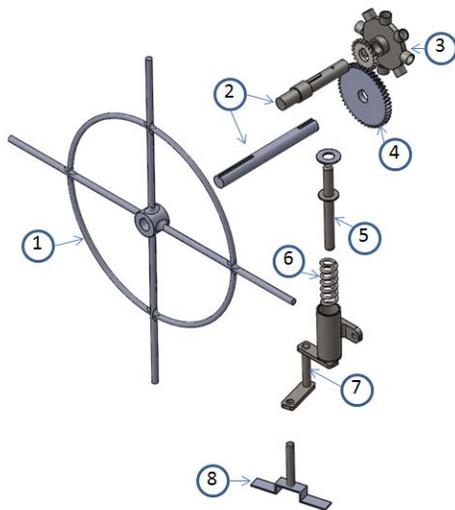
Las piezas son elaboradas con tubería de acero A36, siendo en total ocho barras de 1 ½" y 2,30 mm de espesor en posición vertical, reforzadas por cuatro barras de 1" y 2,30 mm de espesor, colocadas en posición horizontal. Este conjunto de barras se apoya sobre una estructura de tuberías rectangular (ver figura 4.6) de acero A36 de 2"x1" que soporta todo el dispositivo. Cabe destacar que cada tramo de tubería es cortado de acuerdo a las dimensiones requeridas, la unión entre sí para fabricar estos apoyos se realiza mediante un proceso de soldadura.



Figura 4.6 Base de la camilla

#### 4.4.2.4 Mecanismo de giro

Consta de un acople entre dos engranes (4) y es accionado por un volante (1) que permite girar el paciente en 180°. Dicho mecanismo lleva intrínseco un pequeño sistema de seguridad que permite mantener el volante normalmente fijo, a menos que la persona tratante decida liberar el sistema a través de un tubo delgado (7) accionado por un pedal (8).



8	Pedal
7	Tubo accionador del resorte
6	Resorte
5	Pin del sistema de frenos
4	Engrane-piñón
3	Disco con aros
2	Eje superior e inferior
1	Volante
N° Pieza	Denominación

Figura 4.7 Mecanismo de giro

El sistema de seguridad está conformado por un disco (3), elaborado de Acero A36, en cuyo alrededor se ubican ocho (8) aros que representaran ocho (8) posiciones en las cuales será posible acoplar un pin (5) accionado por un resorte (6); este pin fijará el sistema a menos que sea descomprimido mediante su liberación, al accionar el pedal (8) mencionado en el párrafo anterior.

#### 4.4.2.5 Mecanismo de inclinación

Con el propósito de inclinar la camilla se adaptará un dispositivo tipo tijera (figura 4.8 a) a la estructura por medio de una pieza en forma de ele (figura 4.8 b), constituida por tubería de A36 de 1 ½" de 2,60 mm de espesor, reforzadas por pletinas de A36 de 5/16".

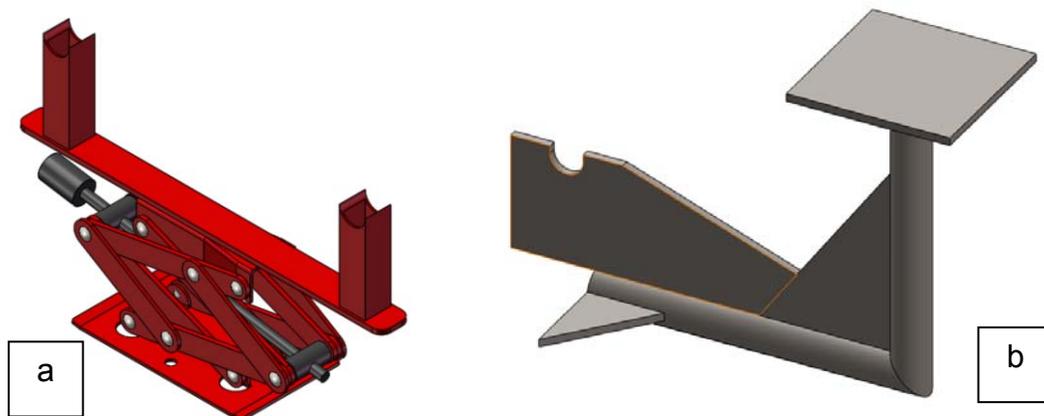


Figura 4.8 Mecanismo de Inclinación, (a) Dispositivo tipo tijera, (b) Estructura para el soporte

El dispositivo tipo tijera (a) es adaptado directamente a la camilla y ofrece seguridad por ser capaz de levantar un peso aproximado de 1000 kg; este dispositivo es el mismo que se utiliza para elevar un automóvil modelo Aveo de cuatro puertas.

#### 4.4.2.6 Tela de la camilla

La tela será de lona y se instalará en la camilla de tal forma que pueda ser desmontada para lavar en caso necesario (ver figura 4.9).

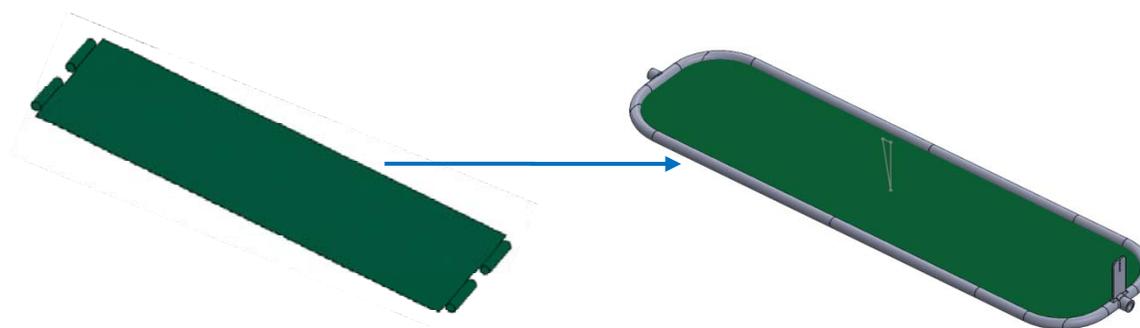


Figura 4.9 Tela para la camilla

#### 4.4.2.7 Piezas para la adaptación del compás

En total son cuatro piezas, dos de ellas (3 y 4) deben ser fabricadas con pletinas de 1/8" en acero A36, constituyendo el apoyo para la tercera pieza (4) que será un eje con su respectiva polea y por el que pasará la cuerda que irá sujeta al compás para realizar la tracción.

La cuarta pieza (1) también será en acero A36 y tiene varios orificios con el objetivo de tensionar y guiar la cuerda mencionada. El conjunto se observa en la figura 4.10.

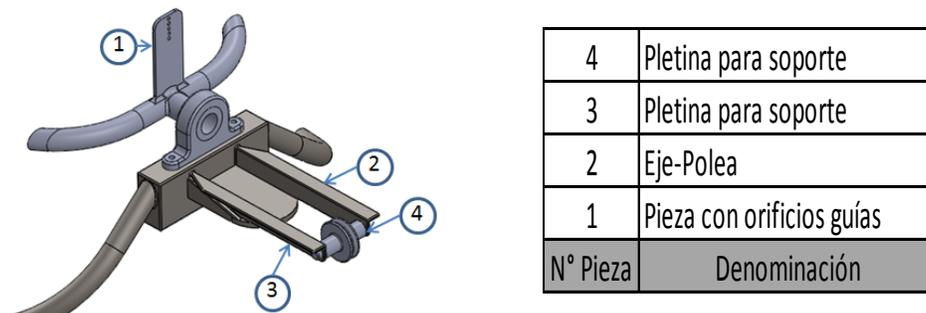


Figura 4.10 Piezas para la adaptación del compás

#### 4.4.3 Cálculos de elementos estructurales

##### 4.4.3.1 Condiciones de carga y restricciones

Para el análisis de esfuerzos y desplazamientos a los que debe someterse la camilla en condiciones críticas de operación se toman en cuenta las siguientes consideraciones:

- La principal fuerza de interés, es el peso que soporta el paciente en el tratamiento por tracción, estableciendo 120 kg como valor máximo (Varela, 2015).
- Se desprecia la fuerza de fricción en todo el mecanismo, debido a la baja velocidad del movimiento y a la superficie pulida de los elementos de pivote. Además, se despreciarán las cargas muertas por el peso de la estructura.
- Por otra parte, las dimensiones de la camilla están basadas en las medidas antropométricas de la población colombiana (disponible en Anexo 1), debido a las similitudes que existen con respecto a la población venezolana y a que

no se encuentra información disponible de esta última; considerando para el diseño, dos dimensiones principales: la altura en 1.90 m y el ancho 0,7 m.

- En cuanto a la posición, el dispositivo se verá sometido a dos movimientos, el primero es el giro y el segundo es la inclinación siendo la posición para analizar aquella cuando se produce la máxima inclinación ( $10^\circ$ ).

En el mismo orden de ideas, debido a la complejidad del modelo, el análisis se llevará a cabo de manera individual a aquellas piezas que por su interacción, construcción e importancia dentro del diseño representen mayor probabilidad a presentar fallas.

Para las condiciones mencionadas se analizan los siguientes elementos:

- ✓ Soporte del paciente
- ✓ Estructura para el soporte del paciente
- ✓ Base de la camilla
- ✓ Estructura para el soporte del mecanismo de inclinación

En las piezas anteriores la carga se considera como una fuerza distribuida e irregular ya que es de esta forma como se distribuye el peso en el cuerpo humano (ver tabla 4.3)

**Tabla 4.3 Porcentaje de distribución del peso corporal. Fuente: Lefton, J., Malone A., 2009**

Parte del cuerpo	Porcentaje (%)
Tronco sin miembros	50
Cabeza y cuello	8
Parte superior del antebrazo	2,7 (x 2)
Antebrazo	1,6 (x 2)
Mano	0,7 (x 2)
Muslo	10,1 (x 2)
Parte inferior de la pierna	4,4 (x 2)
Pie	1,5 (x 2)

#### 4.4.3.2 Resultados y análisis

A continuación se muestra el análisis de las piezas seleccionadas para este estudio, tomando en cuenta que el mismo se realizó con el programa SolidWorks, versión 2016 aplicando las condiciones mencionadas y realizando las iteraciones requeridas, según el caso, para lograr la confiabilidad de la solución, utilizando para ello un criterio de convergencia variando la cantidad de elementos del modelo, aumentándolos hasta la obtención de un error relativo menor o igual a 5% entre dos simulaciones consecutivas. (Sánchez, 2014).

- **Soporte del paciente**

En el análisis de esta pieza se supone el hecho de que el paciente está apoyado en una superficie tensa y por lo tanto las cargas se trasladan de manera uniforme hacia los alrededores de la pieza sin que esto genere un momento flector sobre dichas estructuras.

Asimismo, se analiza la condición crítica, es decir, cuando el paciente se encuentra inclinado en  $10^\circ$ . Cabe destacar que para llegar a una solución definitiva y confiable, se realiza un análisis de convergencia previa.

En la figura 4.11 se muestran las condiciones de contorno aplicadas al modelo.

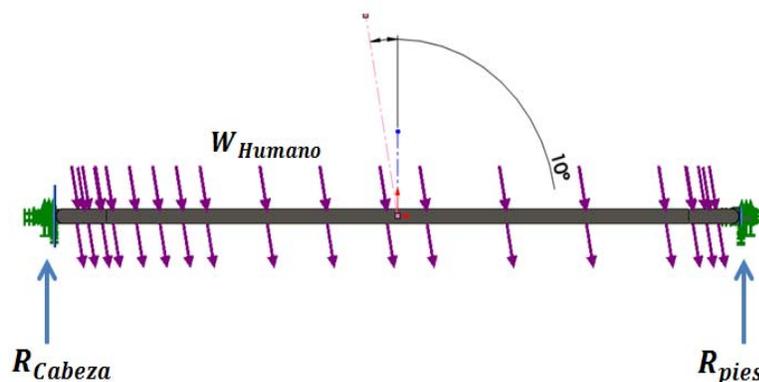


Figura 4.11 Condiciones de contorno para el modelo

En la figura 4.12 los resultados de la distribución de esfuerzos que ocurre a lo largo de la superficie de la pieza.

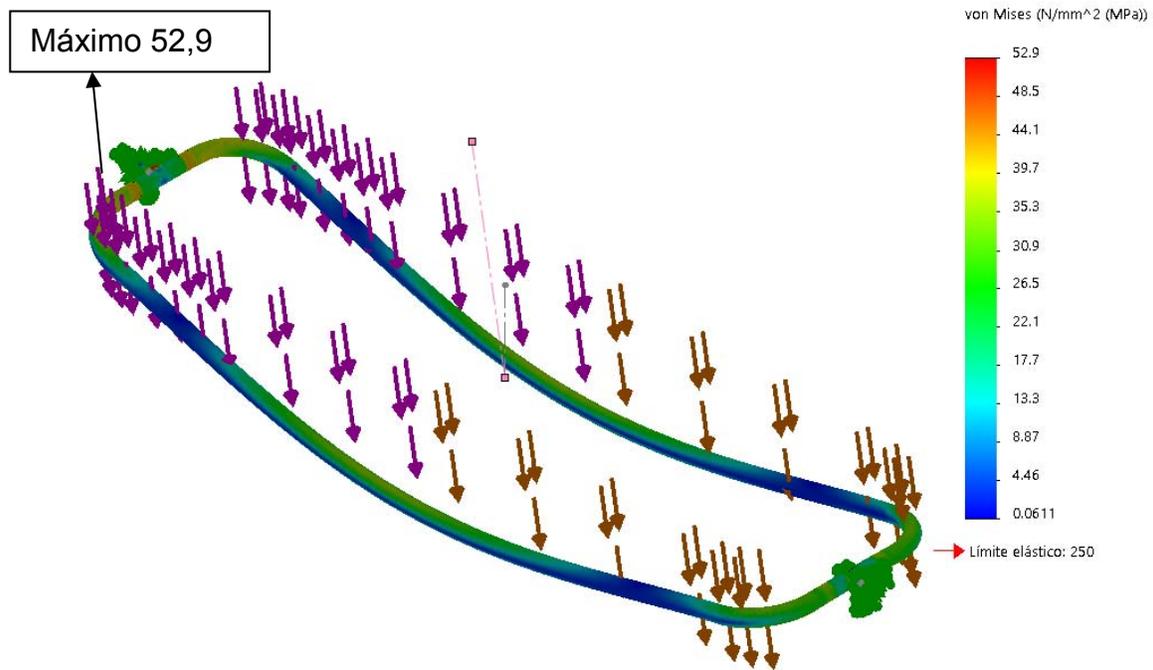


Figura 4.12 Distribución de esfuerzos (MPa) en el soporte del paciente para la posición inclinada

El valor de esfuerzo máximo es 52,9 MPa y se encuentra ubicado en el punto de unión entre la pieza rectangular y la pieza que servirá para el ensamble con el eje, dicho valor es mayor al límite elástico; sin embargo, es importante tomar en cuenta esta zona al momento de construir.

En la figura 4.13 se aprecian los resultados relacionados al desplazamiento máximo que es de 2,88 mm, el cual es un valor aceptable por ser prácticamente despreciable ante la vista del ser humano.

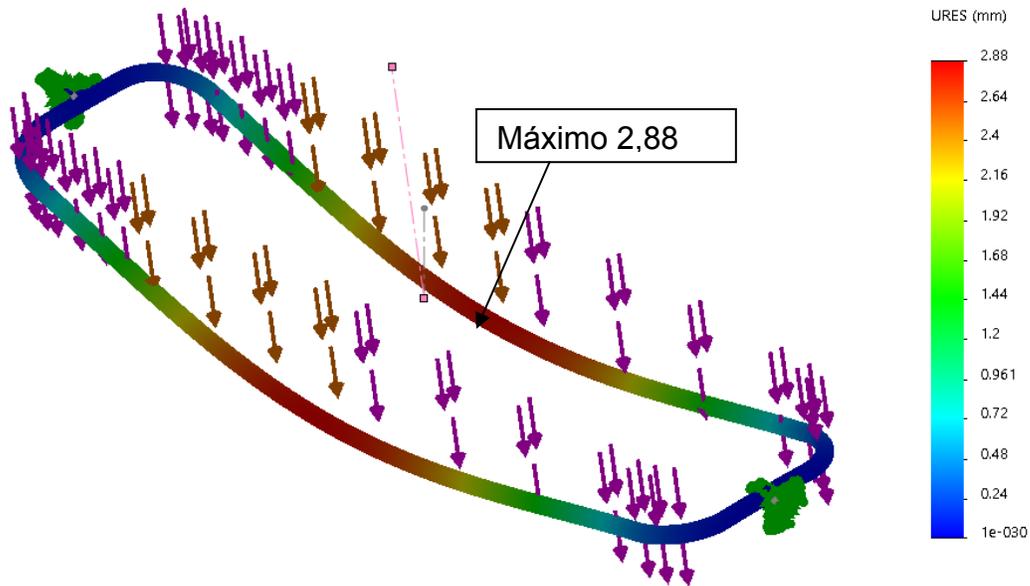


Figura 4.13 Desplazamiento (mm) en el soporte del paciente para la posición inclinada

Los resultados referentes al factor de seguridad se encuentran en la figura 4.14 y su valor mínimo es de 4,73

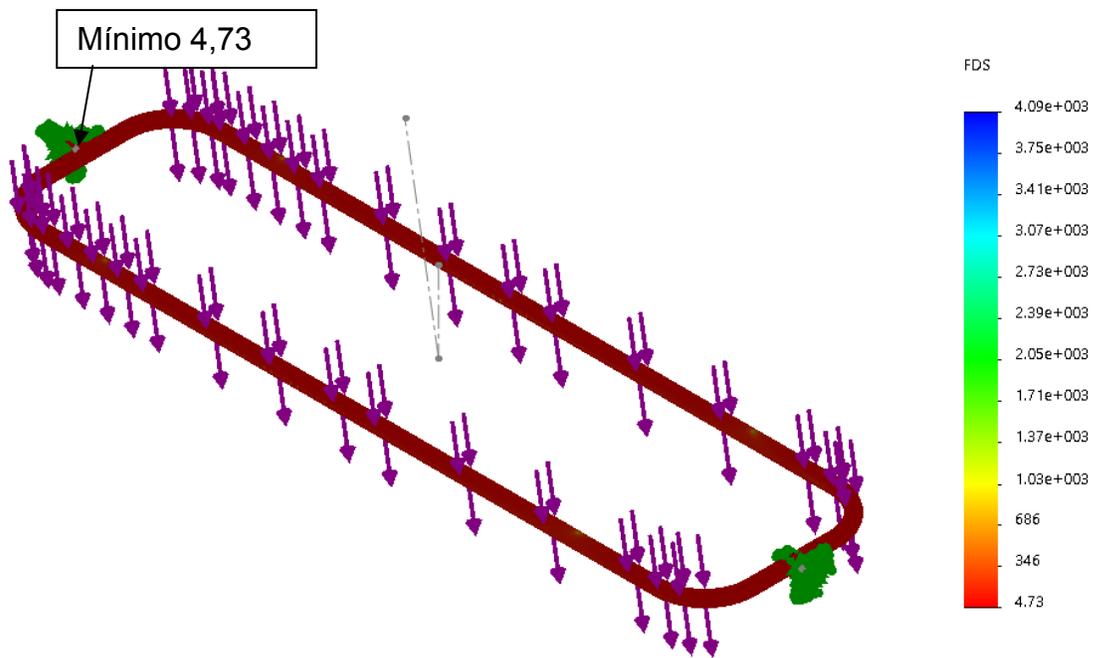


Figura 4.14 Factor de seguridad en el soporte del paciente para la posición inclinada

Este valor se encuentra, como era de esperarse, en el punto de esfuerzo máximo, no obstante, está cuatro veces por arriba de la unidad, lo cual asegura que la pieza analizada no presentará fallas.

Finalmente, en la figura 4.15 es apreciado de manera gráfica el análisis de convergencia realizado para la posición en estudio, a través de dicha gráfica se obtiene un porcentaje de error de 0,38 % lo cual indica que los resultados mostrados convergen a la solución.

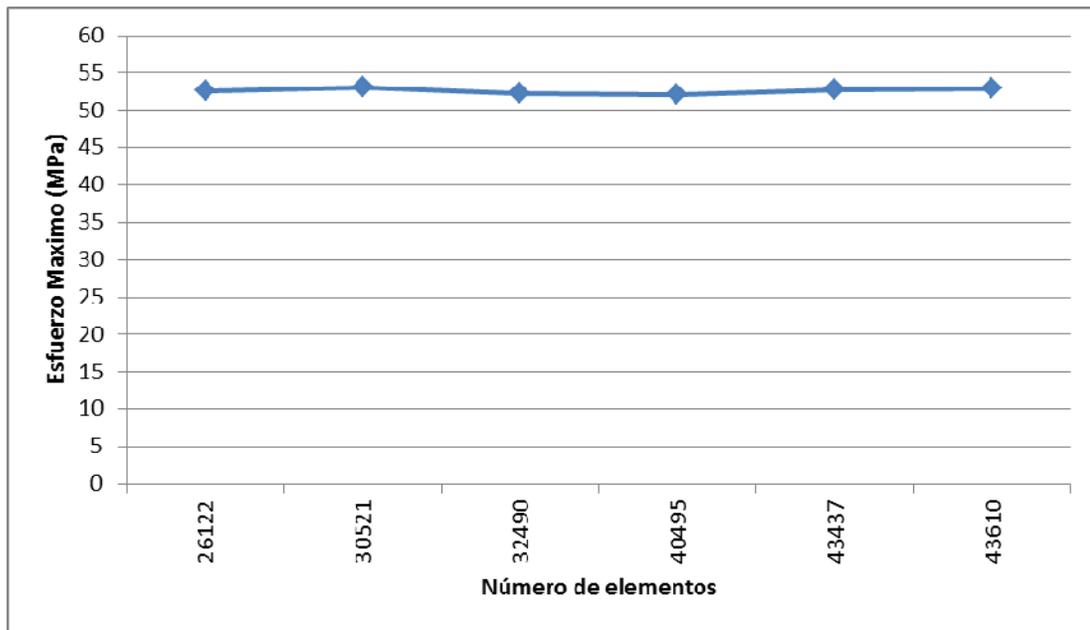


Figura 4.15 Grafica de convergencia en el soporte del paciente para la posición inclinada

- **Estructura para el soporte del paciente**

Al igual que en la pieza anterior, se analiza la posición más crítica, simulando las cargas en los alrededores de la superficie de manera distribuida e irregular, tal como sucede en la realidad (ver figura 4.16)

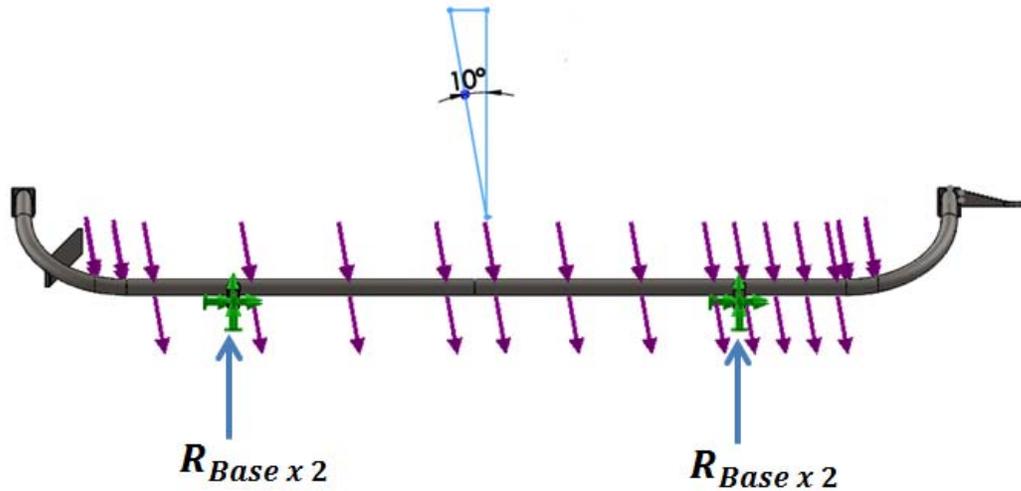


Figura 4.16 Condiciones de contorno en la estructura para el soporte del paciente

Los resultados para la distribución de esfuerzos son apreciados en la figura 4.17.

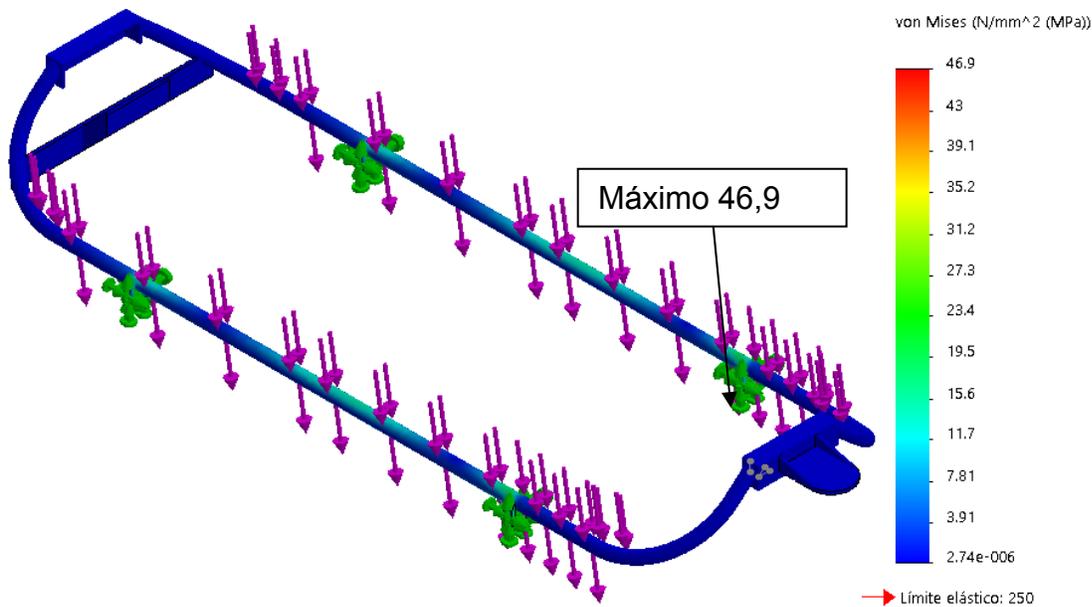


Figura 4.17 Distribución de esfuerzos (MPa) en la estructura soporte del paciente para la posición inclinada

El máximo valor de esfuerzo es de 46,9 MPa, el cual está por debajo con respecto al límite elástico que es de 250 MPa y se ubica en la parte superior de la estructura que se encuentra apoyada en la base de la camilla.

En la figura 4.18 se muestran los resultados relacionados al desplazamiento máximo que es de 0,356 mm, el mismo ocurre en la región que coincidiría con el torso del paciente.

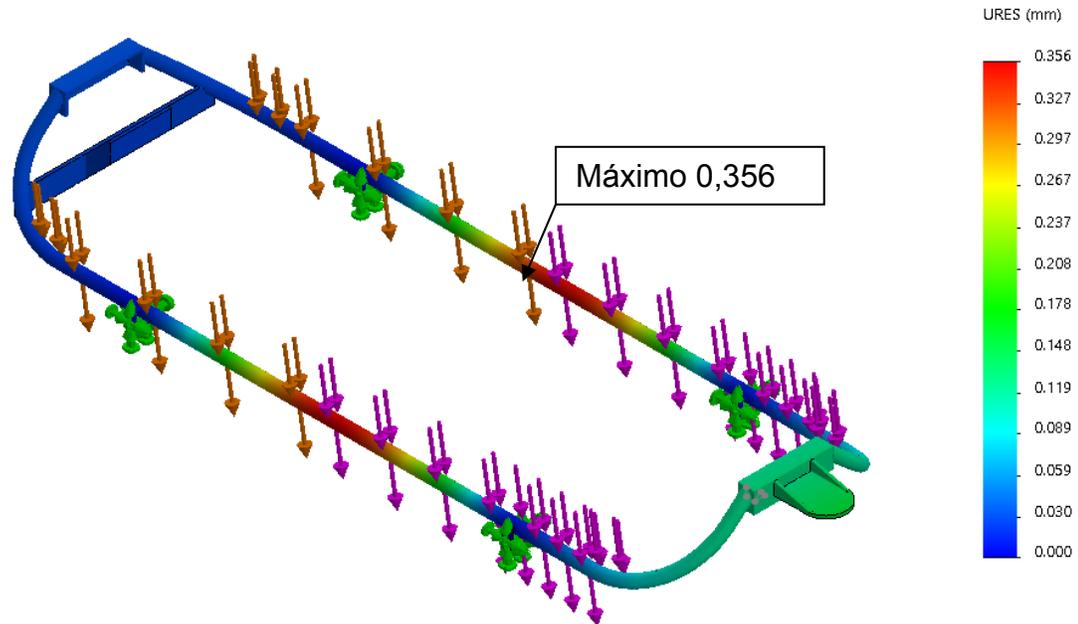
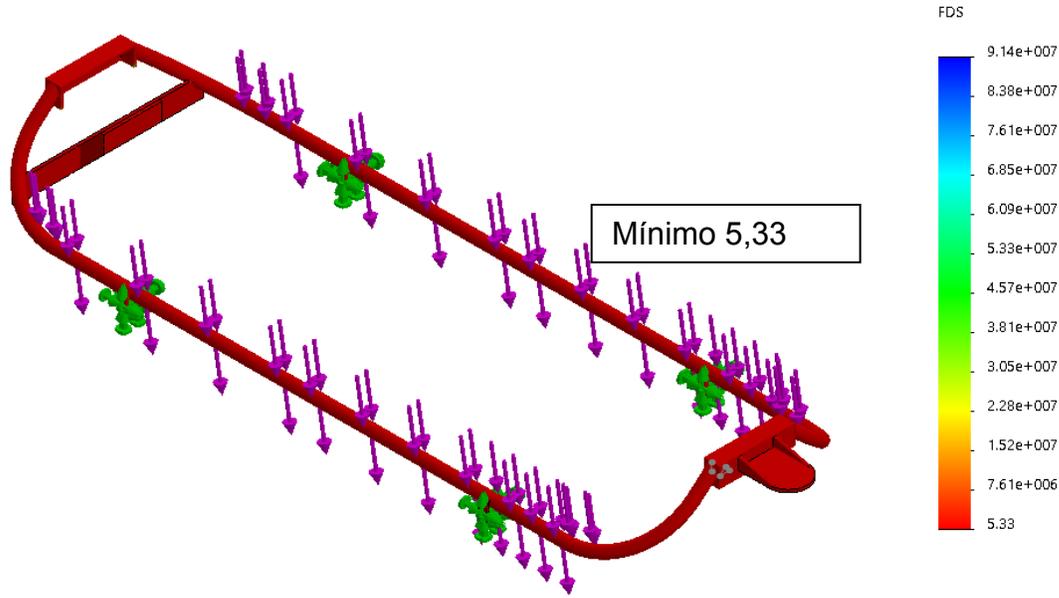


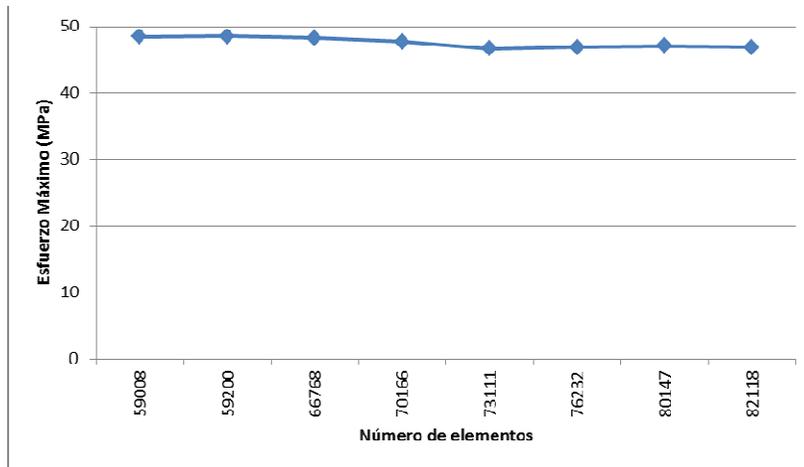
Figura 4.18 Desplazamientos (mm) en la estructura soporte del paciente para la posición inclinada

Los resultados referentes al factor de seguridad (ver Figura 4.19), cuyo valor mínimo es de 5,33, y se encuentra ubicado en el lugar donde ocurre el esfuerzo máximo. Este valor indica que la resistencia mecánica de la pieza es cinco (5) veces superior a la requerida.



**Figura 4.19** Factor de seguridad de la estructura soporte del paciente para la posición inclinada

Finalmente, en la figura 4.20 son apreciados de manera gráfica el análisis de convergencia realizado para la posición analizada (el porcentaje de error es de 0,43 %).



**Figura 4.20** Gráfica de convergencia de la estructura soporte del paciente para la posición inclinada

- **Base de la camilla**

Para este análisis se considera la división de la carga total (1200 N) entre los cuatro puntos de apoyo. En el mismo orden de ideas los apoyos están representados por las cuatro ruedas que conforman la camilla (ver figura 4.21).

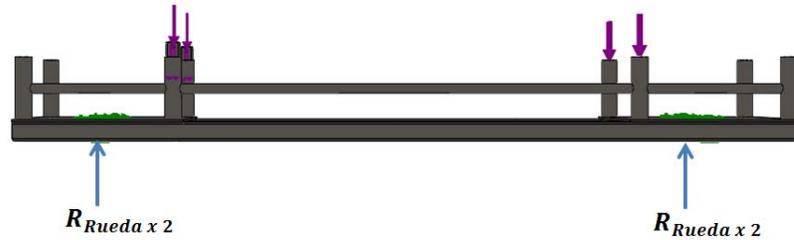


Figura 4.21 Condiciones de borde

En la figura 4.22 aparecen los resultados del análisis de esfuerzo de esta pieza.

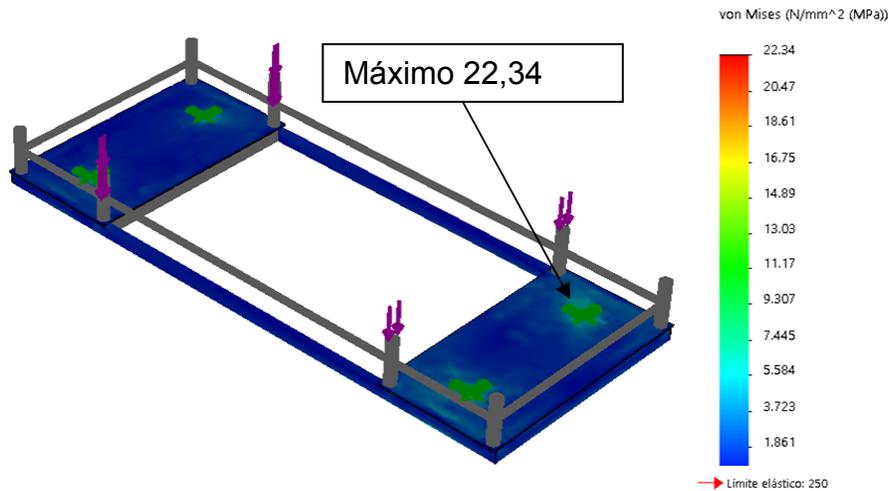


Figura 4.22 Distribución de esfuerzos (MPa) ocurridos en la base de la camilla

El valor máximo de esfuerzo está por debajo del límite elástico y ocurre en el apoyo de la estructura con las ruedas, siendo su valor 22,34 MPa

En la figura 4.23 se aprecian los resultados relacionados al desplazamiento máximo que es de 0,100 mm.

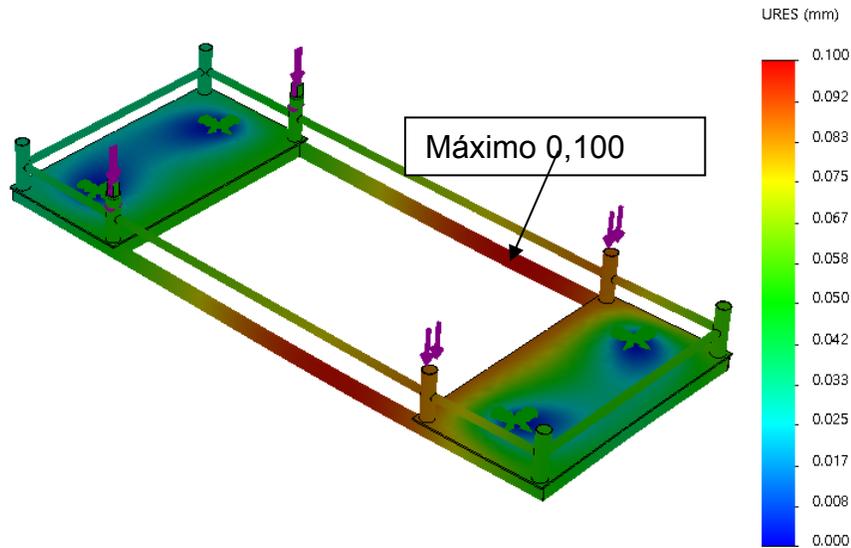


Figura 4.23 Desplazamientos (mm) ocurridos en la base de la camilla

Los resultados referentes al factor de seguridad (ver figura 4.24), cuyo valor mínimo es de 11,2, siendo esta la pieza más segura de toda la estructura.

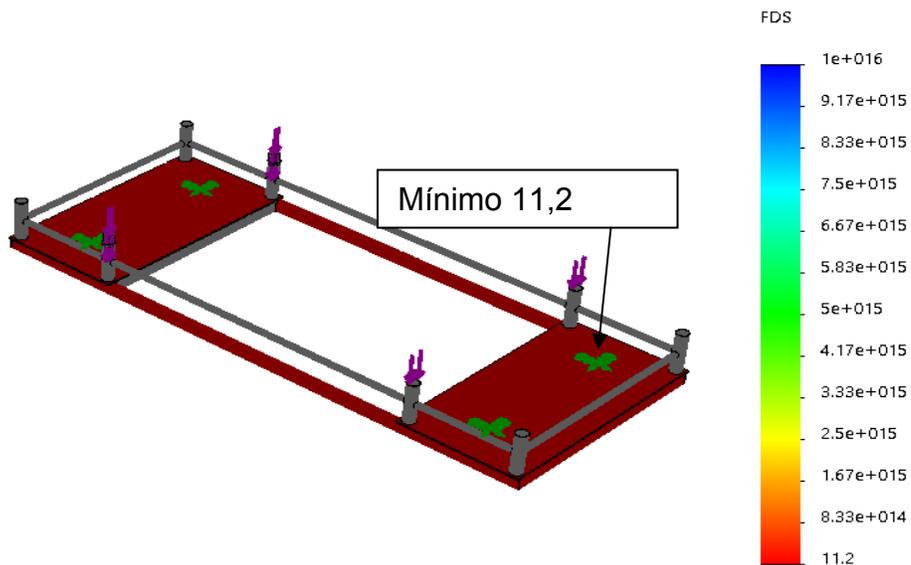


Figura 4.24 Factor de seguridad para la base de la camilla

Finalmente, en la figura 4.25 son apreciados de manera gráfica, el análisis de convergencia para el estudio de esta pieza (el porcentaje de error es de 0,72 %).

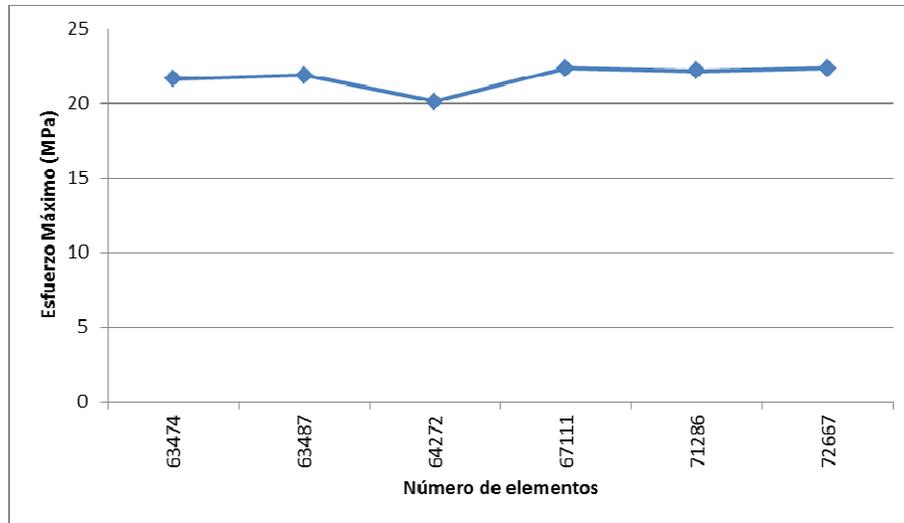


Figura 4.25 Gráfica de convergencia para la base de la camilla

- **Estructura para el soporte del mecanismo de inclinación**

Esta pieza es la encargada de soportar la reacción de la fuerza que realiza el dispositivo de inclinación tipo tijera (ver figura 4.26)

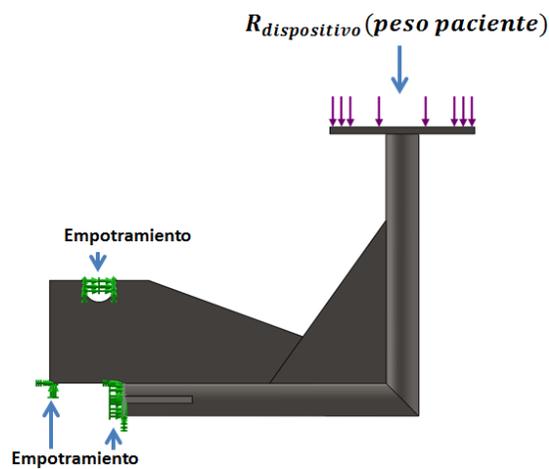


Figura 4.26 Condiciones de borde

El máximo valor de esfuerzo para esta pieza es de 80,5 MPa y al igual que en las otras piezas, es inferior al límite elástico del material; su ubicación es en los refuerzos de la pieza tal como se observa en la figura 4.27.

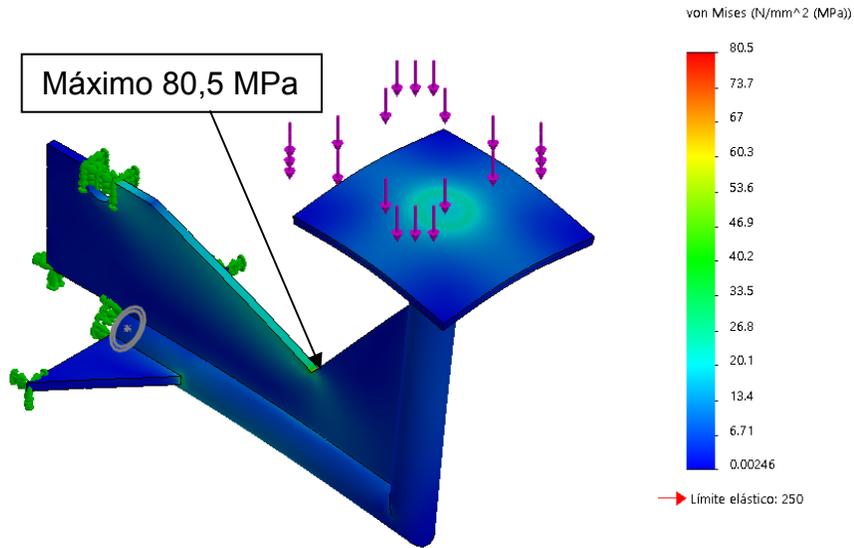


Figura 4.27 Distribución de esfuerzos (MPa) que ocurren el soporte del dispositivo de inclinación

En la figura 4.28 se aprecian los resultados relacionados al desplazamiento máximo que es de 0,1818 mm, lo que representa una deformación pequeña, convirtiéndose prácticamente en despreciable para el tamaño de la estructura.

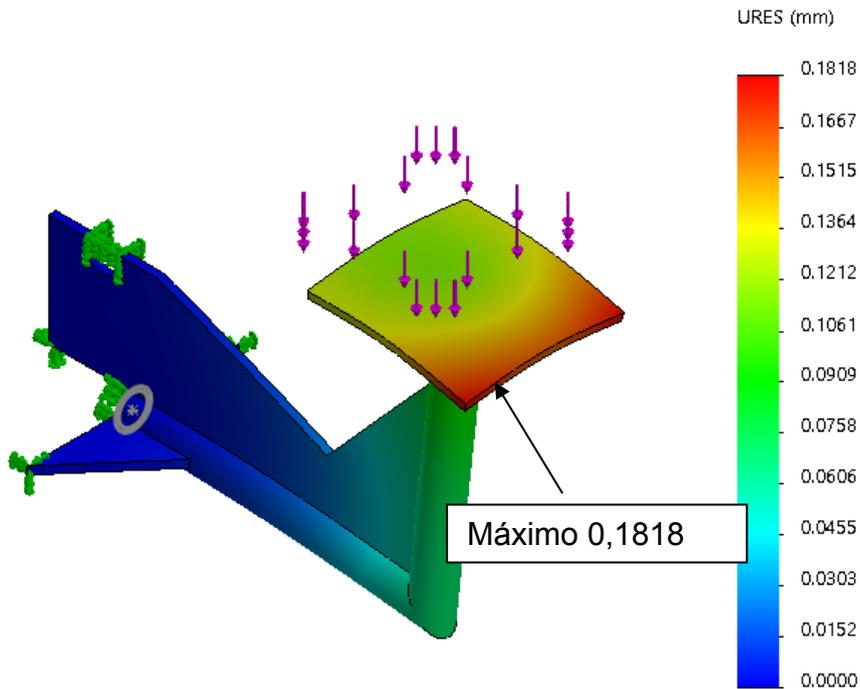


Figura 4.28 Desplazamiento el soporte del mecanismo de inclinación

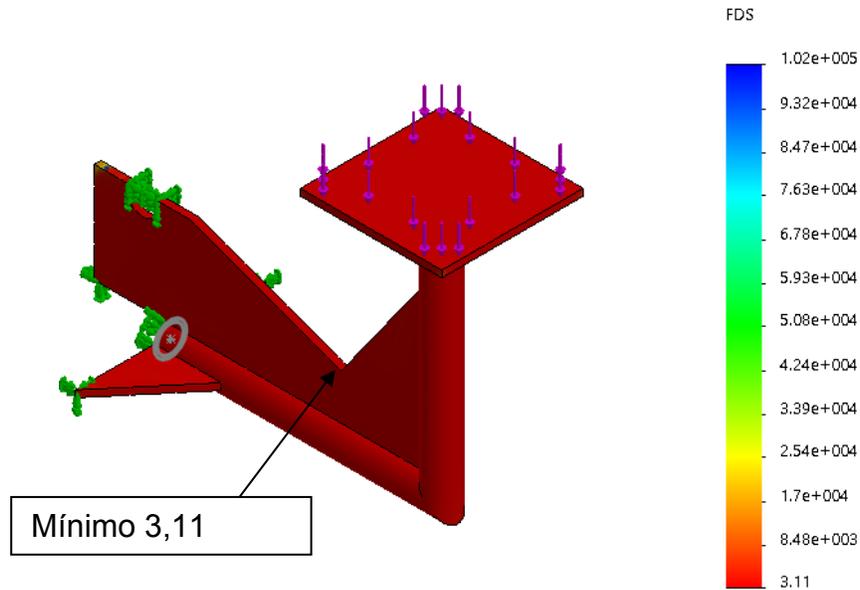


Figura 4.29 Factor de seguridad en para el soporte del mecanismo de inclinación

Y los resultados referentes al factor de seguridad (ver Figura 4.29), cuyo valor mínimo es de 3,11.

Finalmente, en la figura 4.30 son apreciados de manera gráfica, el análisis de convergencia para el estudio de esta pieza (el porcentaje de error es de 1,04 %).

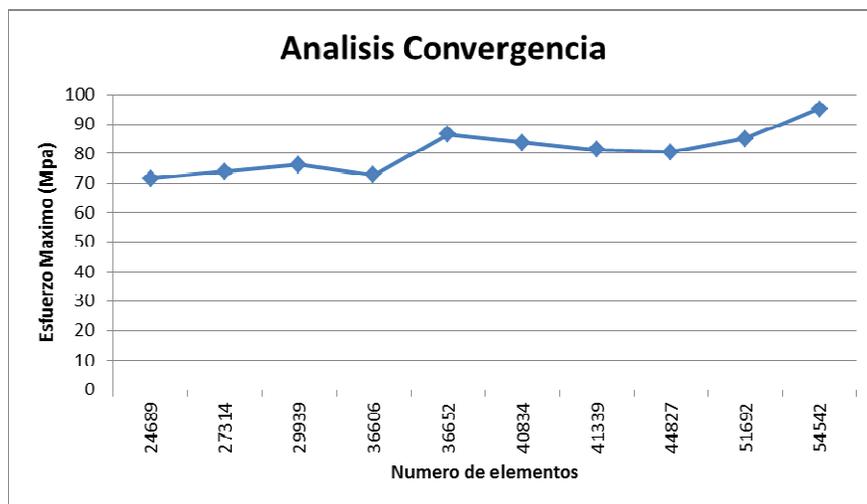


Figura 4.30 Gráfica de convergencia en para el soporte del mecanismo de inclinación

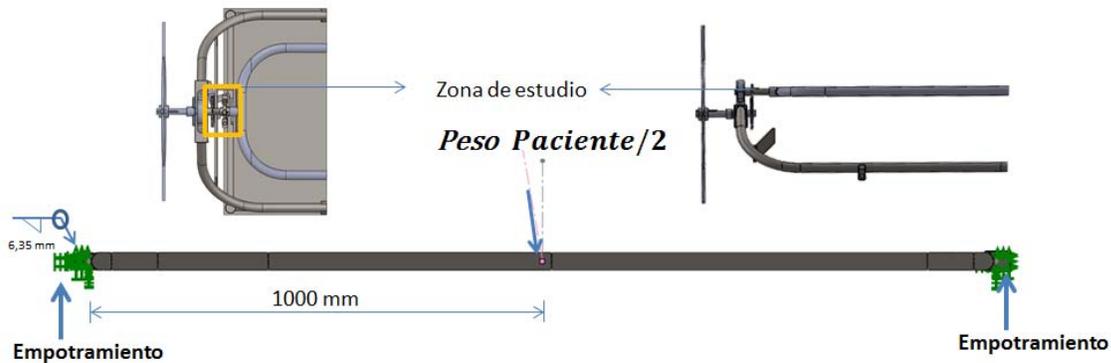
Según lo mostrado anteriormente, en la tabla 4.4 se corrobora como el factor de seguridad en cada uno de los componentes diseñados es superior a la unidad, lo que determina la confiabilidad de cada una de las piezas a fabricar.

**Tabla 4.4 Factor de seguridad para las piezas diseñadas**

No.	Pieza	Factor de seguridad
1	Soporte del paciente	4,73
2	Estructura para el soporte del paciente	5,33
3	Base de la camilla	11,2
4	Estructura soporte dispositivo inclinación	3,11

#### 4.4.4 Cálculos de la soldadura

El punto de acople entre la estructura rectangular del soporte del paciente y su conexión con el eje de giro, por su alto estado de esfuerzos y condiciones, es uno de los puntos del dispositivo donde es más probable la falla del cordón de soldadura, razones por las que se comprobará su resistencia a través del cálculo analítico, según las condiciones planteadas (ver figura 4.31)



**Figura 4.31 Condiciones para el cálculo del punto crítico de la soldadura**

Con base a una resistencia mínima y el criterio de energía de distorsión, el factor de seguridad se define según la ecuación

$$n = \frac{S_{sy}}{\tau} \quad (4.1)$$

Donde;

$$S_{sy} = 0,577 * S_{uelectrodo}$$

$\tau$  = Esfuerzo cortante total

El electrodo utilizado fue el E-6013 y su resistencia a la fluencia es de 345 MPa (ver tabla 4.5)

Tabla 4.5 Propiedades mínimas del material de aporte. Fuente: Shigley , 2009

Número de electrodo AWS*	Resistencia a la tensión, kpsi (MPa)	Resistencia a la fluencia, kpsi (MPa)	Elongación porcentual
E60xx	62 (427)	50 (345)	17-25
E70xx	70 (482)	57 (393)	22
E80xx	80 (551)	67 (462)	19
E90xx	90 (620)	77 (531)	14-17
E100xx	100 (689)	87 (600)	13-16
E120xx	120 (827)	107 (737)	14

El esfuerzo cortante total es producto de la combinación vectorial del efecto de la fuerza cortante vertical (primario) y la fuerza cortante horizontal inducida por el momento (secundario) y se expresa según la ecuación 4.2 (Shigley 2009).

$$\tau = \sqrt{\tau'^2 + \tau''^2} \quad (4.2)$$

En este sentido el cortante primario se define como

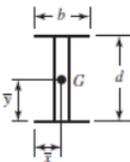
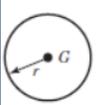
$$\tau' = \frac{V}{A} \quad (4.3)$$

Donde:

$V$  = Fuerza cortante

$A$  = Área total de la garganta y su ecuación se obtiene de la tabla 4.6

**Tabla 4.6 Propiedades flexionantes de las soldaduras a filete**

Soldadura	Área de la garganta	Ubicación de G	Segundo momento unitario del área
	$A = 1.414h(b + d)$	$\bar{x} = b/2$ $\bar{y} = d/2$	$I_u = \frac{d^2}{6}(3b + d)$
	$A = 1.414\pi r$		$I_u = \pi r^3$

Entonces el área de la garganta conociendo la altura del cordón (6,35 mm) y el radio de la tubería (19,05 mm) es

$$A = 1,414 * \pi * h * r \tag{4.4}$$

$$A = 537,35 \text{ mm}^2$$

Sustituyendo los valores de fuerza (591 N) y área (537,35 mm<sup>2</sup>) en la ecuación 4.3

$$\tau' = \frac{V}{A}$$

$$\tau' = 1,099 \text{ MPa}$$

Y el cortante secundario como:

$$\tau'' = \frac{M*r}{I} \tag{4.5}$$

$M$  = Momento que induce la fuerza cortante

$r$  = Radio

$I$  = Segundo momento unitario del área

El segundo momento unitario se determina según la ecuación 4.6

$$I = 0,707 * h * L_u \tag{4.6}$$

Donde  $L_u$  se calcula según ecuación 4.6<sub>7</sub>

$$L_u = \pi * r^3 \tag{4.7}$$

$$L_u = 21.718,11 \text{ mm}^3$$

Sustituyendo los valores en la ecuación 4.6

$$I = 0,707 * h * L_u$$

$$I = 97.502,37 \text{ mm}^4$$

Reemplazando los valores en la ecuación 4.5

$$\tau'' = \frac{M * r}{I}$$

$$\tau'' = 115,23 \text{ MPa}$$

Y el esfuerzo cortante total sería, según la ecuación 4.2

$$\tau = \sqrt{\tau'^2 + \tau''^2}$$

$$\tau = 115,24 \text{ Mpa}$$

Por lo que el factor de seguridad, según la ecuación 4.1 es:

$$n = \frac{S_{sy}}{\tau}$$

$$n = 1,72$$

Con lo cual se comprueba el funcionamiento de este cordón

#### 4.4.5 Selección de los rodamientos

Para este cálculo se tomará como referencia el catálogo de rodamientos SKF, en donde se puede encontrar las pautas básicas para la selección de un rodamiento.

##### 4.5.3.1 Condiciones de carga

La magnitud total de la carga es 1200 N, aplicada con una inclinación de  $10^\circ$  para simular la condición crítica y está repartida en forma simétrica para cada uno de los rodamientos, tal y como se muestra en la figura 4.32.



Figura 4.32 Condiciones de carga para el arreglo de rodamientos de la camilla

#### 4.5.3.2 Tipo de rodamiento

Cada tipo de rodamiento presenta propiedades características que dependen de su diseño y que lo hacen más o menos adecuado para una aplicación determinada. Los rodamientos rígidos de bola pueden soportar cargas radiales moderadas, así como cargas axiales, tienen una baja fricción y pueden ser fabricados con gran precisión y con un diseño de funcionamiento silencioso, características que los hacen ideales para la aplicación en estudio.

Una vez seleccionado el tipo de rodamiento se deben considerar, otros factores como las dimensiones requeridas, la verificación de la carga, lubricación, según indica el catálogo de SKF.

#### 4.5.3.3 Dimensiones

Para ambos casos, el diámetro del eje, se considera como la variable principal de entrada en el catálogo de SKF (ver tablas 4.7).

- Para el eje de 25 mm:

Tabla 4.7 Características del rodamiento a seleccionar

Fuente: Catalogo SKF

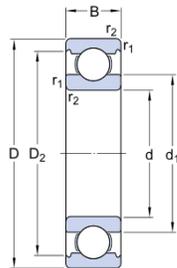
Dimensiones principales				Capacidad de carga básica		Capacidades de carga de fatiga	Velocidades nominales		Designación	Designaciones
d	D	B	C	C	C <sub>0</sub>	P <sub>ii</sub>	Velocidad de referencia	Velocidad límite	Bearing	Anillo elástico
mm				kN		kN	r/min			
25	47	12		11.9	6.55	0.275	32000	16000	6005-2ZNR	SP 47
25	52	15		14.8	7.8	0.335	28000	14000	6205-2ZNR	
25	37	7		4.36	2.6	0.125	38000	19000	61805-2RZ	
25	52	15		14.8	7.8	0.335	28000	14000	6205-2RSL	
25	52	15		14.8	7.8	0.335		8500	6205-2RSH	
25	42	9		7.02	4.3	0.193		10000	61905-2RS1	
25	52	15		14.8	7.8	0.335	28000	18000	6205	
25	47	12		11.9	6.55	0.275	32000	20000	6005-Z	
25	52	15		14.8	7.8	0.335	28000	14000	6205-2Z	

Resultando seleccionado el rodamiento 6205-2RSL, cuyas dimensiones principales se aprecian en la figura 4.33.

### 6205

SKF Explorer

#### Dimensiones



d	25	mm
D	52	mm
B	15	mm
d <sub>1</sub>	≈ 34.35	mm
D <sub>2</sub>	≈ 46.21	mm
r <sub>1,2</sub>	min. 1	mm

Figura 4.33 Dimensiones principales del rodamiento seleccionado

- Para el eje de 30 mm:

**Tabla 4.8 Características del rodamiento a seleccionar**

Fuente: Catalogo SKF

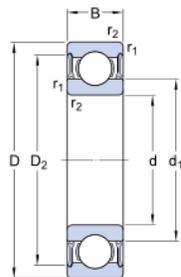
Dimensiones principales	Capacidad de carga básica		Capacidades de carga de fatiga		Velocidades nominales		Designación	Designaciones	
	dinámica	estática	$C_0$	$P_u$	Velocidad de referencia	Velocidad límite			
d	D	B	C	C	$C_0$	$P_u$			
mm					kN	kN	r/min		
30	72	19	29.6	16	0.67		6300	6306-RS1	
30	72	19	29.6	16	0.67		20000	6306-ZNR	
30	72	19	29.6	16	0.67		20000	6306-2RZ	
30	72	19	32.5	17.3	0.735		22000	6306 ETN9	
30	72	19	29.6	16	0.67		20000	6306-Z	
30	72	19	29.6	16	0.67		20000	6306-2ZNR	SP 72
30	72	19	29.6	16	0.67		20000	6306 N	
30	72	19	29.6	16	0.67		20000	6306	
30	72	19	29.6	16	0.67		20000	6306 NR	
30	72	19	29.6	16	0.67		20000	6306-2Z	
30	72	19	29.6	16	0.67		20000	6306-RZ	

Resultando seleccionado el rodamiento 6306-2RZ, cuyas dimensiones principales se aprecian en la figura 4.34.

### 6306-2RZ

SKF Explorer

#### Dimensiones



d	30	mm
D	72	mm
B	19	mm
d <sub>1</sub>	≈ 44.6	mm
D <sub>2</sub>	≈ 61.88	mm
r <sub>1,2</sub>	min. 1.1	mm

**Figura 4.34 Dimensiones principales del rodamiento seleccionado**

#### 4.5.3.4 Verificación de carga

- Para el eje de 25 mm:

La verificación del soporte de la carga mencionada, se realizará por estática, puesto que la aplicación cumple con las siguientes tres condiciones:

- Gira a velocidades muy bajas ( $n \leq 10$  rpm)

- . - Realizan movimientos oscilantes muy lentos
- . - Permanecen estacionarios bajo carga durante largos períodos de tiempo

Dicha verificación se realiza a través de la ecuación N°4.1

$$s_0 = \frac{C_0}{P_0} \quad (4.1)$$

Donde:

$C_0$  = Capacidad de carga estática, KN

$P_0$  = Carga estática equivalente, KN

$s_0$  = Factor de seguridad estático

$$P_0 = X_0 * F_r + Y_0 * F_a \quad (4.2)$$

Donde:

$F_r$  = Carga radial real del rodamiento, KN

$F_a$  = Carga axial real del rodamiento, KN

$X_0$  = Factor de carga radial del rodamiento

$y_0$  = Factor de carga axial del rodamiento

Sustituyendo en la ecuación 4.2

$$P_0 = 0,6 * F_r + * 0,5 * F_a$$

$$P_0 = 0,41 \text{ KN}$$

Como la carga estática equivalente (0,41 KN) es menor que la carga radial (0,59 KN), se toma como carga estática el valor de la carga radial, mientras que la capacidad de carga estática (7,8 KN) se lee directamente en el catálogo de SKF.

Sustituyendo en la ecuación 4.1, se obtiene:

$$s_0 = 13$$

Este valor es considerablemente superior (13 veces mayor) comparado al valor mínimo de la tabla 4.9, por lo cual este rodamiento funcionará de manera adecuada en el arreglo diseñado.

Tabla 4.9 Valores referenciales para el factor de seguridad estático en rodamientos.

Fuente: Catalogo de SKF

**Table 11**

**Guideline values for the static safety factor  $s_0$**

Type of operation	Rotating bearing Performance requirements (e.g. quiet running or vibration-free operation)				Non-rotating bearing			
	unimportant		normal	high				
	Ball bearings	Roller bearings	Ball bearings	Roller bearings	Ball bearings	Roller bearings	Ball bearings	Roller bearings
Smooth, vibration-free	0,5	1	1	1,5	2	3	0,4	0,8
Normal	0,5	1	1	1,5	2	3,5	0,5	1
Pronounced shock loads <sup>1)</sup>	≥ 1,5	≥ 2,5	≥ 1,5	≥ 3	≥ 2	≥ 4	≥ 1	≥ 2

For spherical roller thrust bearings, it is advisable to use  $s_0 \geq 4$ .

<sup>1)</sup> Where the magnitude of the shock load is not known, values of  $s_0$  at least as large as those quoted above should be used. If the magnitude of the shock loads is known, smaller values of  $s_0$  can be applied.

- Para el eje de 30 mm:

El procedimiento es similar al anterior, por lo cual se sustituyen los valores correspondientes, en la ecuación 4.1 obteniendo:

$$s_0 = 27$$

Este valor es aún más grande que el anterior (27 veces comparado con el valor mínimo indicado en la tabla 4.9), tal como era de esperarse, por tratarse de un rodamiento de mayor tamaño y de mayor capacidad de carga, corroborando que este rodamiento también funcionará de manera adecuada en el arreglo diseñado.

#### 4.5.3.5 *Lubricación*

Otro de los aspectos a considerar sobre los rodamientos es su lubricación, razón por la cual se seleccionó un rodamiento obturado por ambas caras, ya que según lo indica el manual de SKF este tipo de rodamientos está lubricado de por vida y no necesitan mantenimiento.

#### 4.4.6 Cálculo del resorte del mecanismo de freno.

Para este mecanismo se seleccionó un resorte tipo helicoidal de compresión. A continuación, se procede con la comprobación del mismo mediante los cálculos analíticos correspondientes.

Suposiciones:

- ✓ Diámetro de espiras constante
- ✓ Paso constante
- ✓ Alambre redondo
- ✓ La carga es considerada estática
- ✓ El material de fabricación es un alambre estirado en frío ASTM A227, ver propiedades en tabla 4.10

Tabla 4.10 Aceros de alto carbono y aleación para resortes.

Fuente: Shigley (2008)

Nombre del material	Especificaciones similares	Descripción
Alambre de piano, 0.80-0.95C	UNS G10850 AISI 1085 ASTM A228-51	Éste es el mejor, el más tenaz y el más empleado de todos los materiales para fabricar resortes pequeños. Presenta la mayor resistencia a la tensión y puede soportar mayores esfuerzos ante cargas repetidas que cualquier otro material para resorte. Disponible en diámetros de 0.12 a 3 mm (0.005 a 0.125 pulg). No se emplee a temperaturas mayores de 120°C (250°F), o a temperaturas bajo cero.
Alambre templado en aceite, 0.60-0.70C	UNS G10650 AISI 1065 ASTM 229-41	Éste es un acero para resortes de uso general que se emplea para elaborar muchos tipos de resortes de espiras, cuando el costo del alambre de piano resulta prohibitivo y se necesitan tamaños mayores que el alambre de piano disponible. No adecuado para cargas de choque o impacto. Disponible en diámetros de 3 a 12 mm (0.125 a 0.500 pulg), pero se consigue con tamaños mayores y menores. No se emplee a más de 180°C (350°F), o a temperaturas bajo cero.

- ✓ Dimensiones del resorte seleccionado:

Diámetro del alambre (d) = 2,4 mm

Diámetro medio del resorte (D) = 24,7 mm

Diámetro exterior del resorte (Do) = 27,1 mm

Diámetro interior del resorte (Di) = 22,3 mm

Longitud libre del resorte (Lf) = 66,8 mm

Número de espiras activas (Na) = 7

Paso del resorte (p) = 9,5 mm

Recorrido (Lt) = 14 mm

Longitud inicial = 5 mm

4.5.4.1 Cálculo del índice del resorte:

$$C = \frac{D}{d} \quad (4.3)$$

$$C = 10,3$$

4.5.4.2 Cálculo del factor de corte directo:

$$K_s = 1 + \frac{0,5}{C} \quad (4.4)$$

$$K_s = 1,049$$

4.5.4.3 Determinación de la resistencia al corte del material de fabricación del resorte

$$S_{ut} = A * d^m \quad (4.5)$$

Los valores para las constantes A y m son tomados de la tabla 4.11

Sustituyendo en la ecuación 4.5:

$$S_{ut} = 1509,77 \text{ MPa}$$

Con lo cual se determina el límite de fluencia a través de la ecuación 4.6

$$S_{ys} = 0,56 * S_{ut} \quad (4.6)$$

$$S_{ys} = 845,47 \text{ MPa}$$

Tabla 4.11 Constantes para la ecuación de la resistencia al corte del resorte.

Fuente: Shigley (2008)

Material	ASTM núm.	Exponente <i>m</i>	Diámetro, pulg	<i>A<sub>s</sub></i> , kpsi · pulg <sup><i>m</i></sup>	Diámetro, mm	<i>A<sub>s</sub></i> , MPa · mm <sup><i>m</i></sup>	Costo relativo del alambre
Alambre de piano*	A228	0.145	0.004-0.256	201	0.10-6.5	2 211	2.6
Alambres T y R en aceite <sup>†</sup>	A229	0.187	0.020-0.500	147	0.5-12.7	1 855	1.3
Alambre estirado duro <sup>‡</sup>	A227	0.190	0.028-0.500	140	0.7-12.7	1 783	1.0

4.5.4.4 Determinación de las espiras activas del resorte

Para extremos cuadrados y rectificadas:

$$N_a = N_t - 2 \tag{4.7}$$

$$N_t = 9$$

$$N_a = 7$$

4.5.4.5 Cálculo de la constante del resorte

$$N_a = \frac{d^4 \cdot G}{8 \cdot D^3 \cdot k} \tag{4.8}$$

$$k = 3,11 \text{ N/mm}$$

Tabla 4.12 Propiedades mecánicas de los materiales para resortes.

Fuente: Shigley (2008)

Material	Límite elástico, porcentaje de <i>S<sub>ut</sub></i>		Diámetro <i>d</i> , pulg	<i>E</i>		<i>G</i>	
	tensión	torsión		Mpsi	GPa	Mpsi	GPa
Alambre de piano A228	65-75	45-60	<0.032	29.5	203.4	12.0	82.7
			0.033-0.063	29.0	200	11.85	81.7
			0.064-0.125	28.5	196.5	11.75	81.0
			>0.125	28.0	193	11.6	80.0
Resorte estirado duro A227	60-70	45-55	<0.032	28.8	198.6	11.7	80.7
			0.033-0.063	28.7	197.9	11.6	80.0
			0.064-0.125	28.6	197.2	11.5	79.3
			>0.125	28.5	196.5	11.4	78.6

4.5.4.6 Cálculo de la fuerza de trabajo:

$$F_{\text{trabajo}} = k \cdot Y_{\text{trabajo}} \tag{4.9}$$

$$F_{\text{trabajo}} = 43,54 \text{ N}$$

4.5.4.7 Cálculo del esfuerzo de cortante para las condiciones de trabajo del resorte:

$$\tau_{\text{trabajo}} = K_s * \frac{8 * F_{\text{trabajo}} * D}{\pi * d^3} \quad (4.10)$$

$$\tau_{\text{trabajo}} = 207,92 \text{ N} * \text{mm}$$

4.5.4.8 Cálculo del factor de seguridad:

$$N = \frac{S_{\text{ys}}}{\tau_{\text{cierre}}} \quad (4.11)$$

$$N = 4$$

Lo cual demuestra que, para la condición de trabajo, el resorte es capaz de desempeñarse satisfactoriamente.

#### 4.4.7 Diseño del mecanismo de giro

Para el diseño de este mecanismo se calcula en primer lugar el torque máximo que se genera en la camilla. Este momento torsor se considera máximo, ya que se determina en la posición más crítica, que es cuando el paciente se encuentra a 90° (ver figura 4.35).

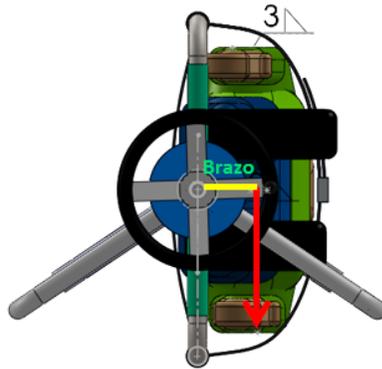


Figura 4.35 Posición crítica del paciente para el cálculo del torque

$$\tau_{\text{max}} = F * \text{brazo} \quad (4.12)$$

Donde:

F = Peso del paciente en N

B = Distancia desde el centro de giro al punto de aplicación de la fuerza

Considerando que el ancho torácico de una persona es 30 cm, el punto de aplicación de la fuerza estaría aproximadamente a 15 cm del centro de giro.

Se sustituye en la ecuación 4.12, para obtener el torque máximo.

$$\tau_{\max} = 176,58 \text{ N} * \text{m}$$

Por otra parte, se calcula el torque que tendrían que hacer los operarios de la camilla para compararlo con el máximo y verificar si es posible construir bajo esta configuración.

Tomando como referencia una fuerza de empuje vertical de 200 N con ambas manos, se procede a calcular el torque máximo que los operarios emplearían para mover el volante, conociendo que tiene un diámetro de 61 cm.

$$\tau_{\max\text{persona}} = F_{mh} * \text{Brazo}_v \quad (4,13)$$

Donde:

$F_{mh}$  = Fuerza máxima para empuje vertical

$\text{Brazo}_v$  = Distancia desde el centro de giro al punto de aplicación de la fuerza

Se sustituye en la ecuación 4,13, tomando en cuenta un diámetro para el volante de 61 cm y suponiendo que el movimiento es realizado por dos personas, se obtiene el torque máximo para aplicar.

$$\tau_{\text{aplicación}} = 122 \text{ N} * \text{m}$$

Comparado con el torque máximo de la camilla, el torque que realizan los operarios, es decir 122 N\*m es menor que el necesario 176,58 N\*m, razón por la cual se plantean soluciones que proporcionen ventaja mecánica suficiente para poder girar la camilla.

Por la configuración del dispositivo se selecciona una relación de engranes simple, piñón-corona. Y el primer paso para su diseño es calcular el momento torsor generado en cada uno de los ejes en los que estarán ubicados estos engranes, siendo estos valores conocidos 176,58 N\*m y 122 N\*m.

La relación de transmisión se expresa de la siguiente manera:

$$R_t = \frac{w_1}{w_2} = \frac{Z_2}{Z_1} = \frac{M_1}{M_2} \quad (4.14)$$

Donde:

W1: Velocidad angular de entrada

W2: Velocidad angular de salida

Z1: Número de dientes del piñón

Z2: Número de dientes de la corona

M1: momento transmitido a W1

M2: Momento transmitido a W2

Sustituyendo en la ecuación 4.14

$$R_t = \frac{M_1}{M_2} = 1,45 \approx 1,5$$

A continuación, una lista de fresas para engranes rectos, disponibles comercialmente en pasos diametrales con ángulos de presión de 20°.

**Tabla 4.13 Pasos para tamaños de dientes de uso general.**

Fuente: Shigley (2008)

<b>Paso diametral</b>	
Basto	2, 2 $\frac{1}{4}$ , 2 $\frac{1}{2}$ , 3, 4, 6, 8, 10, 12, 16
Fino	20, 24, 32, 40, 48, 64, 80, 96, 120, 150, 200

Asumiendo un paso de 10, entonces el diámetro de paso queda definido como:

$$D_p = \frac{Z}{P_d} \quad (4.15)$$

El número de dientes del piñón se establece en 17, se sustituye en la ecuación 4.14 para obtener el número de dientes de la corona.

$$Z_2 = R_t * Z_1 = 34$$

Los diámetros primitivos serian:

Para el piñón:

$$D_{\text{ppiñon}} = \frac{Z_1}{P_d} = \frac{17}{10} = 1,7 \text{ in}$$

Para la corona:

$$D_{\text{pcorona}} = \frac{Z_2}{P_d} = \frac{68}{10} = 3,4 \text{ in}$$

Sin embargo, los engranes ubicados en campo tienen las características que se indican en la tabla 4.13

**Tabla 4.14 Características de los engranajes utilizados para el ensamble del mecanismo de giro**

Característica/ Elemento	Piñón	Corona
Diámetro primitivo	2,24"	5,13"
Número de dientes	21	48

Reemplazando los valores correspondientes en la ecuación 4.14, la nueva relación de transmisión es:

$$R_{\text{treal}} = 2,289$$

Nótese que la relación real (2,289) es superior a la requerida (1,5), por lo cual es posible girar al paciente.

#### **4.5 FACTIBILIDAD ECONÓMICA**

Inmediatamente se muestra un estudio económico, relacionado al costo de la construcción y fabricación del dispositivo, llevado a cabo en Julio de 2017.

##### **4.5.1 Costo de los materiales**

Los precios de cada uno de los materiales utilizados para la fabricación se especifican en la tabla 4.15

**Tabla 4.15 Costos de los materiales para la fabricación del dispositivo.**

Fuente: Lista de precios Ferrehierro la quizanda C.A.

Item	Descripción	Unidad	Cantidad	Costo Unitario	Costo Total
1	GATO MECANICO	PZA	1,00	130.000,00	130.000,00
2	RUEDA PARA CAMILLA	PZA	4,00	20.000,00	80.000,00
3	TUBO REDONDO ASTM A36 DE 1 1/2" X 2,60 mm	PZA	1,00	70.000,00	70.000,00
4	TUBO REDONDO ASTM A36 DE 1 1/2" X 2,30 mm	PZA	3,00	65.000,00	195.000,00
5	PLETINA DE ACERO DE 1" x 3/16"	PZA	1,00	28.000,00	28.000,00
6	ELECTRODO 6013	KG	5,00	18.000,00	90.000,00
7	DISCO DE TRONZADORA DE 14"	PZA	2,00	20.000,00	40.000,00
8	TORNILLOS DE 1/2" X 3"	PZA	4,00	1.000,00	4.000,00
9	BARRA CALIBRADA DE ACERO 2" 1020 (50 cm)	PZA	1,00	8.000,00	8.000,00
10	TUBO REDONDO DE 1" X 3 mm	PZA	1,00	42.000,00	42.000,00
11	TUBO RECTANGULAR DE 2 X 1 X 2 mm	PZA	1,00	49.500,00	49.500,00
12	LAMINA DE HP 2 X 1 X 0,90	PZA	1,00	75.000,00	75.000,00
13	BARRA CALIBRADA DE 1020 DE 4"	PZA	1,00	12.000,00	12.000,00
14	RODAMIENTOS 25" 6202 2RS	PZA	2,00	25.000,00	50.000,00
15	DISCO DE CORTE DE 7" X 1/8 X 7/16	PZA	1,00	8.500,00	8.500,00
16	DISCO DE ESMERILAR DE 7" X 1/8 X 7/16	PZA	1,00	8.500,00	8.500,00
17	TORNILLO DE 3/8 X 1"	PZA	5,00	450,00	2.250,00
17	TELA TIPO LONA	M	6,00	15.000,00	90.000,00
				<b>Costo materiales</b>	<b>982.750,00</b>

Costo total de los materiales, Bs. 982.750,00

#### 4.5.2 Costo de la fabricación

La fabricación de este dispositivo, se realiza en el taller de las empresas Ingeniería Mizar y Proinmicastro, teniendo un costo total de 575.000 Bs, lo cual incluye el alquiler de los equipos y la mano de obra para cada uno de los procesos de doblado, soldadura, mecanizado, fabricación de piezas según se aprecia en las tablas 4.16 y 4.17.

**Tabla 4.16 Costo del alquiler de equipos para la fabricación de la camilla. Fuente: propia**

Item	Descripción	Cantidad	Día	Costo	COSTO TOTAL
1	MAQUINA DE SOLDAR	1	3	8.000,00	24.000,00
2	ESMERIL	1	3	5.000,00	15.000,00
3	TORNO	1	3	4.500,00	13.500,00
4	TRONZADORA	1	3	5.000,00	15.000,00
5	TALADRO	1	3	3.000,00	9.000,00
6	FRESADORA	1	3	4.500,00	13.500,00
7	OTRAS HERRAMIENTAS	1	3	20.000,00	60.000,00
				<b>Costo Equipos</b>	<b>150.000,00</b>

**Tabla 4.17 Costo del alquiler de equipos para la fabricación de la camilla. Fuente: propia**

Item	Descripción	Cantidad	Costo	TOTAL
1	TORNERO	1	200.000,00	200.000,00
2	SOLDADOR	1	150.000,00	150.000,00
3	AYUDANTE	1	75.000,00	75.000,00
Nº de días		Total M.O.	3	<b>425.000,00</b>

### 4.5.3 Costo Total

En total la fabricación del dispositivo (ver tabla 4.18) tiene un costo de Bs 1.635.637,50

Tabla 4.18 Costo Total para construcción y venta del dispositivo diseñado. Fuente: propia

Estimador	YOLEIDA RODRIGUEZ		Subtotal "A"		1.557.750,00
			% Gastos Administrativos	5%	77.887,50
Fecha			Subtotal "B"		1.635.637,50
Revisado			% de Utilidad	30%	467.325,00
			Subtotal "C"		2.102.962,50
			PRECIO UNITARIO :		2.102.962,50
			COSTO TOTAL :		2.102.962,50

Actualmente este tipo de dispositivos es adquirido mediante importaciones con un precio aproximado de Bs 3.000.000, la presente investigación ha tenido como objetivo determinar la factibilidad de construcción en nuestro país.

### 4.6 ESQUEMA PARA LA FABRICACIÓN DEL DISPOSITIVO

A continuación, se describen los pasos para la fabricación de la camilla:

#### Paso 1

El primer paso para la construcción del dispositivo es cortar el material según las medidas indicadas en los planos, como se observa en la foto 4.1 incluyendo los dobles de los tubos en 90 °; esta etapa abarca también las láminas que forman parte de la camilla.



Foto 4.1 Corte de los materiales del dispositivo

## Paso 2

Seguidamente, comienza el proceso de unión de las tuberías y láminas a través de soldadura, fabricando de esta forma, el soporte del paciente, la estructura para el soporte del paciente, la base de la camilla (como se observa en la foto 4.2)



Foto 4.2 Fabricación de las piezas principales, (a) Soporte del paciente, (b) estructura soporte del paciente (c) Base de la camilla

Al mismo tiempo se realiza la fabricación de piezas que cumplirán con funciones específicas dentro del dispositivo como:

- Las articulaciones, que permitirán la elevación e inclinación de la camilla al mismo tiempo (ver foto 4.3)

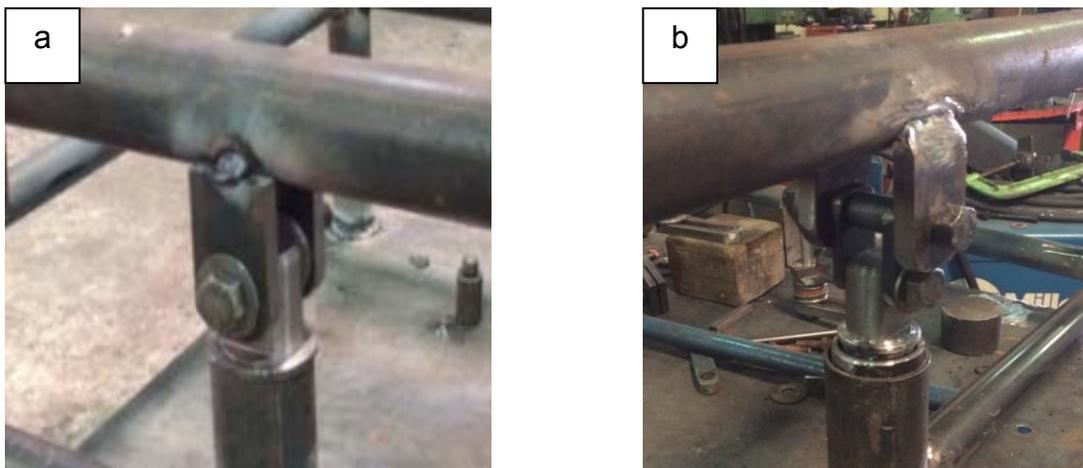


Foto 4.3 Articulaciones de la camilla, (a) Hacia la cabeza del paciente, (b) Hacia los pies del paciente

El mecanismo de giro, conformado por dos engranes, corona y piñón adquiridos y adaptados a este sistema (ver foto 4.4)



Foto 4.4 Mecanismo de giro

El mecanismo de seguridad, que como se describe en la sección 4.4.2.4, impedirá el giro del paciente a menos que sea liberado a través de un pedal (ver foto 4.5)



Foto 4.5 Mecanismo de seguridad

### Paso 3

Una vez fabricadas las piezas descritas anteriormente, se ejecuta el ensamblaje principal del conjunto (ver foto 4.6), adaptando posteriormente el dispositivo tipo tijera y las piezas guías para el hilo que ira conectado al compás para traccionar la cabeza del paciente



Foto 4.6 Ensamble principal del conjunto

- Adaptación del dispositivo tipo tijera que formara parte del mecanismo de inclinación



Foto 4.7 Instalación del dispositivo tipo tijera

- Se fabrica las piezas guías para el hilo que ira conectado al compás para traccionar la cabeza del paciente, ver foto 4.8.



Foto 4.8 Pieza guía para el hilo conectado al compás

#### **Paso 4**

Finalmente, se aplica fondo anticorrosivo a toda la superficie y luego se cubre con pintura gris, destacando que para la pieza que está en contacto con el paciente se aplica un tratamiento de cromado.

#### **Paso 5**

Se instala la tela donde reposara el paciente. Incorporando los cinturones que sujetarán al paciente durante el giro.



Foto 4.9. Instalación de tela y cinturones en la camilla

# *CAPITULO 5*

## *CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES*

En este capítulo se presentan las conclusiones y recomendaciones, luego de haber evaluado la problemática existente y determinar una solución para la aplicación de la técnica de tracción en el tratamiento de fracturas en columna cervical. Estas recomendaciones servirán como base para el desarrollo de ideas posteriores.

### **5.1 CONCLUSIONES**

- Los médicos especialistas y el personal del servicio de traumatología del HUAL, brindaron la explicación de la ejecución de la técnica de tracción, información complementada con la revisión bibliográfica, determinando que esta técnica debe ser elegida con precisión para el tratamiento adecuado de las fracturas tanto en la parte anterior como posterior de las vértebras cervicales con el fin de descomprimir el espacio intervertebral, lograr la alineación de la fractura, disminuir el dolor y evitar en lo posible intervenciones quirúrgicas posteriores.
- Se plantearon dos alternativas para escoger la solución al problema en base a la información recopilada; seleccionando la que cumplía con las especificaciones de diseño planteadas.
- Se realizó el diseño de cada uno de los componentes de la camilla de tracción, la cual permitirá aplicar la técnica de tracción a pacientes que requieran tratamiento por fracturas en la parte anterior y posterior de las vértebras cervicales. En general, la solución fue analizada mediante la técnica de elemento finito utilizando el programa SolidWorks versión 2016, el cual permitió comprobar la estructura diseñada a través del cálculo de

esfuerzos, análisis de los desplazamientos y el factor de seguridad en las piezas del dispositivo; es importante destacar que la pieza que da soporte al paciente tiene el factor de seguridad más bajo (4,73) entre las piezas analizadas y por lo tanto es considerada como la crítica de la camilla. Adicionalmente, se llevó a cabo un procedimiento de cálculo analítico para el diseño del mecanismo de frenado y la soldadura y selección los rodamientos.

- En cuanto a los materiales utilizados para las estructuras se seleccionó el acero A36, por su disponibilidad en el mercado nacional, al cual le fue aplicado un tratamiento de cromo en su superficie para mejorar las propiedades anticorrosivas; en cuanto al apoyo del paciente fue seleccionada una tela tipo lona la cual es utilizada también en la fabricación de las camillas de emergencia.
- La factibilidad económica, se evaluó mediante un análisis de precios unitario, siendo el costo total del dispositivo Bs 1.635.637,50, representando, aproximadamente, la mitad del costo de un dispositivo importado, por lo que resulta viable la construcción del dispositivo con los recursos existentes hoy en día en el mercado nacional (este presupuesto se cotizó en el mes de Julio de 2017).
- La camilla se fabricó de acuerdo a las exigencias hechas por el personal del HUAL, asociadas a la resistencia mecánica y a la corrosión. El material ideal para este tipo de dispositivo es el acero inoxidable 304, pero debido al alto costo y a los escasos en el mercado nacional, se sustituyó por el acero A36 por presentar características similares, disponibilidad y posibilidad de compra; este acero se recubrió con cromo (en las partes de contacto de la camilla con el paciente) para ampliar su propiedad anticorrosiva. Para el sistema de inclinación se adaptó un dispositivo tipo tijera, adquirido en la venta de accesorios para automóviles. Con relación a los demás componentes como el tipo de tela, cinturones, entre otros se compraron en

tiendas nacionales a costos relativamente accesibles y de buena calidad para poder ofrecer una camilla segura y confortable al paciente.

- Se realizaron las pruebas respectivas en presencia de la parte médica, comprobando su correcto funcionamiento.

## **5.2 RECOMENDACIONES**

- Optimizar la construcción de ciertas piezas del dispositivo, ya que las mismas no se encuentran en una condición de esfuerzo significativa.
- Evaluar la fabricación del dispositivo con materiales distintos al acero, como por ejemplo el aluminio, que permitan disminuir el peso del dispositivo para mejorar la manipulación.
- Automatizar, mediante dispositivos eléctricos, el giro de la camilla.
- Estudiar el diseño de otros dispositivos de frenado del giro de la camilla.
- Reemplazar el mecanismo de elevación por un mecanismo hidráulico.
- Fabricar apoyos en las partes laterales de la camilla con el fin de aumentar el confort del paciente.
- Evaluar la búsqueda de articulaciones prefabricadas para minimizar los trabajos de mecanizado y los costos asociados.
- Verificar y aplicar un lubricante de uso general a las articulaciones de la camilla cada 3 meses, así como también al interior de la guía de las patas y al sistema de giro, con el fin de suavizar el uso y ampliar la vida útil de los componentes.
- La limpieza de la estructura se puede realizar con un trapo humedecido con agua, mientras que la tela donde reposa el paciente se lava una vez desmontada de la estructura.

- Llevar a cabo una revisión anual por un especialista, en la cual incluya la inspección de cada uno de los componentes de la camilla, con el objetivo de sustituir las piezas que puedan estar deterioradas o desgastadas por el uso.

# REFERENCIAS

- Arias, F. (2012) **El Proyecto de investigación. Introducción a la metodología científica**. 6ta Ed., Caracas, República Bolivariana de Venezuela: EPISTEME
- Budynas Richard G. y Nisbett J. Keith (2008). **Diseño en ingeniería mecánica de Shigley**. Resortes Mecánicos, Cap.10 pp. 502-511, Caracas, Editorial Mc Graw Hill.
- Budynas Richard G. y Nisbett J. Keith (2008). **Diseño en ingeniería mecánica de Shigley**. Engranajes: Descripción General, Cap.10 pp. 654-676, Caracas, Editorial Mc Graw Hill.
- Catálogo General SKF (2006). Selección del tipo de rodamientos, pp. 35-46. Publicación 6000 ES
- Catálogo General SKF (2006). Selección del tamaño del rodamiento, pp. 50-85. Publicación 6000 ES
- Catálogo General SKF (2006). Rodamientos rígidos de bolas, pp. 289-361. Publicación 6000 ES
- Crutchfield, G. (1954). **Skeletal traction in treatment of injuries to the cervical spine**. JAMA. 1954; Vol. 155, p.p. 29-32. doi:10.1001/jama.1954.03690190035010.
- Dambra, D. (2012). **Diseño de una camilla, mejoras en el traspaso del paciente**. Proyecto Profesional. Universidad de Palermo. Palermo, Argentina.
- Domínguez, J., Barrera J. y Jiménez J., Lesión Medular Aguda (2001), en: **Tratado de cuidados críticos y emergencias II**. Cap. 59 pp. 1801-1809. España: ARAN Ediciones, S.L. 2001. Consultado: 12 de octubre de 2016. Disponible en: <http://books.google.com/books/about/tratadodecuidadoscriticos-y-emergenc.html>
- Dox, I., Jhon, Melloni, G. Eisner & June, Melloni (2011) **Diccionario Médico**. Madrid, España: MARBÁN S.L.
- Gardner, E., D. Gray, R. O'Rahilly. (1979). Anatomía. 3ª Ed. Barcelona, España: SALVAT Editores.
- Kisner, C. y Colby, L. (2005). La columna vertebral, procedimiento de tracción, en: **Ejercicio terapéutico, fundamentos y técnicas**, cap. 16, pp. 467-476.

- España: Paidotribo. Consultado el 20 de mayo de 2016. Disponible en <http://www.books.google.com>Medical>Allied>
- Krivoy, A., Krivoy, J., Krivoy, M. (1993). **Estabilización cervical posterior con placas de Roy-Camille**. Reporte de un caso. Centro Medico, Vol. 38 N°3.
- López, J. (2010) **Atlas de Anatomía**. 2ª ed. Madrid, España: MARBÁN S.L.
- Martínez, José y Martínez, Jacobo (2006) Tracción Vertebral y Fisioterapia, En: **Tracción Vertebral y Fisioterapia**, Cap. 3, pp. 45-87, Madrid, España: ARAN Ediciones S.L. Consultado el 19 de octubre de 2016. Disponible en <http://books.google.com/books/about/Traccionvertebralyfisioterapia.html>
- Mosquera, T. **Trauma de Columna Cervical** (2002), en Sánchez, J. (Ed.) Libro Texto de Cirugía Sección II. Ecuador. Consultado: 19 de octubre de 2016. Disponible en: <http://www.medicosecuador.com/librosecng/index.html>.
- Netter, F. (2000) **Atlas de Anatomía Humana**. 2ª Ed. España: ELSEVIER.
- Ospina, J. (2013) Traumatismo **del Cuello**. Consultado el 16 de marzo de 2016. Disponible en: <http://www.nasajpg.com/publicaciones/traumatismo-de-cuello-pdf/>.
- Panero J., Zelnik M., **Las dimensiones humanas en los espacios interiores**. Hombre adulto Posiciones de trabajo, Parte 6, pp. 103-104 Ediciones G. Gili, S.A. de C.V., México, 1987.
- Prieto, M. (2011) **Fractura de la Columna Cervical**. Consultado: 19 de octubre de 2016. Disponible en: <http://www.authorstream.com/Presentation/radiologiamacarena-909422-fracturas-de-la-columna-cervical-carmenprieto>.
- Rodríguez, L., Miangolarra J., Valero R., Tracciones y Manipulaciones (1998), en Martínez, M., J. Pastor, F. Sendra (Eds). **Manual de Medicina Física**. Capítulo 4 pp.46-60, España: HARCOURT BRACE. Consultado el 26 de octubre de 2016. Disponible en: <http://www.imedir.udc.es/apurf/publicaciones/MedFis.html>.
- Salas, B., Robayo E., Martino L. (2015). **Diseño de un dispositivo de tracción cervical**. Revista Ingeniería UC, Vol. 22, No. 1, p.p. 91 – 98.
- Taylor A. (1929) Fracture dislocation of the cervical spine. Annals of surgery. September, Vol XC N°3, p.p. 321-340.
- Valdivia F., Martínez C. y Vallejo R. (2005). Traumatismo Raquimedular, En: Nogales, J., A. Donoso y R. Verdugo (Eds). **Tratado de Neurología Clínica**,

Cap. 36, pp. 307-318. Chile: UNIVERSITARIA, 2005. Consultado: 20 de mayo de 2016. Disponible en: [http://www.books.google.com/books/about/tratado\\_de\\_neurologia\\_clinica.html](http://www.books.google.com/books/about/tratado_de_neurologia_clinica.html).

Wang, K., Wang H., Den Z., Li Z., Zhan H., Niu W. (2017). **Cervical traction therapy with and without neck support: A finite element analysis.** Musculoskeletal Science and Practice Vol. 28, p.p. 1-9.

Zárraga A. (2014) **Diseño y construcción de una cama de tracción pélvico-cervical.** Trabajo especial de grado, Universidad de Carabobo, Carabobo, Venezuela.