

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
**UNIVERSIDAD
CATÓLICA**
DEL PERÚ

Diseño de adaptación y elaboración de un manual de procedimientos para transformar sillas de ruedas convencionales en sillas para pacientes con problemas neurológicos y escasos recursos económicos

Tesis para optar el Título de Ingeniero Mecánico,

que presenta el bachiller:

TORRES ROMAN MAX JULIO

ASESOR: ING. WALTER TUPIA

Lima, Noviembre del 2012

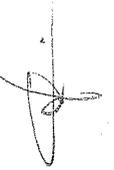
RESUMEN

La presente tesis consiste en el diseño del manual de adaptación de una silla de ruedas convencional a una silla de ruedas para pacientes con enfermedades neurológicas, teniendo en consideración la seguridad, comodidad, bajo costo económico de fabricación y el empleo de procesos con los cuales se pueda contar en cualquier taller mecánico.

Las modificaciones planteadas se distribuyen en tres sistemas: guía, respaldar, reposabrazos-base asiento; respecto al primer sistema se ensambla una estructura metálica en cada uno de los mangos conductores de la silla con la finalidad de aumentar la altura de conducción de la silla, en relación al sistema respaldar se acopla otra estructura metálica que permite la inclinación del respaldar y una sujeción para la nuca del paciente (niño), respecto al sistema reposabrazos se coloca una base metálica para el soporte y sujeción de las extremidades superiores del niño además de la posibilidad de la inserción de un par de correas para la sujeción de los pies.

El manual de adaptación contiene una secuencia de pasos de fabricación e instalación, así como los materiales de cada pieza, también indica el proceso de tapizado y el lugar de la aplicación; por tal motivo la silla adaptada cumple requisitos de funcionalidad, entre ellos figura la seguridad y ergonomía.

El costo estimado para la adaptación es de S/. 200, por lo tanto el costo de una silla nueva adaptada será de S/. 461(incluido el valor de la silla simple de S/. 261); el cual ya representa un ahorro total del 56 % del valor actual en el mercado médico (S/. 1040).



TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO MECÁNICO

TÍTULO : DISEÑO DE ADAPTACIÓN Y ELABORACIÓN DE UN MANUAL DE PROCEDIMIENTOS PARA TRANSFORMAR SILLAS DE RUEDAS CONVENCIONALES EN SILLAS PARA PACIENTES CON PROBLEMAS NEUROLÓGICOS Y ESCASOS RECURSOS ECONÓMICOS

ÁREA : Producción # 44

PROPUESTO POR : Mag. Ing. Walter M. Tupia Anticona

ASESOR : Mag. Ing. Walter M. Tupia Anticona

TESISTA : Torres Roman Max Julio

CÓDIGO : 20050415

FECHA : 09 de Mayo del 2011



DESCRIPCIÓN Y OBJETIVOS:

Gracias al trabajo de instituciones estatales y privadas la población de escasos recursos económicos, que padece de alguna discapacidad, puede recibir un tratamiento que le permita mejorar su calidad de vida. Sin embargo no siempre se puede brindar la ayuda adecuadamente, ya que estas instituciones subsisten con donaciones limitadas de dinero y de equipos; tal es el caso de las sillas de ruedas que reciben, las cuales son del tipo estándar y no todos los pacientes de acuerdo a su patología las pueden usar; en la actualidad no se cuenta con una suficiente cantidad de las llamadas sillas neurológicas necesarias para el cuidado de pacientes que sufren de parálisis cerebral y no controlan sus movimientos ni el reposo de sus extremidades. En estas condiciones no pueden usar las sillas estándar y frente al costo de una silla neurológica, que es de cinco a seis veces el de una convencional, es imposible para muchos sectores su adquisición en la cantidad requerida.

Por tal motivo se plantea como objetivo principal, adaptar las sillas de ruedas estándar a neurológicas y elaborar un manual con todas sus características funcionales, tomando en cuenta que deberá hacerse considerando la economía en la fabricación y el empleo de procesos con los que se pueda contar en cualquier taller metal mecánico pequeño; cabe mencionar que dicha adaptación tendrá como base a un diseño seguro y eficiente.

Una vez finalizado el proyecto, se espera contar con un prototipo funcional, el cual ha de ser realizado en el Laboratorio de Manufactura, asimismo presentar el manual sencillo de adaptación de la silla neurológica. De esta manera se podrá mitigar en gran parte las dificultades por las que pasan estas personas; tales como incomodidad e inseguridad integral esencialmente.





TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO MECÁNICO

DISEÑO DE ADAPTACIÓN Y ELABORACIÓN DE UN MANUAL DE
PROCEDIMIENTOS PARA TRANSFORMAR SILLAS DE RUEDAS
CONVENCIONALES EN SILLAS PARA PACIENTES CON PROBLEMAS
NEUROLÓGICOS Y ESCASOS RECURSOS ECONÓMICOS

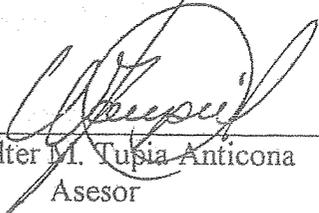
Introducción

1. Estado del Arte
2. Definición del Concepto Optimo de la Silla Neurológica
3. Diseño y Cálculo de los componentes de la adaptación de la Silla Convencional a la Neurológica.
4. Manual de Adaptación de la Silla Convencional a la Neurológica.
5. Consideraciones Finales

Bibliografía

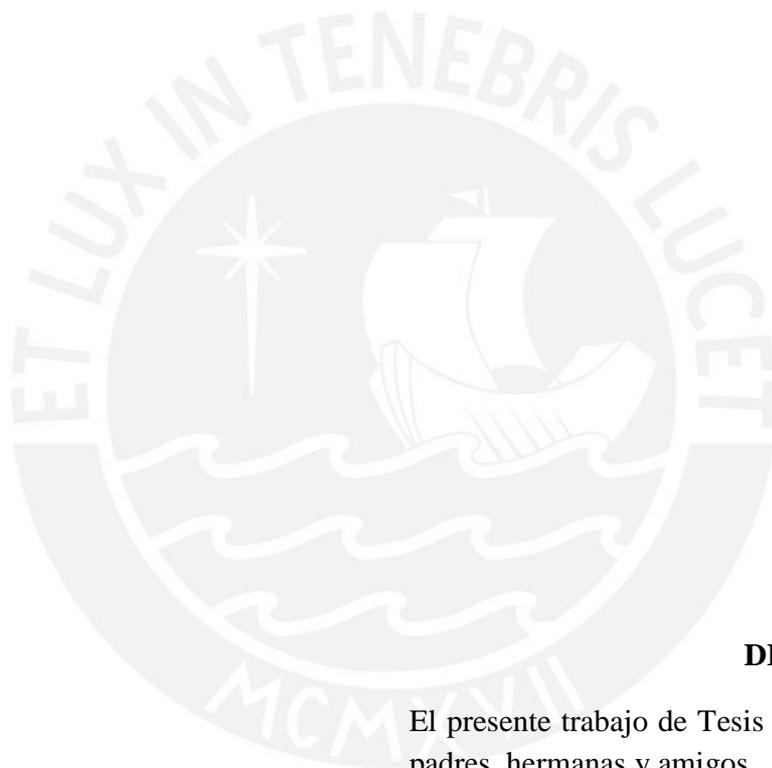
Anexos

Máximo: 100 páginas


Ing. Walter M. Tupia Anticona
Asesor




12/05/11
Dante Torres



DEDICATORIA

El presente trabajo de Tesis lo dedico a mis padres, hermanas y amigos.

Maximo, por todo el apoyo incondicional.

Blanca, por la entrega y dedicación durante toda mi carrera.

Pilar, Rosa y Blanca; por el esfuerzo, dedicación y apoyo brindado.

Roxana, por el apoyo entregado durante toda la carrera.



AGRADECIMIENTO

Al Ing. Walter Tupia por el apoyo en la realización de este trabajo y a todos los que hicieron posible este logro. GRACIAS....

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1: ESTADO DEL ARTE	4
1.1 REQUERIMIENTOS Y NECESIDADES DE PACIENTES CON ENFERMEDADES NEUROLÓGICAS	4
1.1.1 Tipos de Trastornos	4
1.1.1.1 Enfermedad de Parkinson	5
1.1.1.2 Tortícolis	5
1.1.1.3 Enfermedad de Wilson	6
1.1.1.4 Distonia	6
1.1.1.5 Disidencia Tardía	6
1.1.1.6 Atetosis, Corea y Balismo	7
1.1.1.7 Mioclonias	7
1.1.1.8 Atrofia Medular Espinal	8
1.1.1.9 Esclerosis Lateral Amiotrofica	8
1.1.1.10 Distrofia Musculares	9
1.2 ANÁLISIS Y CARACTERÍSTICAS DE LAS SILLAS NEUROLÓGICAS	9
1.2.1 Estado tecnológico de la silla neurológica	10
1.2.1.1 Soporte	10
1.2.2.2 Comodidad y Seguridad	11
1.2.2.3 Aporte a la rehabilitación de Paciente	11

1.3	FUNDAMENTO TEÓRICO DE LA ADAPTACIÓN DE LA SILLA DE RUEDAS CONVENCIONAL A LA SILLA NEUROLÓGICA	12
1.3.1	Silla de ruedas estándar	12
1.3.2	Silla de ruedas neurológica	12
1.3.3	Ventajas de la Adaptación	13
CAPITULO 2: DEFINICIÓN DEL CONCEPTO ÓPTIMO DE LA SILLA NEUROLÓGICA		14
2.1	Desarrollo del Diseño	14
2.1.1	Lista de Exigencias	15
2.1.2	Estructura de Funciones	16
2.1.3	Alternativas de Solución	18
2.1.4	Concepto de Solución Óptimo	21
CAPITULO 3: DISEÑO Y CÁLCULO		23
3.1	Sistema guía- Transporte	23
3.1.1.	Resistencia y rigidez del sistema guía	34
3.1.1.1	Movimiento Volteo de la silla de ruedas	35
3.1.1.2	Movimiento Avance de la silla de ruedas	47
3.1.2	Resistencia y rigidez del sistema-respaldar	59
3.1.2.1	Análisis del Perfil Horizontal	59
3.1.2.2	Análisis del Perfil Vertical(B)	65
3.1.3	Resistencia y rigidez de los Sistemas Reposabrazos-Base Asiento	66
3.2	Análisis de Costos	68

CAPITULO 4:	ELABORACIÓN DEL MANUAL DE ADAPTACIÓN DE LA SILA DE RUEDAS CONVENCIONALES A SILLA DE RUEDAS NEUROLÓGICA	71
4.1	Introducción del Manual	71
4.2	Ensamble General	72
4.3	Requisitos de Funcionalidad	72
4.4	Lista de Piezas	74
4.5	Equipos Requeridos	75
4.6	Ensamble de partes	76
	CONCLUSIONES	96
	RECOMENDACIONES	97
	OBSERVACIONES	98
	BIBLIOGRAFÍA	99

INTRODUCCIÓN

En el Perú existen instituciones que realizan una admirable labor social a favor de cientos de niños con discapacidad física y mental, ocasionada por anomalías neurológicas; pero dicha labor se ve mermada por la falta de equipos adecuados, tales como las sillas de ruedas neurológicas. Cabe precisar que instituciones extranjeras donan al año cientos de sillas de ruedas estándares, pero estas son inadecuadas para este tipo de pacientes ya que el diseño básico que poseen no permite brindar básicamente seguridad y confort para el paciente.

El costo de una silla neurológica es aproximadamente cuatro a cinco veces mayor que el costo de una silla estándar, razón por la cual es prácticamente imposible la adquisición de este tipo de sillas debido al bajo presupuesto con el que cuentan las instituciones que en algunos casos son privadas, aunque la mayoría son estatales; por tal motivo nace la necesidad de adaptar las sillas de ruedas estándar donadas a sillas de ruedas neurológicas bajo un proceso de ensamblaje y fabricación simple, pero teniendo como prioridad esencial la necesidad de brindar comodidad y seguridad integral al niño.

El diseño de adaptación a realizar tiene tres enfoques principales: el primero es la necesidad del paciente, el segundo es la ergonomía de trabajo del guía y por último la fabricación y ensamble. Se entiende como la necesidad del paciente la protección de sus extremidades de todos los posibles movimientos involuntarios que presente y el confort que debe sentir una vez instalado en la silla; para el caso del guía se considera un diseño que le permita conducir al paciente con una adecuada postura de trabajo; por último se plantea como condición de diseño que la fabricación y ensamble a realizar una vez terminado el proyecto pueda ser aplicado inclusive por personas sin instrucción técnica superior, pero con afición a la mecánica de taller, aunque sea de carácter empírico.

El impacto que tendrá el logro de este proyecto será netamente gratificante para todos los involucrados en éste, ya que de esta manera se podría apoyar a cientos de niños en todo el país, pues según el ICN (Instituto Nacional de Ciencias Neurológicas) alrededor del 50 % de todos los casos que atiende esta institución son causados por anomalías neurológicas (1995).

La presente tesis se divide en 5 capítulos esencialmente: el primer capítulo abarca la recopilación de toda la información concerniente a las principales anomalías neurológicas que involucran la necesidad de utilizar una silla neurológica además de la descripción de las sillas neurológicas ya existentes; el segundo capítulo abarca básicamente el elaboración del concepto del solución óptima para la silla neurológica; el tercer capítulo comprende el diseño y cálculo de todos los componentes de la adaptación planteada; en el cuarto capítulo se enfoca esencialmente la elaboración del manual de adaptación de la silla estándar a la silla neurológica; el quinto y último capítulo consiste en todas las conclusiones, recomendaciones y observaciones que se podrán elaborar una vez terminado el proyecto.

OBJETIVO PRINCIPAL:

- Adaptar las sillas de ruedas estándar a neurológicas y elaborar un manual con todas sus características funcionales

OBJETIVO SECUNDARIO:

- Adaptar la silla considerando la economía en la fabricación y el empleo de procesos con los que se pueda contar en cualquier taller metal mecánico pequeño.
- Adaptar la silla en base a un diseño seguro y eficiente.
- Mejorar la eficiencia respecto al transporte comodidad y seguridad del paciente, en función a los parámetros establecidos, los cuales son la fácil adaptación y el bajo costo de fabricación.

- Proporcionar una adecuada ergonomía de trabajo para el guía o terapeuta ocupacional que manipule la silla.
- Proporcionar al paciente una adecuada postura de estado permanente, el cual le permita relajación, tranquilidad emocional y descanso muscular.



CAPÍTULO 1

ESTADO DEL ARTE

1.1 Requerimientos y necesidades de pacientes con enfermedades Neurológicas

Una enfermedad neurológica es producida por alteraciones del Sistema Nervioso, pudiendo ésta ser de carácter estructural, bioquímico o eléctrico. Se pueden presentar en el cerebro, en la médula espinal o en los nervios que actúan como receptores o emisores. Asimismo, los síntomas característicos son: parálisis (total o parcial), debilidad muscular, pérdida de coordinación motriz, pérdida de sensaciones, confusión, alteración del sentido y por último pérdida del dolor. Los especialistas indican para este tipo de anomalías que las medidas a tomar son preventivas y correctivas; asimismo la última medida consiste en : cambios del estilo de vida, fisioterapia, neurorehabilitación, gerencia del dolor, medicación adecuada, medidas adoptadas por un Terapeuta Ocupacional y por último la decisión tomada por el neurocirujano. ((Misulis, Karl & Head, Thomas, 2008).

Actualmente la cantidad de personas afectadas por los desórdenes neurológicos y sus secuelas, es aproximadamente, según la OMS (Organización Mundial de la Salud), mil millones de personas en todo el mundo; sin embargo, lo más alarmante de esta cifra es que este grupo de personas es discriminado socialmente, lo cual ocasiona sufrimiento personal y retraso en la recuperación.

1.1.1 Tipos de Trastornos Neurológicos

Actualmente la medicina ha clasificado a los trastornos neurológicos según: descripción propia, fisiopatología, características clínicas, estudios de laboratorio, diagnóstico diferencial, tratamiento y curso clínico. Según las características mencionadas los

trastornos pueden ser del: Estado Mental, Movimiento, Crisis Epiléptica, Trastornos Vasculares, Dolor, Inmunitarios, Neuromusculares, Infecciones, Tumores, Trastornos Tóxicos y Metabólicos, Nutricionales, Endocrinos, Pares Craneales, Genéticos, Sueño, Desarrollo.

Cabe mencionar que los próximos subcapítulos abarcarán solo los trastornos que afecten básicamente al movimiento total o parcial de la persona:

1.1.1.1 Enfermedad de Parkinson

Es una enfermedad degenerativa que ocasiona principalmente temblor en el paciente e incoordinación de movimientos, la cual está acompañado de alteraciones en la forma de caminar del mismo. Se desconoce el elemento que origina la degeneración de las proyecciones nerviosas de la sustancia negra a los ganglios basales. Asimismo, se resalta que el temblor es la característica más común, pero este disminuye con movimientos deliberados y aumenta al momento de caminar. Al realizar dicha actividad presenta los siguientes síntomas: arrastre de pies, marcha con base sustentación estrecha, pasos cortos, disminución de balanceo de los brazos, festinación e incremento del tono muscular con rigidez y fenómeno de “rueda dentada”, en los miembros superiores e inferiores. Además, en la mayoría de casos los pacientes presentan la combinación de rigidez, bradiciencia, temblor en reposo y disminución de los efectos posturales. (Misulis, Karl & Head, Thomas, 2008).

1.1.1.2 Tortícolis

Trastorno que afecta a los músculos cervicales y se manifiesta con giro o inclinación de la cabeza. Se considera Idiopático, ya que afecta circuitos de los ganglios basales por las alteraciones que produce. Asimismo la característica más frecuente que presenta este trastorno es el giro del cuello, también presenta variantes como la inclinación hacia uno de los lados, espalda y la parte posterior; los músculos cervicales involucrados en dicha inclinación sufren una hipertrofia por la contracción que presentan. Los autores también indican que el diagnóstico clínico para este trastorno está compuesto por la postura alterada, aunque en muchos casos el diagnóstico se basa en una imagen de la columna

cervical. Además el tratamiento incluye medicamentos tales como anticolinérgicos, toxina botulínica, fármacos dopaminérgicos y por último se opta por la opción quirúrgica.

1.1.1.3 Enfermedad de Wilson

Este tipo de trastorno tiene como agente principal al metabolismo del cobre; ya que presenta alteración en su eliminación por medio de la unión a ceruloplasmina. La característica clínica está dada por alteraciones en la coordinación de movimientos; asimismo presenta disartria y temblor tanto en reposo, de forma intencional o postural. También presenta trastorno de comportamiento, tal como las alteraciones del estado de ánimo o deterioro cognitivo, psicosis o ya sea combinación entre ambos. En la mayoría de casos se presenta alteraciones esqueléticas, las cuales incluyen osteoporosis (Misulis, Karl & Head, Thomas, 2008).

1.1.1.4 Distonia

Principalmente presenta una característica básica, cual es la contracción sostenida de los músculos, de ahí parte la postura anómala que presentan, con frecuencia se presentan distonias primarias o idiopáticas, asimismo las secundarias presentes tienen como origen a diferentes traumatismos existentes. Además los pacientes presentan tanto en la cabeza como en los miembros superiores e inferiores una postura anómala con un giro presente, pero el paciente opta esta postura cuando el paciente se mueve, camina o escribe. Más aun al existir ausencia de parálisis, el análisis clínico solo se realiza a través de la postura anómala por contracción de los músculos (Misulis, Karl & Head, Thomas, 2008).

1.1.1.5 Discinesia Tardía

Presente en personas con modificación en la transmisión dopaminérgica correspondiente a los ganglios basales; también la presencia de neurolepticos en el sistema es la causa más frecuente. Asimismo, se tiene como principal característica al movimiento repentino de la boca y los miembros, lo que involucra intempestivos

movimientos de músculos y extremidades. Frente a un análisis clínico la presencia de discinesia comprueba la existencia de este trastorno (Misulis, Karl & Head, Thomas, 2008).

1.1.1.6 Atetosis, Corea y Balismo

De acuerdo (Misulis, Karl & Head, Thomas, 2008).Trastornos neurológicos que presentan movimientos involuntarios de extremidades uni o bilaterales, respecto al sistema inmunológico los ganglios basales sufren una lesión estructural o degenerativa.

- **Atetosis:** Presencia de movimientos involuntarios de retorcimiento pero lento.
- **Corea:** Presencia de movimientos en las extremidades y en los dedos pero estos aumentan de intensidad al paso del tiempo.
- **Balismo:** Presencia de movimientos involuntarios y violentos de las extremidades; por ende se debe tomar sumo cuidado ya que el paciente queda incapacitado parcialmente.

Para los tres trastornos es común observar la presencia de movimientos y giros rápidos de las extremidades, los cuadros con síntomas unilaterales son debidos normalmente a una lesión estructural existente (Misulis, Karl & Head, Thomas, 2008).

1.1.1.7 Mioclonias

Conjunto de movimientos leves de manera total o parcial del cuerpo originado por las alteraciones metabólicas como la insuficiencia hepática o renal.

Existen tres tipos principalmente (Misulis, Karl & Head, Thomas, 2008):

- **Mioclonias postanoxia:** Presencia de movimientos leves después de un episodio anóxico, tales como un paro respiratorio o cardiaco. Dichos movimientos se desarrollan en una secuencia de intervalos de tiempo variable.

- **Mioclónicas Esenciales:** Presencia de movimientos multifocales de sacudida sin mayor posibilidad de originar otro tipo de anomalías posteriores.
- **Mioclónicas Metabólicas:** Se pueden presentar dos tipos de mioclónicas, generalizada o multifocal, además si uno de los trastornos ya mencionados presenta insuficiencia hepática o renal, esto puede producir movimientos de sacudida rápida o lenta, o algún miembro puede perder súbitamente el tono muscular.

1.1.1.8 **Atrofia Muscular Espinal**

Es el trastorno neurológico más recurrente en niños, ya que presenta una incidencia de 1 cada 6000-9000 nacimientos. Cabe indicar que existen 4 tipos de categorías: I, II, III, IV (Misulis, Karl & Head, Thomas, 2008). Para este tipo de trastorno son fundamentales las medidas de sostén del niño, ya que es posible que puedan requerir del aprendizaje de habilidades adaptativas (Misulis, Karl & Head, Thomas, 2008).

1.1.1.9 **Esclerosis Lateral Amiotrófica**

Conocida como “Enfermedad de Lou Gehrig”; ya que es un trastorno prototipo de una enfermedad de la neurona motora (Misulis, Karl & Head, Thomas, 2008).

Como afirman Misulis y Head (2008), se desconoce la causa de la generación de las neuronas motoras, primera y segunda, pero principalmente el patrón clínico presente es la debilidad generalizada progresivo e indoloro; asimismo se detectan fasciculaciones y calambres musculares. También sufren alteraciones en las funciones motoras del tronco encefálico y la respiración.

El diagnóstico se basa fundamentalmente en el análisis de la combinación de la debilidad progresiva con fasciculaciones con los signos que manifiestan el daño a la primera neurona motora (Misulis, Karl & Head, Thomas, 2008).

1.1.1.10 Distrofias Musculares

Trastorno que origina debilidad progresiva por los cuadros de degeneración muscular que presenta; este tipo de trastorno es hereditario. La causa más común son los errores genéticos, ya que se debe a la falta de distrofina en el organismo (Misulis, Karl & Head, Thomas, 2008).

De acuerdo a Misulis y Head (2008), existen diferentes tipos de distrofias musculares:

- Distrofia Muscular de Duchenne: Presenta degeneración progresiva de los músculos, también existe presencia de debilidad, pseudohipertrofia de las pantorrillas; es decir que si el paciente estuviese en el suelo, este tendría que ayudarse con las manos.
- Distrofia Muscular Miotónica: Ocasiona la debilidad prominente en caso de los músculos distales.
- Distrofia de Cinturas: Presenta debilidad prominente en los brazos, las piernas, la cintura escapular o la pelvis.
- Distrofia Escapuloperoneal: Presenta debilidad prominente en los músculos escapulares, así como en la región del compartimiento tibial anterior de la de la pierna.

1.2 Análisis y características de las sillas neurológicas

Actualmente la tecnología médica ha desarrollado una silla especial para pacientes con enfermedades neurológicas, dicha silla llega a representar un costo de adquisición cinco veces mayor que el de la silla de ruedas convencional.

La silla en mención reúne todas las soluciones a las deficiencias que presenta una silla de ruedas convencional, ya que representa una serie de adaptaciones las cuales permiten al paciente poder transportarse con seguridad y comodidad. Gran parte de estas adaptaciones cubren necesidades básicas y responden a solicitudes de confort por parte de todos los pacientes, especialmente los niños.

1.2.1 Estado tecnológico de la silla neurológica

El mercado médico ha evolucionado respecto al diseño de este tipo de sillas, dichos prototipos son accionados de forma mecánica y eléctrica.

El anexo 1, detalla las diferentes variantes de la silla neurológica desde su concepción propia hasta el beneficio que representa, además de las características funcionales de la silla neurológica.

1.2.1.1 Soporte

La mayoría de las sillas neurológicas existentes en el mercado presentan una estructura funcional de soporte, la cual está distribuida en tres subsistemas:

- Soporte Tórax-Abdomen
- Soporte Extremidades Superiores e Inferiores
- Soporte Craneal

Los soportes mencionados presentan características de forma y diseño, entre las principales tenemos:

- Presencia de un par de reposabrazos, el cual es desmontable y regulable.
- Presencia de un par de reposapiés, el cual es desmontable y con posibilidad de elevarse según criterio.
- Presencia de un soporte craneal acolchonado y desmontable.
- Presencia de una quinta rueda, la cual brinda equilibrio y mayor estabilidad para la persona guía.
- Presencia de un soporte lumbar plegable.

1.2.1.2 Comodidad y Seguridad:

Respecto a la comodidad y seguridad, es necesario hacer mención que estas sillas fueron diseñadas para aportar confort y al mismo tiempo seguridad mientras el paciente desarrolla sus actividades diarias. La comodidad se consigue esencialmente teniendo en cuenta la superficie exterior de todos los accesorios presentes; ahora bien esta superficie va desde el acolchonamiento propio hasta el aporte de material adicional para hacer posible la relajación del paciente.

1.2.1.3 Aporte a la rehabilitación del Paciente:

La rehabilitación para este tipo de casos es fundamental la utilización de una adecuada silla, ya que es necesario que pueda cubrir necesidades que ayuden al paciente a adaptarse a sus limitaciones personales y domésticas, asimismo tratar de potenciar las capacidades funcionales existentes.

La silla descrita forma parte de la terapia de sostén, la cual es adecuada para los trastornos mencionados; ya que dicha terapia tiene como visión restablecer la función física del paciente, además de aumentar la movilidad articular perdida y fortalecer la musculatura, con lo cual se mejorará la coordinación y la resistencia del mismo (Alcántara, Serafina & Hernández, Miguel & Ortega, Eugenia & Del Valle, María, 2003).

De acuerdo a Serafina Alcántara y colaboradores (2003), los accesorios presentes en la silla deben alcanzar un balance muscular, balance articular y un balance funcional; ya que de esta manera se puede llegar a cubrir las deficiencias musculares y su grado evolutivo, además deben impedir la presencia de una escoliosis por mala postura de la columna vertebral, y por último debe poder evitar el daño autogenerado al guía.

Se consideran principalmente a la cadera, cuello, brazos, tronco, pies y abdomen, como puntos de interacción entre la silla y una adecuada rehabilitación; ya que dichos puntos son parámetros a considerar para el grado de relajación que presenta el paciente. Dicha consideración parte del concepto desarrollado a lo largo de los años por la medicina, el

cual indica que los pacientes, en especial niños presentan perturbaciones en su tranquilidad emocional y corporal debido a una inadecuada postura. Motivo por el cual nace en ellos la desesperación y de esta manera se generan golpes autoprovocados e inclusive dirigidos hacia otras personas (Alcántara, Serafina & Hernández, Miguel & Ortega, Eugenia & Del Valle, María, 2003).

1.3 Fundamento teórico de la adaptación de la silla de ruedas convencional a la silla neurológica

1.3.1 Silla de ruedas estándar

El diseño de la silla de ruedas estándar está dirigido a personas con discapacidad del aparato locomotor; además su estructura básica está compuesta por:

- Asiento
- Respaldar
- Reposapiés
- Reposabrazos
- Resposapiernas
- Ruedas delanteras giratorias y traseras propulsoras.

1.3.2 Silla de ruedas neurológica

A diferencia de la silla de ruedas estándar, la silla neurológica cubre las necesidades expuestas en el primer subcapítulo, por medio de adaptaciones realizadas en el respaldar, reposapiés, reposabrazos, reposapiernas, y la adición de un respaldo craneal.

- Respaldar: Presenta modificaciones necesarias para permitir la sujeción de tórax y abdomen; además dicha superficie debe ser lo más cómoda posible cuando entre en interacción con el paciente.

- Reposapiés: Presenta adaptaciones pequeñas y sencillas de realizarlas para la sujeción de los pies, de esta manera se bloquea posibles golpes o movimientos intempestivos fuertes.
- Reposabrazos: Presenta modificaciones respecto a sus funciones de diseño, ya que estos deben impedir la deposición de los brazos y los movimientos intempestivos bruscos que se puedan suscitar.
- Reposapiernas: A diferencia de la silla de ruedas convencional, este dispositivo no solo controla el movimiento retroactivo de las piernas, sino también movimientos bruscos o inflexivos hacia el interior o exterior de la silla.
- Respaldo craneal: Aditivo primordial de la silla neurológica ya que representa el medio de sostén de la nuca del paciente; cabe mencionar que el respaldar presenta la rigidez necesaria para poder sostener el cráneo, además la superficie del soporte tiene un acolchonamiento doble o se encuentra forrado por una esponja relajadora y aliviadora de tensiones.

1.3.3 Ventajas de la Adaptación

- A partir de las páginas de venta de sillas de ruedas consultadas, se concluyó que la ventaja principal de la silla adaptada respecto de una silla neurológica promedio es el parámetro económico; ya que el costo promedio en el mercado médico es de \$400 y el de una silla de ruedas estándar es de \$100; razón por la cual la adaptación representa un ahorro considerable de dinero e inversión, más aun teniendo en cuenta que dicha adaptación se realizará con recursos de bajo costo de adquisición.
- La segunda ventaja de la adaptación de la silla, es que ésta se realizará sin presentar modificaciones en la estructura base; lo que significa que los accesorios a acoplarse tanto en los reposabrazos y reposapiés, partirán del soporte base de estructura; además el respaldar servirá como soporte del sostén craneal a ensamblar, asimismo los mangos guías serán los correspondientes soportes del accesorio guía mejorado.

CAPÍTULO 2

DEFINICIÓN DEL CONCEPTO ÓPTIMO DE LA SILLA NEUROLÓGICA

2.1 Desarrollo del diseño

El diseño de las adaptaciones se desarrolló según la norma VDI 221, asimismo es necesario indicar que se tiene como matriz la silla de ruedas para niños, la cual se observa a continuación.



Figura 2.1 Silla de ruedas para infantes.
Muestra base en el laboratorio de Manufactura PUCP

Se aprovechará la estructura básica de la silla, lo cual incluye agujeros, resaltes, etc. Cabe mencionar que estos parámetros vienen a formar parte de las restricciones del diseño ya que no se puede cambiar la estructura básica de la silla por ser una consideración planteada inicialmente; por lo tanto se definen restricciones de diseño que se plantean como deseo o exigencia, según sea el caso.

2.1.1 Lista de exigencias (ver anexo 2)

Se plantea una lista de diferentes y diversas exigencias que debe cumplir la silla de ruedas neurológica a diseñar; dichas exigencias se encuentran agrupadas bajo una serie de funciones, a continuación se detallaran las más resaltantes:

- La función principal

Ineludiblemente la función principal del diseño es proporcionar al niño con enfermedades neurológicas la comodidad, seguridad y la relajación necesaria.

- Fuerzas Aplicadas

La fuerza que aplicará la persona que fabrique algún accesorio para la comodidad del paciente, deberá ser mínima y posible de ser ejercida por una dama o un menor.

- Seguridad

La seguridad es un factor esencial, razón por la cual se considera que la silla neurológica deberá brindar al paciente total seguridad; lo que implica que todos accesorios incorporados deben representar para el paciente la seguridad máxima y confiabilidad requerida para hacer uso de las funciones propias de la silla. Lo cual significa que ante un posible suceso como el movimiento involuntario de alguna extremidad, los accesorios deberán estar en capacidad de controlarlo eficientemente, de esta manera evitar un posible daño autogenerado o hacia la enfermera guía.

- Adaptabilidad

Como una de las funciones principales es la adaptabilidad de la silla, se propone que la silla debe ser capaz de poder adaptarse a la posición que desee el paciente, pero siempre con la supervisión de Terapeuta Ocupacional.

- **Fabricación**

Otra función importante es la fabricación, por ende la silla neurológica debe poder fabricarse bajo un manual simple de instalación. Además la fabricación debe estar conformada por procesos estándar y accesibles para los trabajadores que poseen conocimientos básicos de fabricación.

- **Costos**

El factor dinero es muy importante por lo tanto se plantea que los costos de fabricación, incluido los materiales deberán ser los más bajos posibles.

2.1.2 Estructura de Funciones

A partir de las necesidades expuestas en el primer capítulo, se plantean una secuencia de funciones que debe satisfacer la silla neurológica, se plantean 5 modelos posibles de estructuras; las descripciones respectivas a cada modelo se detallan en los anexos 3,4,5, y 6 respectivamente, a continuación se detallará la estructura de funciones seleccionada.

Quinto Modelo (Anexo 7)

El quinto y último modelo plantea una estructura de funciones que engloba a la mayoría de exigencias estipuladas en la parte inicial del capítulo 2, ya que se detalla y ordena cada función de una manera periódica y simplificada, pero sin dejar de lado la seguridad y comodidad del paciente y del guía.

1. **Sujetar cuerpo del paciente manualmente.**

La sujeción integral del paciente es la primera función a considerar para este modelo, cabe indicar que esta sujeción viene acompañada de una adecuada inserción del paciente en la silla, para su posterior sujeción manual del paciente en la silla, más aun es necesario mencionar que los accesorios no deben obstruir tanto la inserción inicial como la sujeción posterior.

2. Posicionar al paciente en la silla.

Agrupa simultáneamente dos funciones acomodar y sujetar, ya que es posible que mientras se sujete tantos los miembros inferiores y exteriores o la cabeza, también se tome en cuenta la comodidad integral del paciente.

3. Sujetar el cuello del paciente.

Representa la sujeción de cuello y de nuca, sin causar incomodidad en los músculos de la cabeza.

4. Comodidad al paciente y al guía

Proporcionar relajación al paciente, cabe mencionar que dentro de esta función se encuentra intrínsecamente la protección al paciente al paciente y el aislamiento de sus miembros de la silla y del guía; asimismo alcanzar la ergonomía de trabajo para el guía.

5. Sujetar tórax.

La sujeción del tórax es importante y fundamental ya que imposibilita repentinos movimientos autogenerados en la parte central del cuerpo, los cuales puedan poner en riesgo la seguridad del paciente, ya que se puede caer o resbalar sobre la silla.

6. Modificar con facilidad cada accesorio acoplado.

La modificación de cada accesorio deberá realizarse en lapso de tiempo relativamente corto, ya que la adición o sustracción de componente o piezas de cada accesorio debe ser de fácil ubicación y acoplamiento.

7. Sujetar Abdomen.

8. Transportar paciente y observar permanentemente.

9. Deponer la silla manualmente.

2.1.3 Alternativas de Solución

Las alternativas de solución se bosquejan a partir de una estructura básica de la silla de ruedas para un infante, razón por la cual a partir de una matriz morfológica (ver anexo 8), se desarrollaron 3 diferentes alternativas de solución para la adaptación de la silla; cada una de las alternativas toma a consideración tres subsistemas como:

- Soporte Tórax-Abdomen
- Soporte Extremidades Superiores
- Soporte Craneal

Primera Alternativa de Solución

Esta adaptación esta descrita de la siguiente manera; el marco del respaldar de la silla contiene agujeros los cuales serán aprovechados como soporte de los ganchos sujetadores de tórax y abdomen; además servirán como base entre el soporte del cuello y el respaldar, dicha base servirá como anclaje de dos resortes ubicados en los extremos, con el fin de permitir el giro del respaldar; cabe precisar que el giro también se debe gracias a una bisagra ubicada en la parte inferior de los soportes.

Los mangos guías servirán como base del soporte de la barra posicionadora, para que el guía pueda colocar los manubrios en cualquiera de los agujeros, según sea la comodidad de trabajo; esta variación la realiza de la siguiente manera; primero coloca los mangos guía en cualquiera de los agujeros, pero equidistantes uno del otro y también respecto a los mangos guías iniciales, una vez insertados coloca el pin que le servirá como soporte de seguridad.

Los reposabrazos deben poseer a lo largo de su superficie acolchonamiento; cabe indicar que la peculiaridad de estos reposabrazos es que se ensambla una plancha con unos sujetadores, que estarán unidos por 4 tornillos, además la plancha ensamblada posee dos parches con superficie “Velcro”, para que se peguen con una correa-elástica, la cual rodeará el brazo del paciente.

Para el caso del reposa pies, se ensamblan un par de acoples simples, razón por la cual se aprovechará el pin de unión para sujetar una plancha, la cual tendrá una superficie “Velcro”; dicha superficie servirá como base de unión de una correa-elástica y la otra superficie “Velcro”, que se encontrará en la banda de unión de los soportes de las extremidades inferiores.

Cabe señalar que toda la superficie tanto lumbar como cervical se encontrará acolchonada con un material de espesor considerable, pero con la condición de ser deformable, para la comodidad del paciente. Las correas que se colocaran al tórax y abdomen se ensamblarán aprovechando los agujeros del respaldo.

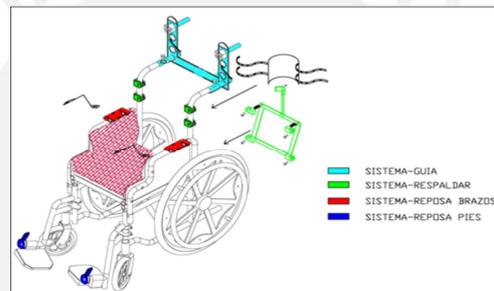


Figura 2.2 Estructura básica de la silla- primera alternativa de solución

Segunda Alternativa de Solución

El Sistema II contiene un sistema de regulación de los manubrios; a diferencia del primer sistema, en este caso cada manubrio a ensamblar posee dos agujeros en los cuales se colocan dos pines una vez insertado en los agujeros; el sistema de ensamble del respaldo del cuello es idéntico al explicado en el primer sistema.

Los Reposabrazos, deben poseer recubrimiento a lo largo de su superficie, también se ensambla una plancha en la cual se colocará un bisagra pequeña para sostener y girar una placa semicircular, la cual estará también sujeta a la plancha por medio de un resorte, el cual amortiguará la fuerza que sea necesaria para proteger de la caída del brazo o un golpe intempestivo.

Cabe señalar que toda la superficie tanto lumbar como cervical se encontrará acolchonada con un material de espesor considerable, pero con la condición de ser deformable, para la comodidad del paciente. Las correas que se colocarán al tórax y abdomen se ensamblarán aprovechando los soportes insertados en el respaldar.

En el caso del reposa pies se ensambla una placa, la cual posee dos superficies “Velcro” una a cada lado; dicha superficie servirá como base de unión de una correa-elástica y la otra superficie “Velcro”, la cual se encontrará en la banda de unión de los soportes de las extremidades inferiores. Existe otra posibilidad de unión la cual es entre las dos placas, de esta manera se sujeta parcialmente los pies del paciente.

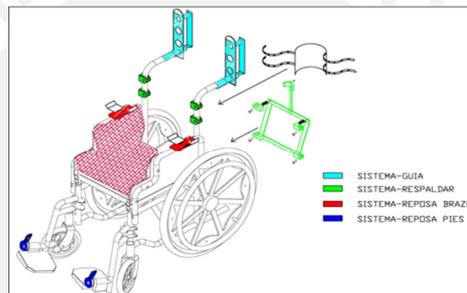


Figura 2.3 Estructura básica de la silla-segunda alternativa de solución

Tercera Alternativa de Solución

En este tipo de adaptación, el respaldar de la silla tendrá la posibilidad de giro gracias las articulaciones que poseen los extremos de cada soporte base; dichas articulaciones se desplazarán sobre una guía que se encuentra unida al soporte de la base. Por lo tanto el soporte podrá girar sobre la guía permitiendo al paciente reclinarse hasta la tensión máxima del resorte acoplado a la estructura base inferior, el marco del nuevo respaldar es idéntico al primer sistema; ya que contiene agujeros los cuales serán aprovechados como soporte de los ganchos sujetadores de tórax y abdomen, además servirán como base entre el soporte del cuello y el respaldar.

Los mangos guías servirán como base del soporte de la barra posicionadora, para que el guía pueda colocar los manubrios en cualquiera de los agujeros y pueda desplazar la silla en cualquier dirección, dicha innovación se realiza de la siguiente manera; la barra que contiene los agujeros se encuentra insertado en los mangos guías mencionados

anteriormente, pero a su vez el movimiento de traslación entre la barra y los mangos se encuentra restringido por la fricción que existe entre una bocina de jebe con los mangos y la superficie interior de la barra, por lo tanto es posible el movimiento de la silla.

Al igual que el Sistema I, los reposabrazos deben poseer a lo largo de su superficie un acolchonamiento especial; cabe indicar que la peculiaridad de estos reposabrazos es que se ensambla una plancha con unos sujetadores, que estarán unidos por 4 tornillos, además la plancha ensamblada posee dos parches con superficie “Velcro”, para que se peguen con una correa-elástica, la cual rodeará el brazo del paciente.

En el caso del reposa pies, se ensamblan con acoples simples, razón por la cual se aprovechará el pin de unión para sujetar una plancha, la cual tendrá una superficie “Velcro”; dicha superficie servirá como base de unión de una correa-elástica y la otra superficie “Velcro”, que se encontrará en la banda de unión de los soportes de las extremidades inferiores.

Cabe señalar que toda la superficie tanto lumbar como cervical se encontrará acolchonada con un material de espesor considerable, pero con la condición de ser deformable para la comodidad del paciente. Las correas que se colocarán al tórax y abdomen se ensamblarán aprovechando los agujeros del respaldo.

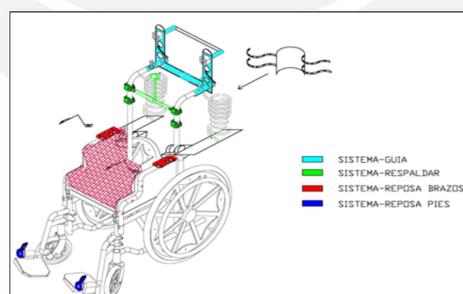


Figura 2.4 Estructura básica de la silla-tercera alternativa de solución

2.1.4 Concepto de solución óptima:

La solución óptima se subdivide básicamente en dos subsistemas, el primer subsistema es el sistema guía; el segundo, consiste en el soporte de todas la extremidades.

El sistema guía consiste en el acople de un nuevo sistema de manubrios por medio de los agujeros existentes en la silla.

El sistema de soporte de las extremidades está conformado por tres partes principales: el soporte del conjunto tórax/cuello, asiento y extremidades superiores e inferiores; el primero consiste en la adaptación de una estructura compuesta por perfiles horizontales que sirven de base para sostener a otra estructura que sostendrá la espalda del niño, ya que esta estructura estará forrada, acolchonada y con una inclinación la cual sirve para reclinar la espalda del niño y el soporte craneal que incluye; respecto al asiento se coloca una plancha metálica que estará acolchonada lo suficiente para generar mayor confort de asentamiento de la estructura ósea de la base de la columna vertebral. El soporte de los brazos está insertado en la superficie “Velcro” de una placa que fue acoplada al reposa-brazos de la silla. Cabe indicar que el soporte de las piernas funcionará con el sistema “Velcro” en tres puntos equidistantes, uno estará en el soporte de la unión de las extremidades del paciente (para evitar que se deslice por la silla y el otro par se encuentran en dos correas acolchonadas que se engancharan en la base del soporte de los pies.

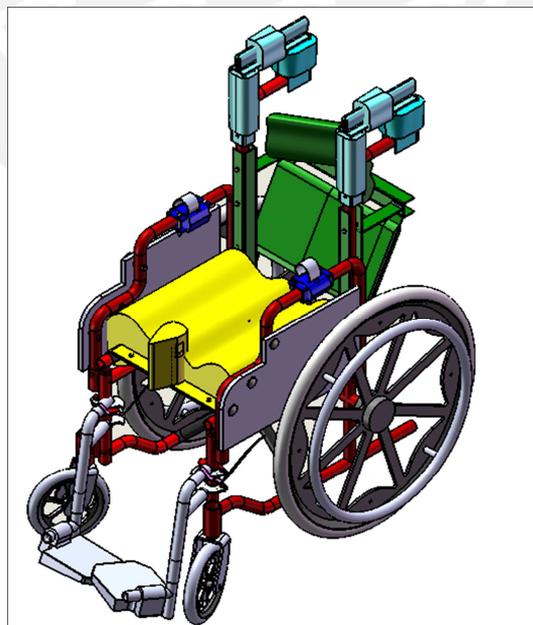


Figura 2.5 Estructura de la silla de ruedas (Solución Óptima)

CAPITULO 3 DISEÑO Y CÁLCULO

3.1 Sistema guía- Transporte

En el análisis y posterior cálculo del sistema guía- transporte se tiene en consideración dos posibles situaciones: la primera resulta ser el desplazamiento común de la silla siendo empujada por una persona; teniendo en consideración que ésta se desplaza a velocidad constante (5 km/h) y la segunda es actuando en una situación de volteo.

CASO 1 Silla empujada por un guía a velocidad constante

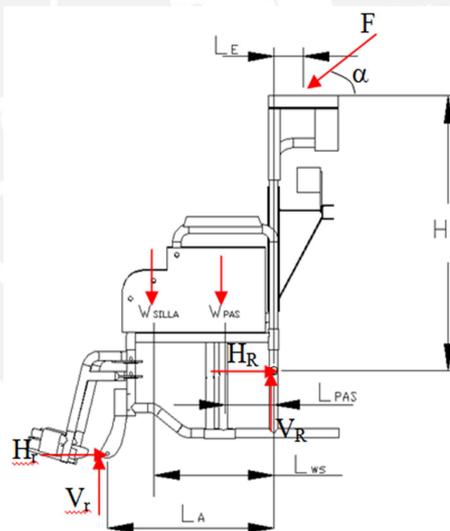


Figura 3.1 Diagrama de cuerpo libre-estructura de la silla de ruedas/ libre de ruedas

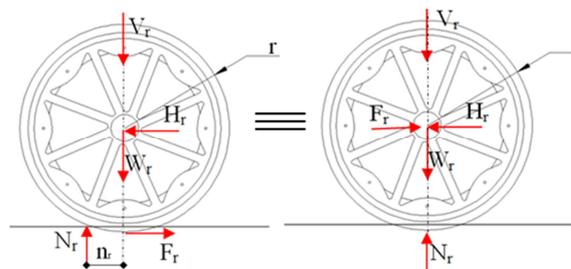


Figura 3.2 Diagrama de cuerpo libre de la rueda pequeña/ Diagrama de cuerpo libre equivalente

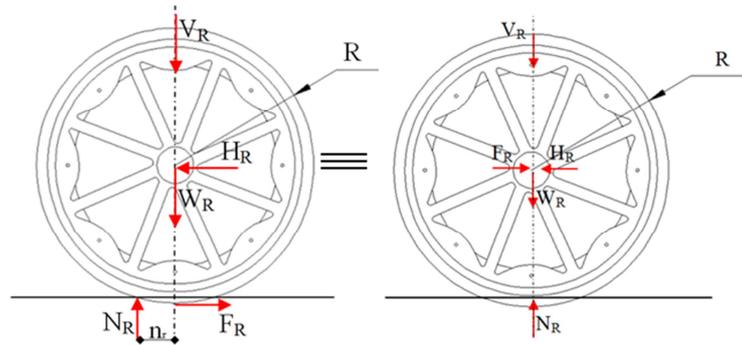


Figura 3.3 Diagrama de cuerpo libre de la rueda grande/ Diagrama de cuerpo libre equivalente

Para ambos casos se considera la teoría de resistencia a la rodadura en cuerpos reales (deformables), para lo cual el parámetro “nr” es la distancia mínima desde el eje de la rueda hacia el extremo del segmento generatriz originado del hundimiento del material de la rueda sobre la superficie; dicha respuesta corresponde a las histéresis que presentan los cuerpos deformables. Para los posteriores cálculos se considera en análisis los DCL equivalentes de las ruedas grande y pequeña, para la simplificación de los cálculos y posterior análisis con el modelo matemático planteado para el cálculo de la fuerza de resistencia a la rodadura indicado en artículo denominado “Whellchair tire rolling resistance and fatigue” (KAUZLARICH & THACKER, 1985); por lo tanto :

$$\sum M_{\text{centro}} = 0 \quad \rightarrow \quad N_R * n_r = F_R * R \quad \wedge \quad N_r * n_r = F_r * r$$

Cálculo de reacciones:

Datos:

F_e = Fuerza de Empuje (N)

α = Ángulo de inclinación (posición de trabajo ergonómica) $\rightarrow \alpha = 64.1^\circ$

W_{silla} = Peso de la silla $\rightarrow W_{\text{silla}} = 210\text{N}$

W_{pas} = Peso del niño $\rightarrow W_{\text{pas}} = 450\text{N}$

W_R = Peso de la rueda grande $\rightarrow W_R = 231\text{N}$

W_r =Peso de la ruda pequeña	→	$W_r=12N$
R = Radio de la rueda grande	→	$R=265 \text{ mm}$
R' =Radio de curvatura de la rueda grande	→	$R'=15 \text{ mm}$
H_r =Reacción horizontal rueda pequeña (N)		
V_r =Reacción vertical rueda pequeña(N)		
N_r =Reacción normal vertical rueda pequeña(N)		
r = Radio de la rueda pequeña	→	$r=81 \text{ mm}$
r' = Radio de curvatura de la rueda pequeña	→	$r'=12 \text{ mm}$
F_r =Fuerza de resistencia a la rodadura(N)		
H_R =Reacción horizontal grande(N)		
V_R =Reacción vertical grande(N)		
N_R =Reacción normal vertical rueda pequeña(N)		
F_R =Fuerza de resistencia a la rodadura(N)		
L_{pas} =Distancia al centro de gravedad del paciente.	→	$L_{pas}=50 \text{ mm}$
L_{ws} = Distancia al centro de gravedad de la silla	→	$L_{ws}=182.5 \text{ mm}$
L_t =Distancia entre centro de ruedas	→	$L_t= 377.3 \text{ mm}$
L_E =Distancia horizontal entre la fuerza de empuje y el centro de análisis	→	$L_E=167 \text{ mm}$
H_E =Distancia vertical entre el punto de aplicación de la fuerza de empuje y el centro de análisis.	→	$H_E=663.11 \text{ mm}$
O_r = Centro de análisis		

Aplicando el principio de equilibrio estático en cada eje respectivamente:

Rueda Grande

$$\sum F_x = 0 \quad \rightarrow \quad H_R - F_R = 0 \quad (1)$$

$$\sum F_y = 0 \quad \rightarrow \quad N_R - V_R - W_R = 0 \quad (2)$$

Despejando (1) y (2)

$$H_R = F_R \quad (3)$$

$$N_R = V_R + W_R = 0 \quad (4)$$

Rueda Pequeña

$$\sum F_x = 0 \quad \rightarrow \quad H_r - F_r = 0 \quad (5)$$

$$\sum F_y = 0 \quad \rightarrow \quad N_r - V_r - W_r = 0 \quad (6)$$

Despejando (5) y (6)

$$H_r = F_r \quad (7)$$

$$N_r = V_r + W_r = 0 \quad (8)$$

Estructura Silla Ruedas

$$\sum F_x = 0 \quad \rightarrow \quad F \cos(\alpha) - H_R - H_r = 0 \quad (9)$$

$$\sum F_y = 0 \quad \rightarrow \quad V_R + V_r - W_{pas} - W_{silla} - F_e \sin(\alpha) = 0 \quad (10)$$

$$\sum M_o = 0$$

$$V_r * L_r + F_e \text{sen}(\alpha e * L_E - H_r * (R - r) - \frac{W_{PAS}}{2} * L_{pas} - \frac{W_{silla}}{2} * L_{ws} - F_E \text{cos}(\alpha) * H_E = 0 \quad (11)$$

Reemplazando (3), (4), (7), (8) en (9), (10) y (11) y despejando:

$$F \text{cos}(\alpha) = F_R + F_r \quad (12)$$

$$F \text{sen}(\alpha) + 0.5 * (W_{pas} + W_{silla}) + W_R + W_r = N_R + N_r \quad (13)$$

$$0.5 * (W_{pas} * L_{pas} + W_{silla} * L_{ws}) + F_E (\text{cos}(\alpha) * H_E - \text{sen}(\alpha) * L_E) = N_r * L_r + W_r * L_r \quad (14)$$

Estado de Reposo - Condiciones

$$F_e = 0 \quad \wedge \quad F_R = 0 \quad \wedge \quad F_r = 0$$

En (13) y (14), hallando N_R y N_r

$$N_r = \frac{1}{2L_r} * (W_{pas} * L_{pas} + W_{silla} * L_{ws}) + W_r \quad \rightarrow \quad N_r = 102.54 \text{ N}$$

$$N_R = \frac{1}{2} * (W_{pas} + W_{silla}) + W_R + W_r - N_r \quad \rightarrow \quad N_R = 337.46 \text{ N}$$

Estado Velocidad Constante

$$\text{Ecuaciones: (12), (13) y (14)} \quad \rightarrow \quad \text{Incógnitas: } F_E, N_r, F_r, N_R, F_R$$

Tomando en consideración las ecuaciones de la estática es imposible determinar las incógnitas requeridas, por tanto del artículo denominado “Whellchair tire rolling resistance and fatigue” (KAUZLARICH & THACKER, 1985).

Fuerza de Resistencia al movimiento:

$$F = 2.5 * \alpha_s * \frac{3}{16} * \frac{P^{\frac{4}{3}}}{R} * m * \left[\frac{3}{2} * \frac{R * R'}{R + R'} * \frac{(1 - v^2)}{E} \right]^{\frac{1}{3}} \quad (15)$$

Donde ν y G son las constantes de Poisson y módulo de Young del material de la llanta respectivamente, en nuestro caso para las llantas hechas de caucho:

$$\nu = 0,499 \tag{16}$$

$$G = 8.25 \text{ Mpa} \tag{17}$$

La constante “m” es calculada basándose en la teoría de Hertz donde el factor de geometría de la rueda es:

$$\psi = \frac{R - R'}{R + R'} \tag{18}$$

Dónde:

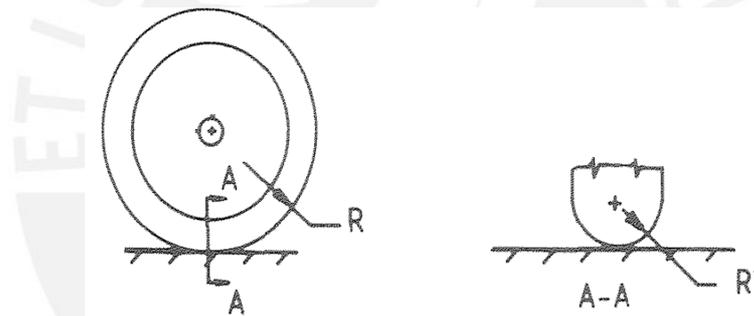


Figura 3.4 Radio de curvatura interior- Rueda

Ajustando de manera polinómica la ecuación de Hertz:

$$m = 1.00068 - 0.82769\psi + 24.60152\psi^2 - 126.4116\psi^3 + 29.5357\psi^4 - 307.32116\psi^5 + 122.85733\psi^6 \tag{19}$$

Para:

$$0 \leq \psi \leq 0.94$$

Para determinar el factor de pérdidas por esfuerzo cortante primero se analiza la deformación de la llanta en la zona de contacto con el piso.

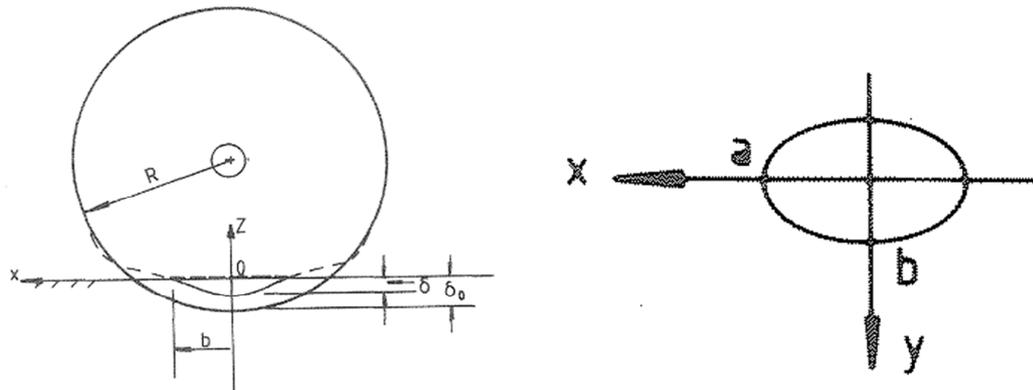


Figura 3.5 Eclipse de contacto

Donde “a” y “b” se determinan de las ecuaciones (20) y (21).

$$a = m * \left[\frac{3}{2} * P * \frac{R * R'}{R + R'} * \frac{(1 - \nu^2)}{E} \right]^{\frac{1}{3}} \quad (20)$$

$$b = n * \left[\frac{3}{2} * P * \frac{R * R'}{R + R'} * \frac{(1 - \nu^2)}{E} \right]^{\frac{1}{3}} \quad (21)$$

Donde “n” se determina a partir del ajuste polinomio de la ec.(22)

$$n = 1.00297 - 0.76840 * \Psi + 0.6899 * \Psi^2 + 0.56492 * \Psi^3 \quad (22)$$

El valor del esfuerzo cortante máximo τ_0 se determina a partir de la ec. (23)

$$\tau_0 = F_{1(\frac{b}{a})} * \frac{3P}{4 * \pi * a * b} \quad (23)$$

Donde:
$$F_{1(\frac{b}{a})} = 0.50169 - 0.03725 * \left(\frac{b}{a}\right) - 0.03811 \left(\frac{b}{a}\right)^2 \quad (24)$$

Con el valor de τ_0 se puede determinar con ayuda de la figura 3.6 el valor de α_s ; por lo que ya es posible determinar el valor de la fuerza de resistencia a la rodadura “F” de la ec. (15).

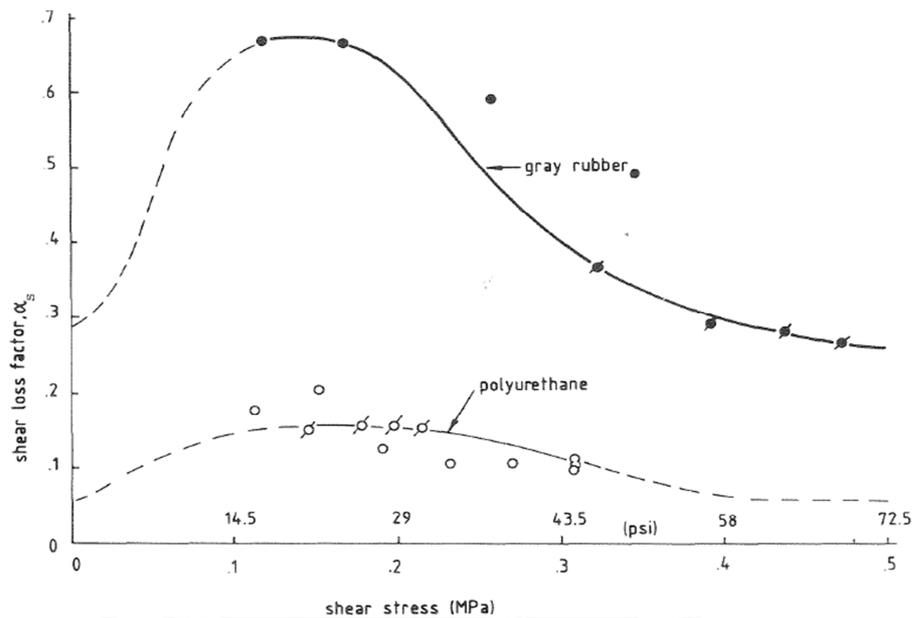


Figura 3.6 Curva α_s vs τ_0

Como se muestra en la descripción de las ecuaciones de la (15) a la (24) las figuras de resistencia a la rodadura son:

$$F_R = F_{\alpha_s(N_R)} \tag{25}$$

$$F_T = F_{\alpha_s(N_T)} \tag{26}$$

Por lo tanto con la ayuda de las ec. (22) y (23) se puede determinar todas las incógnitas de las ec. (12) a la (14).

Debido al sistema no lineal que conforman las ecuaciones, es necesario iterar para poder hallar las incógnitas para esto se determina el ajuste polinómico de sexto grado para $\tau_0 \geq 0.15$ según la ec.(19).

En la figura 3.7 se muestra el diagrama de flujo para realizar la iteración.

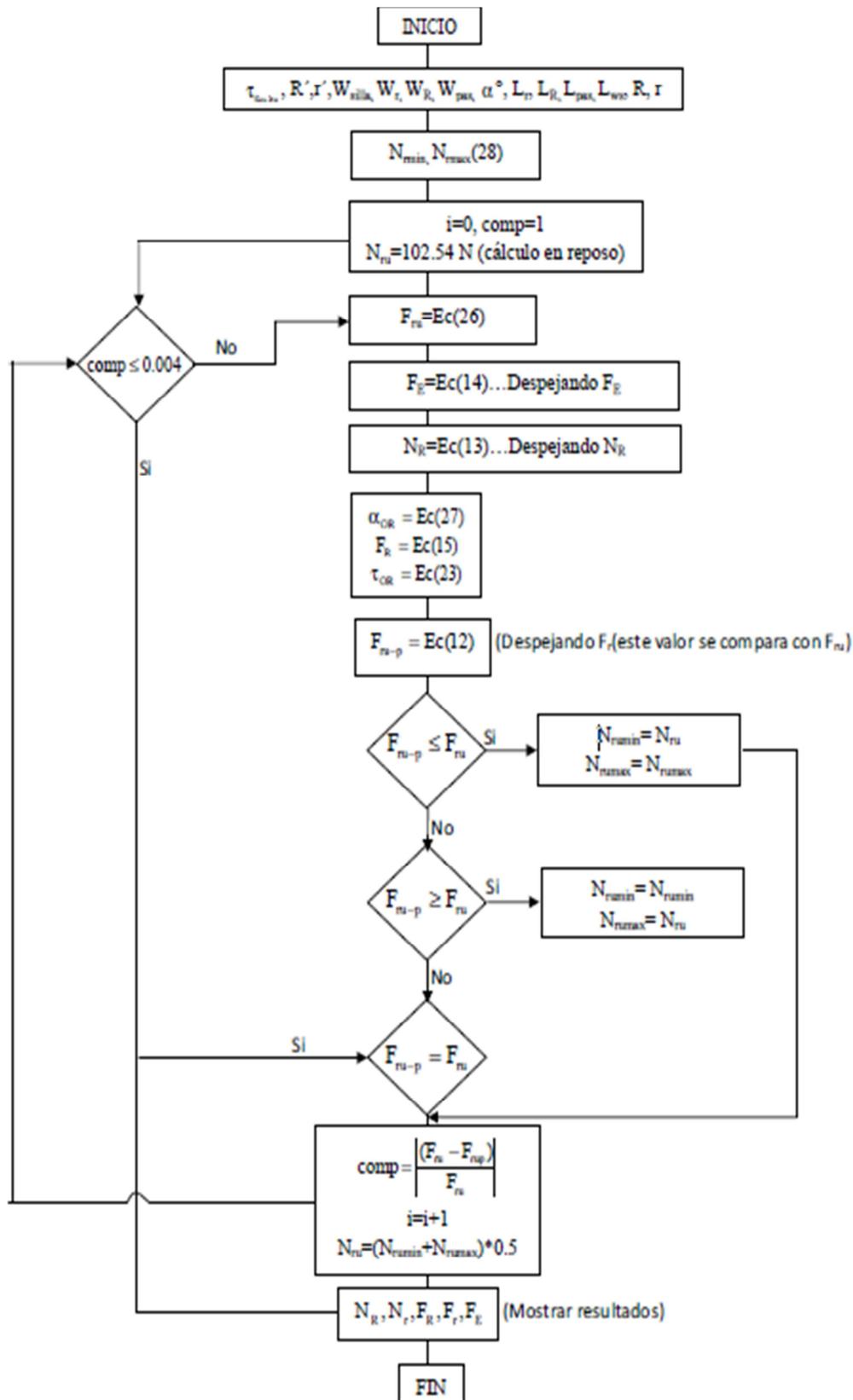


Figura 3.7 Diagrama de flujo

A continuación se muestran la tabla producto de la iteración:

i	Nru	τ_{or}	α_{or}	Fru	FE	NR	τ_{oR}	α_{oR}	FR	Frup	Comp	Nru_i	Nru_d	
0	102.54	0.3507	0.3	8.527	2E-14	272.4	0.4	0.339155	25.9160355	-25.916036	>	403.93%	5.4648266	270.63241
1	181.62	0.439	0.3	21.8	240.23	399.48	0.4	0.3035848	43.9135327	61.016824	<	179.93%	92.600053	270.63241
2	137.11	0.3997	0.3	14.65	34.86	259.25	0.3	0.3452947	24.2967878	-9.0697794	>	161.90%	92.600053	181.61623
3	159.36	0.4203	0.3	18.15	168.22	356.96	0.4	0.3122731	37.4453774	36.033625	<	98.51%	137.10814	181.61623
4	148.24	0.4103	0.3	16.38	89.947	297.68	0.4	0.3291513	29.16069	10.128164	>	38.16%	137.10814	159.36219
5	153.8	0.4154	0.3	17.26	132.95	330.8	0.4	0.3188243	33.6754002	24.396776	<	41.35%	148.23517	159.36219
6	151.02	0.4128	0.3	16.82	109.93	312.87	0.4	0.3240789	31.195347	16.822767	<	0.04%	148.23517	153.79868
7	149.63													

De la iteración se obtiene que:

$$N_R=312.87 \text{ N} \qquad N_r=149.63 \text{ N}$$

$$F_R=31.20 \text{ N} \qquad F_r=16.87 \text{ N}$$

Para las condiciones expuestas de ángulo de inclinación y las distancias especificadas, se concluye que la fuerza de empuje para desplazar a un niño con un peso máximo de 45 kg es:

$$F_E=109.9 \text{ N} \qquad \rightarrow \qquad F_{TOTAL}=2 * F_E=219.8 \text{ N}$$

CASO 2 Pivotear a velocidad angular constante la silla alrededor del eje de la rueda grande con esta operación se puede desplazar al paciente sobre veredas o pequeños escalones.

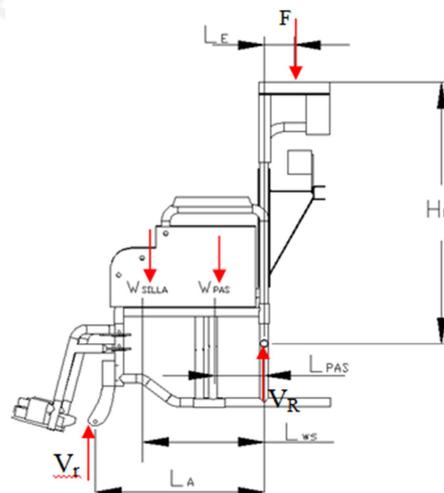


Figura 3.8 Diagrama de cuerpo libre estructura de la silla de ruedas

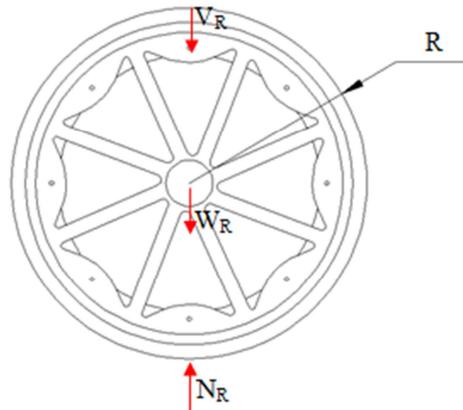


Figura 3.9 Diagrama de cuerpo libre de la rueda grande

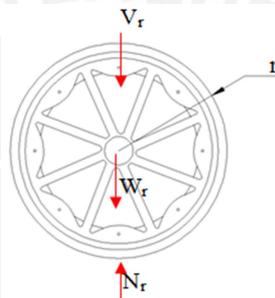


Figura 3.10 Diagrama de cuerpo libre de la rueda pequeña

Cálculo de reacciones:

Consideración de volteo: $N_r=0$

Rueda Pequeña:

$$\sum F_x = 0 \rightarrow H_r = F_r = 0 \quad (27)$$

$$\sum F_y = 0 \rightarrow N_r - V_r - W_r = 0 \quad (28)$$

$$V_r = -W_r \quad (29)$$

Rueda Grande

$$\sum F_x = 0 \rightarrow H_R = F_R = 0 \quad (30)$$

$$\sum F_y = 0 \quad \rightarrow \quad N_R - V_R - W_R = 0 \quad (31)$$

Estructura Silla Ruedas

$$\sum F_y = 0 \quad \rightarrow \quad V_R + V_r - W_{pas} - W_{silla} - F_E = 0 \quad (32)$$

$$\sum M_O = 0 \quad \rightarrow \quad F_E * L_E - V_r * L_A - \frac{W_{pas}}{2} * L_{pas} - \frac{W_{silla}}{2} * L_{ws} = 0 \quad (33)$$

De ec.(30) y (34) en ec.(36):

$$F_E = \left[W_r * L_A + 0.5 * (W_{pas} * L_{pas} + W_{silla} * L_{ws}) \right] * \frac{1}{L_E} = 231.7N \quad (34)$$

$$F_{TOTAL} = 2 * F_E = 463.33 N \quad (35)$$

Una vez finalizado el análisis para los dos casos indicados se procede a calcular la resistencia de la estructura a ensamblar para cada caso; ya que a partir de las fuerzas máximas ejecutada por el guía para ejecutar el movimiento de la silla de ruedas se analizará cada subsistema.

- $F_{max-avance} = 109.9N$
- $F_{max-volteo} = 231.7N$

3.1.1 Resistencia y rigidez del sistema guía:

La fuerza aplicada a la silla se distribuye a lo largo de los mangos guías; por lo tanto el análisis de cada uno incluye la resistencia a la flexión, pandeo, tracción- compresión y por último el análisis de soldadura para cada una de las uniones soldadas; cabe mencionar que dicho análisis es aplicado para el caso de volteo de la silla y para el avance de la misma.

3.1.1.1 Movimiento-Volteo de la silla de ruedas:

Para el análisis de la estructura acoplada a los mangos guías se realiza el diagrama de cuerpo libre del sistema.

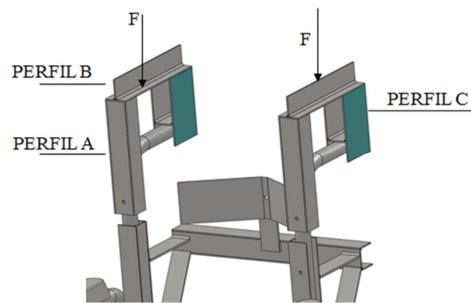


Figura 3.11 Esquema de fuerzas sistema guía – volteo

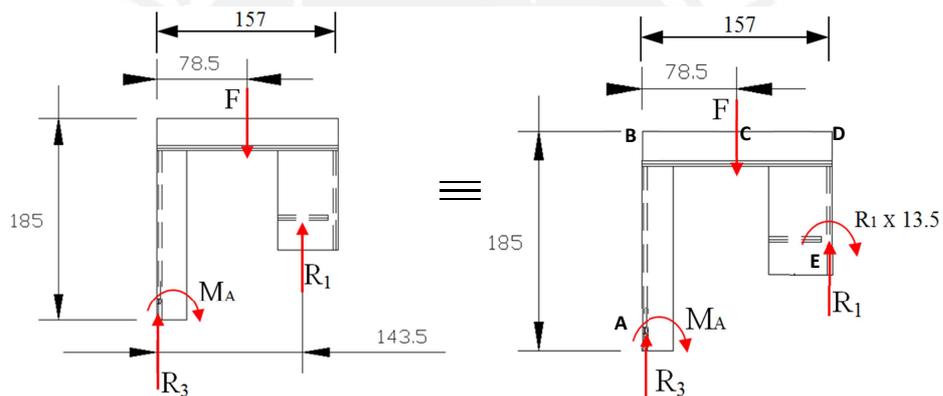


Figura 3.12 Diagrama de cuerpo libre sistema guía – avance

Cálculo de reacciones:

Datos:

$$F_{\text{max-volteo}} = 231.7\text{N} \quad (36)$$

Aplicando el principio de equilibrio estático en cada eje respectivamente.

$$\sum F_y = 0 \quad \rightarrow \quad R_1 + R_3 = 231.7\text{N} \quad (37)$$

$$\sum M_o = 0 \quad 231.7 * 78.5 = R_1 * 157 - R_1 * 13.5 \quad (38)$$

Sistema Hiperestático:

$$\theta_A = 0 \quad \rightarrow \quad \text{Deflexión angular nula - punto A} \quad (39)$$

$$\delta_{HA} = 0 \quad \rightarrow \quad \text{Desplazamiento horizontal nulo- punto A} \quad (40)$$

Por lo tanto: Teoría de energía de deformación (Teoría de Castigliano)

$$U = \int_A^B \frac{F_N^2}{EA} ds + \int_A^B \frac{M^2}{EI} ds + \int_B^C \frac{F_N^2}{EA} ds + \int_B^C \frac{M^2}{EI} ds + \int_C^D \frac{F_N^2}{EA} ds + \int_C^D \frac{M^2}{EI} ds + \int_D^E \frac{F_N^2}{EA} ds + \int_D^E \frac{M^2}{EI} ds$$

Realizando el punto de corte para cada tramo se analiza:

Tramo A- B de longitud (0-185):

$$M = -M_A \quad \wedge \quad \frac{\partial M}{\partial M_A} = -1 \quad (41)$$

$$F_N = -R_3 \quad \wedge \quad \frac{\partial F_N}{\partial M_1} = 0 \quad (42)$$

Tramo B-C de longitud (0-78,5):

$$M = -M_A - R_3 * x \quad \wedge \quad \frac{\partial M}{\partial M_A} = -1 \quad (43)$$

$$F_N = 0 \quad \wedge \quad \frac{\partial F_N}{\partial M_1} = 0 \quad (44)$$

Tramo C- D de longitud (78,5-157):

$$M = -M_A - R_3 * x + F * (x - 78.5) \quad \wedge \quad \frac{\partial M}{\partial M_A} = -1 \quad (45)$$

$$F_N = R_3 \quad \wedge \quad \frac{\partial F_N}{\partial M_1} = 0 \quad (46)$$

Tramo D- E de longitud (0-138):

$$M = F \cdot 78,5 - M_A - 157 \cdot R_3 \quad \wedge \quad \frac{\partial M}{\partial M_A} = -1 \quad (47)$$

$$F_N = R_3 - F \quad \wedge \quad \frac{\partial F_N}{\partial M_1} = 0 \quad (48)$$

Desarrollando y reemplazando en ec. (42), hasta ec(49) en (40):

$$\begin{aligned} \theta_A = \frac{\partial U}{\partial M_A} = & \int_A^B \left(\frac{F_N^2}{EA} \right) \left(\frac{\partial F_N}{\partial M_1} \right) dx + \int_A^B \left(\frac{M}{EI} \right) \left(\frac{\partial M}{\partial M_1} \right) dx + \int_B^C \left(\frac{F_N^2}{EA} \right) \left(\frac{\partial F_N}{\partial M_1} \right) dx + \int_B^C \left(\frac{M}{EI} \right) \left(\frac{\partial M}{\partial M_1} \right) dx \\ & + \int_C^D \left(\frac{F_N^2}{EA} \right) \left(\frac{\partial F_N}{\partial M_1} \right) dx + \int_C^D \left(\frac{M}{EI} \right) \left(\frac{\partial M}{\partial M_1} \right) dx + \int_D^E \left(\frac{F_N^2}{EA} \right) \left(\frac{\partial F_N}{\partial M_1} \right) dx + \int_D^E \left(\frac{M}{EI} \right) \left(\frac{\partial M}{\partial M_1} \right) dx = 0 \end{aligned}$$

$$\theta_A = 204 \cdot M_A - 934149 \cdot R_3 + 179610828 = 0 \quad (49)$$

Reemplazando la ec. (38) y (39) en ec. (49)

$$M_A = -303198 \text{ N}\cdot\text{mm} \quad \wedge \quad R_3 = 12608 \text{ N} \quad \wedge \quad R_1 = 105.62 \text{ N} \quad (50)$$

A partir de las reacciones obtenidas se analiza cada uno de los perfiles que conforman la estructura; los perfiles a analizar se detallan en la figura 3.11

Perfil Vertical A

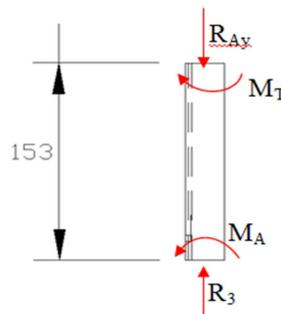


Figura 3.13 Diagrama de cuerpo libre del perfil "A"

Cálculo de reacciones:

Datos:

$$R_3 = 126.08 \text{ N} \quad \wedge \quad M_A = 303198 \text{ N}\cdot\text{mm}$$

Aplicando las ecuaciones de equilibrio:

$$\sum F_y = 0 \quad \rightarrow \quad R_{Ay} = R_3 = 126.08 \text{ N} \quad (51)$$

$$\sum M_O = 0 \quad \rightarrow \quad M_A = M_T = 303198 \text{ N}\cdot\text{mm} \quad (52)$$

Análisis de secciones críticas:

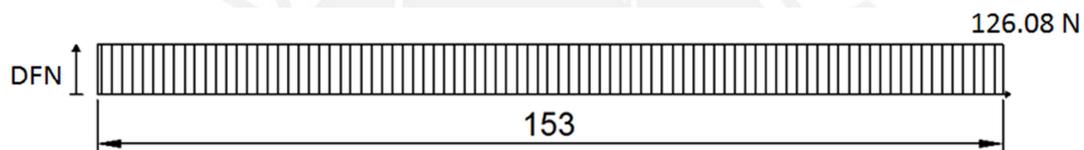


Figura 3.14 Diagrama de Fuerza Normal – Sección Perfil “A”

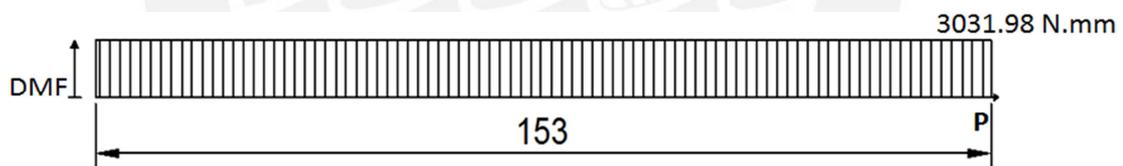


Figura 3.15 Diagrama de Momento Flector – Sección Perfil “A”

A partir de los diagramas de cargas analizamos la sección crítica del punto “P”:

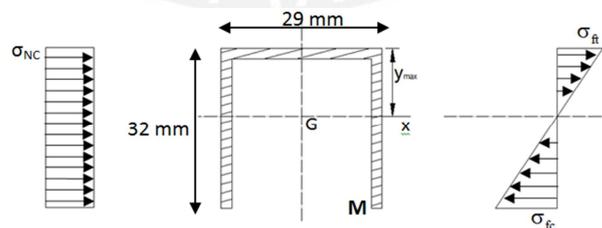


Figura 3.16 Sección crítica de DMF – Punto “M”

Punto crítico “M” de la sección crítica “P”

Datos:

$$M_f = 303198 \text{ N}\cdot\text{mm}$$

$$F = 126.08\text{N}$$

$$Y_{\max} = 11.79\text{mm}$$

$$A = 178\text{mm}^2$$

$$I_x = 190292\text{N}\cdot\text{mm}^4$$

Cálculo de esfuerzos:

Esfuerzo normal (compresión):
$$\sigma_n = \frac{F}{A} = 0.70 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (53)$$

Esfuerzo cortante promedio:
$$\tau_c = \frac{F}{A} = 0$$

Esfuerzo normal debido al momento flector:
$$\sigma_f = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = 3.2 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

Lado a la tracción:
$$\sigma_{ft} = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = 1.9 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (54)$$

Lado a la compresión:
$$\sigma_{fc} = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = -3.2 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (55)$$

Se observa claramente que la zona crítica es la que está sometida a compresión por consiguiente:

$$- \sigma_c = \sigma_x = \sigma_{ft} - \sigma_{nc} = -3.9 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$- \tau_c = 0$$

Aplicando el esfuerzo normal equivalente simplificado de TRESCA:

$$- \sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_x^2 + 4 \times (\tau_c^2)} = 3.9 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \leq \sigma_{adm} = \frac{\sigma_F}{FS} \quad \wedge \quad \sigma_F = 240 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$- FS = \frac{\sigma_F}{\sigma_{eq}} = 61.5 \quad \rightarrow \quad \text{Factor de seguridad elevado}$$

El factor de seguridad hallado es alto lo cual garantiza la resistencia del sistema (FS=61).

Perfil Horizontal B

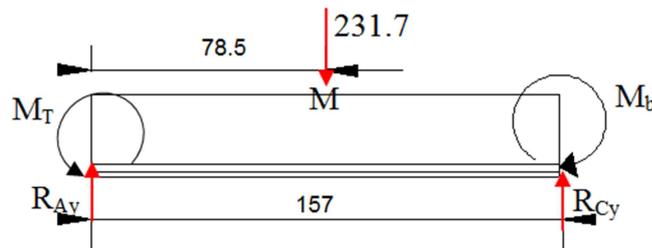


Figura 3.17 Diagrama de cuerpo libre del perfil “B”

Cálculo de reacciones:

$$M_T = 3031.98 \text{ N.mm}$$

$$R_{Ay} = R_3 = 126.08 \text{ N}$$

Aplicando las ecuaciones de equilibrio:

$$\sum F_y = 0 \rightarrow R_{Cy} = F - R_{Ay} = 105.6 \text{ N} \tag{56}$$

$$\sum M_O = 0 \rightarrow M_b = -231.7 * 78.5 + R_{Cy} * 157 + M_T = 14225 \text{ N.mm} \tag{57}$$

Despejando (56) en (57)

$$M_b = 1425.87 \text{ N.mm}$$

Análisis de las secciones críticas:

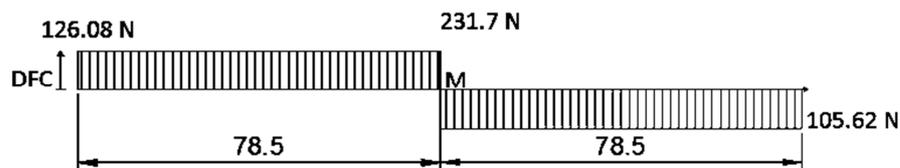


Figura 3.18 Diagrama de Fuerza Cortante – Sección perfil “B”

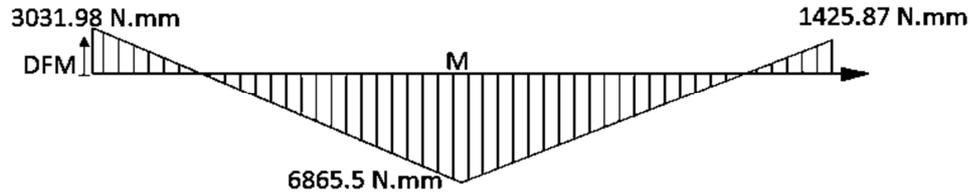


Figura 3.19 Diagrama de Momento Flector – Sección perfil “B”

A partir de los diagramas de cargas analizamos el punto crítico “O” de la sección “M”

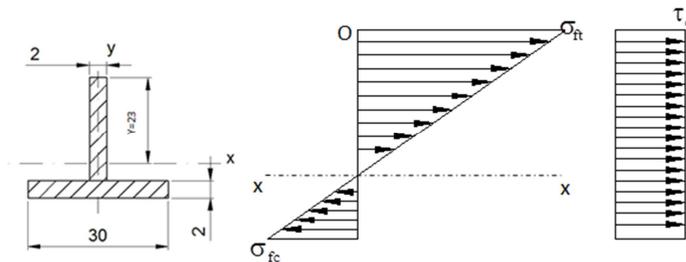


Figura 3.20 Sección crítica de DMF – Punto “O”

Punto crítico “O”

Datos:

$$M_f = 68555 \text{ N}\cdot\text{mm}$$

$$F_c = 2317 \text{ N}$$

$$C_{\max} = 23 \text{ mm}$$

$$A = 120 \text{ mm}^2$$

$$I_x = 10520 \text{ N}\cdot\text{mm}^4$$

Cálculo de esfuerzos:

Esfuerzo cortante promedio:

$$\tau_c = \frac{F_c}{A} = 1.9 \text{ N} \tag{58}$$

Esfuerzo normal debido a la flexión:

$$\sigma_f = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = 26.27 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

Lado a la tracción:

$$\sigma_{ft} = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = 14.98 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \tag{59}$$

Lado a la compresión:

$$\sigma_{fc} = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = -5.9 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \tag{60}$$

Se observa claramente que la zona crítica es la que está sometida a tracción, por consiguiente:

$$\sigma_c = \sigma_x = \sigma_{fc} + \sigma_n = 14.98 \frac{N}{mm^2} \quad (61)$$

$$\tau_c = 1.9 \frac{N}{mm^2} \quad (62)$$

Aplicando el esfuerzo normal equivalente simplificado de TRESCA (ec. (61) y (62))

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_x^2 + 4 \times (\tau_c^2)} = 15.23 \frac{N}{mm^2} \leq \sigma_{adm} = \frac{\sigma_F}{FS}$$

$$FS = \frac{\sigma_F}{\sigma_{eq}} = 15.76 \quad \rightarrow \quad \text{Factor de seguridad permisible y tolerable.}$$

El factor de seguridad hallado es permisible lo cual garantiza la resistencia del sistema (FS=15).

Análisis de soldadura Punto “M”

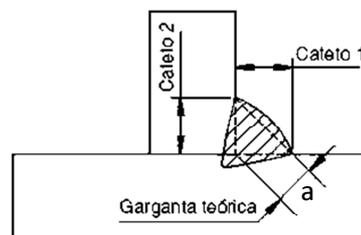


Fig. 3.21 La unión por soldadura angular

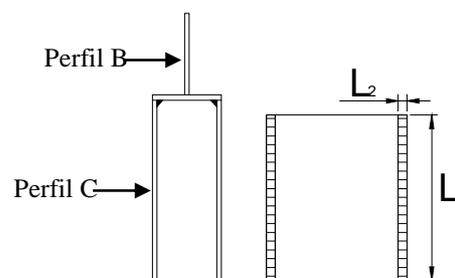


Fig. 3.22 Sección de soldadura Punto “M”

Datos:

$$M_f = 6855.5 \text{ N}\cdot\text{mm}$$

$$F_n = 2317 \text{ N}$$

$$F_c = 0 \text{ N}$$

$L_1 =$ Longitud de cordón de soldadura = 26 mm

$L_2 =$ Ancho de Cordón = 3 mm

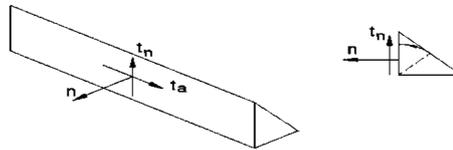


Fig. 3.23 Vista isométrica del cordón de soldadura

Parámetros:

$$n = \text{Esfuerzo normal al cateto} = 1.49 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$t_n = \text{Esfuerzo paralelo al cateto y transversal al cordón} = 0$$

$$t_a = \text{Esfuerzo paralelo al cateto y longitudinal al cordón} = 10.14 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

Consideraciones de diseño:

$$\text{Espesor mínimo del cordón} \rightarrow a_{\min} \leq 3 \text{ mm}$$

Esfuerzo equivalente de acuerdo al Eurocódigo 3, basado en la teoría de falla de la energía de distorsión:

$$\sigma_{\text{eq}} = \sqrt{\sigma_n^2 + 3 \times (\tau_n^2 + \tau_a^2)} \leq \frac{\sigma_B}{\beta_w * \gamma_{Mw}} \quad (63)$$

Reemplazando:

$$\sigma_n = \frac{n + t_n}{\sqrt{2}} \rightarrow \text{Esfuerzo normal a la garganta} = 1.05 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$\tau_n = \frac{n - t_n}{\sqrt{2}} \rightarrow \text{Esfuerzo paralelo y transversal a la garganta} = 1.05 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$\tau_a = t_a \rightarrow \text{Esfuerzo paralelo y longitudinal al cordón} = 10.14$$

$$\sigma_B = 360 \frac{N}{mm^2} \rightarrow \text{Resistencia a la tracción del material base S235}$$

$$\beta_w = 0.8 \rightarrow \text{Factor que depende del material S235}$$

$$\gamma_{Mw} \geq 1.25 \rightarrow \text{Factor de seguridad}$$

Resolviendo y reemplazando (63):

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_n^2 + 3 \times (\tau_n^2 + \tau_a^2)} \leq \frac{\sigma_B}{\beta_w * \gamma_{Mw}} \quad \wedge \quad \gamma_{Mw} = 25.44$$

Factor de seguridad correcto, ya que debería cumplirse: $\gamma_{Mw} \geq 1.25$

Perfil Vertical (C)

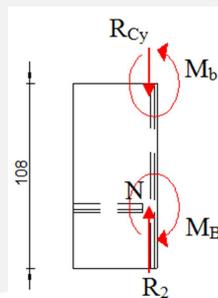


Figura 3.24 Diagrama de cuerpo libre del perfil "C"

Cálculo de reacciones:

Datos:

$$R_{Cy} = 105.62N$$

$$R_{Bx} = 0$$

$$M_b = 1425.87 \frac{N}{mm^2}$$

$$I_x = 19029.2N.mm^4$$

$$A = 178mm^2$$

Aplicando las ecuaciones de equilibrio:

$$\sum F_y = 0 \quad \rightarrow \quad R_2 = R_{By} = 105.62\text{N}$$

(66)

$$\sum M_o = 0 \quad \rightarrow \quad M_B = 142587\text{N.mm}$$

(64)

Análisis de las secciones críticas:

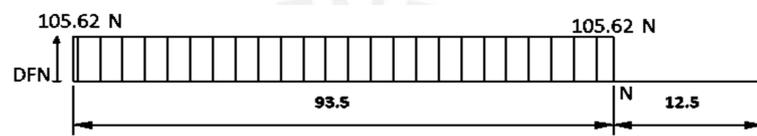


Figura 3.25 Diagrama de Fuerza Normal – Sección Perfil “C”

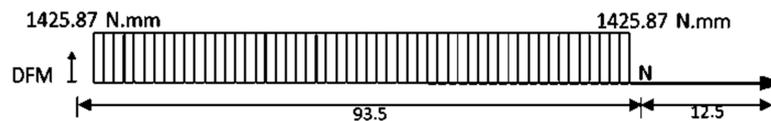


Figura 3.26 Diagrama de Momento Flector – Sección Perfil “C”

A partir de los diagramas de cargas analizamos el punto crítico “O” de la sección “N”

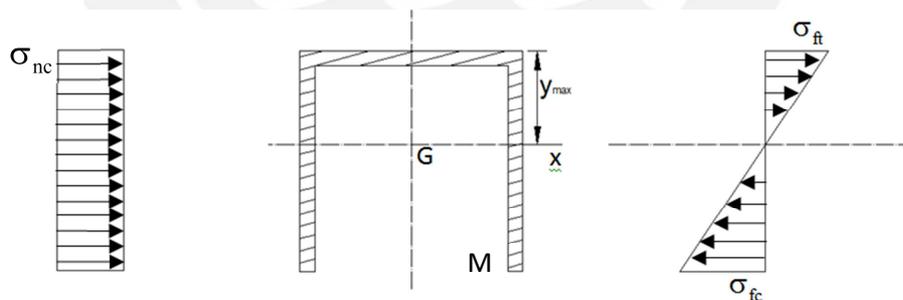


Figura 3.27 Sección crítica de DMF – Punto “O”

Punto crítico “M”

Datos:

$$M_f = 142587\text{N.mm}$$

$$F = 105.62\text{N}$$

$$Y_{\max} = 11.79\text{mm}$$

$$A=178\text{mm}^2$$

$$I_x = 19029.2\text{N}\cdot\text{mm}^4$$

Calculo de esfuerzos:

Esfuerzo normal (compresión): $\sigma_n = \frac{F}{A} = -0.59\text{N}$ (65)

Esfuerzo cortante promedio: $\tau_c = \frac{F}{A} = 0$

Esfuerzo normal debido a la flexión: $\sigma_f = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = 1.51 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$

Lado a la tracción: $\sigma_{ft} = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = 0.88 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$ (66)

Lado a la compresión: $\sigma_{fc} = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = -1.51 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$ (67)

Se observa claramente que la zona crítica es la que está sometida a compresión por consiguiente:

$$\sigma_c = \sigma_x = \sigma_{fc} + \sigma_n = 2.1 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (68)$$

Aplicando el esfuerzo normal equivalente simplificado de TRESCA:

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_x^2 + 4 \times (\tau_c^2)} = 2.1 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \leq \sigma_{adm} = \frac{\sigma_F}{FS} \quad \wedge \quad \sigma_F = 240 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$FS = \frac{\sigma_F}{\sigma_{eq}} = 114.3 \quad \rightarrow \quad \text{Factor de seguridad elevado}$$

El factor de seguridad hallado es alto lo cual garantiza la resistencia del sistema (FS=114)

3.1.1.2 Movimiento-Avance de la silla de ruedas:

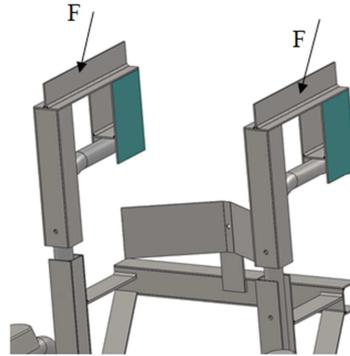


Figura 3.28 Esquema de fuerzas sistema guía – avance

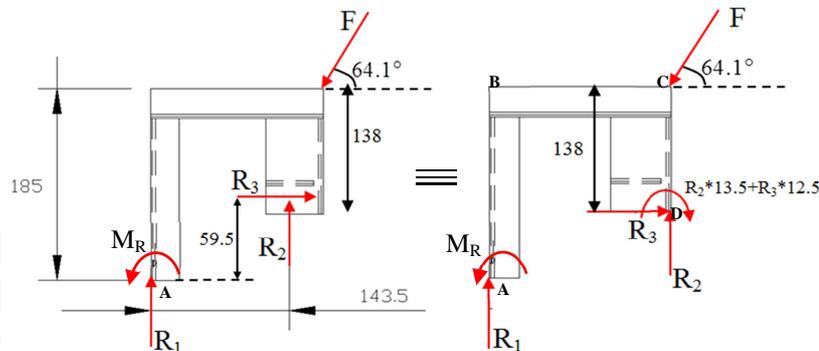


Figura 3.29 Diagrama de cuerpo libre sistema guía – avance/ DCL equivalente

Cálculo de reacciones:

$$F_{\text{max-avance}} = 109.9\text{N}$$

$$\text{Ángulo – Aplicación} = 64.1^\circ$$

Aplicando el principio de equilibrio estático en cada eje respectivamente.

$$\sum F_x = 0 \quad \rightarrow \quad F \cos(\alpha) = R_3 = F_{\text{max-avance}} \cos(\alpha) = 48\text{N} \quad (69)$$

$$\sum F_y = 0 \quad \rightarrow \quad R_1 + R_2 = F \sin(\alpha) \quad (70)$$

$$\sum M_O = 0 \quad \rightarrow \quad M_R + F \cos(\alpha) * 185 + R_2 * 157 = F \sin(\alpha) * 157 + R_3 * 47 + M_A \quad (71)$$

Sistema Hiperestático:

$$\theta_A = 0 \quad \rightarrow \quad \text{Deflexión angular nula – punto A} \quad (72)$$

$$\delta_{HA} = 0 \quad \rightarrow \quad \text{Desplazamiento horizontal nulo- punto A} \quad (73)$$

Por lo tanto: Teoría de energía de deformación (Teoría de Castigliano)

$$U = \int_A^B \frac{F_N^2}{EA} ds + \int_A^B \frac{M^2}{EI} ds + \int_B^C \frac{F_N^2}{EA} ds + \int_B^C \frac{M^2}{EI} ds + \int_C^D \frac{F_N^2}{EA} ds + \int_C^D \frac{M^2}{EI} ds$$

Realizando el punto de corte para cada tramo se analiza:

Tramo A- B de longitud (0-185):

$$M = M_R \quad \wedge \quad \frac{\partial M}{\partial M_A} = 1 \quad (74)$$

$$F_N = -R_1 \quad \wedge \quad \frac{\partial F_N}{\partial M_1} = 0 \quad (75)$$

Tramo B-C de longitud (0-157):

$$M = M_R - R_1 * x \quad \wedge \quad \frac{\partial M}{\partial M_A} = 1 \quad (76)$$

$$F_N = 0 \quad \wedge \quad \frac{\partial F_N}{\partial M_1} = 0 \quad (77)$$

Tramo C- D de longitud (0-138):

$$M = M_R - R_1 * 157 + F \cos(\alpha) * x \quad \wedge \quad \frac{\partial M}{\partial M_A} = 1 \quad (78)$$

$$F_N = R_1 \quad \wedge \quad \frac{\partial F_N}{\partial M_1} = 0 \quad (79)$$

Desarrollando y reemplazando en ec. (74) hasta ec. (79) en (72):

$$\theta_A = \frac{\partial U}{\partial M_R} = \int_A^B \left(\frac{F_N^2}{EA} \right) \left(\frac{\partial F_N}{\partial M_R} \right) dx + \int_A^B \left(\frac{M}{EI} \right) \left(\frac{\partial M}{\partial M_R} \right) dx + \int_B^C \left(\frac{F_N^2}{EA} \right) \left(\frac{\partial F_N}{\partial M_R} \right) dx + \int_B^C \left(\frac{M}{EI} \right) \left(\frac{\partial M}{\partial M_R} \right) dx + \int_C^D \left(\frac{F_N^2}{EA} \right) \left(\frac{\partial F_N}{\partial M_R} \right) dx + \int_C^D \left(\frac{M}{EI} \right) \left(\frac{\partial M}{\partial M_R} \right) dx + \int_D^E \left(\frac{F_N^2}{EA} \right) \left(\frac{\partial F_N}{\partial M_R} \right) dx + \int_D^E \left(\frac{M}{EI} \right) \left(\frac{\partial M}{\partial M_R} \right) dx = 0$$

$$\theta_A = 480 * M_R - 339905 * R_1 - 457056 = 0 \tag{80}$$

Reemplazando la ec. (71), (72) Y (73) en ec. (82)

$$M_R = 2689 \text{ Nmm} \quad \wedge \quad R_1 = 51.42 \text{ N} \quad \wedge \quad R_2 = 47.44 \text{ N} \tag{81}$$

A partir de las reacciones obtenidas se analiza cada uno de los perfiles que conforman la estructura; los perfiles a analizar son iguales a los detallados en la figura 3.11:

Perfil Vertical A

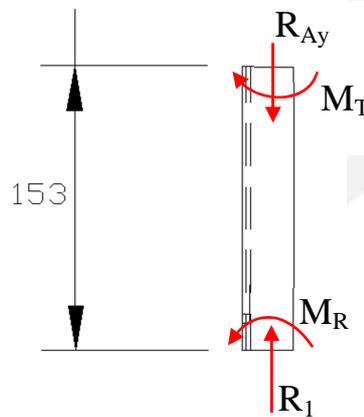


Figura 3.30 Diagrama de cuerpo libre del perfil "A"

Cálculo de reacciones:

Datos:

$$R_1 = 51.42 \text{ N}$$

Aplicando las ecuaciones de equilibrio:

$$\sum F_y = 0 \quad \rightarrow \quad R_{Ay} = R_1 = 51.42\text{N} \quad (82)$$

$$\sum M_o = 0 \quad \rightarrow \quad M_T = 2689\text{N.mm} \quad (83)$$

Análisis de las secciones críticas:

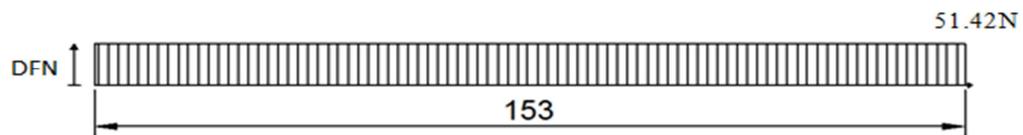


Figura 3.31 Diagrama de Fuerza Normal – Sección Perfil “A”

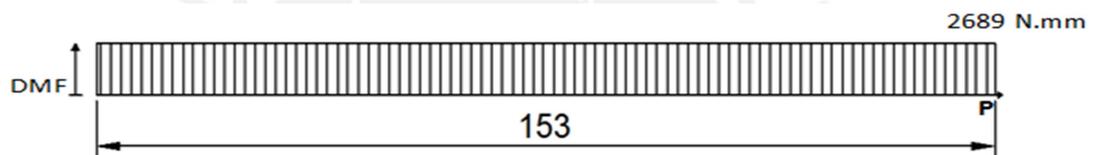


Figura 3.32 Diagrama de Momento Flector – Sección Perfil “A”

A partir de los diagramas de cargas analizamos el punto crítico “P” de la sección uniforme:

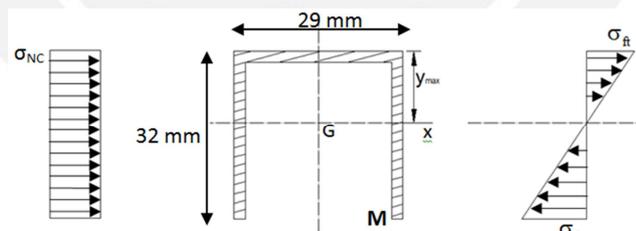


Figura 3.33 Sección crítica de DMF – Punto “M”

Punto crítico “M”

Datos:

$$M_f = 2689\text{N.mm}$$

$$F = 51.42\text{N}$$

$$Y_{\max} = 11.79\text{mm}$$

$$A=178\text{mm}^2$$

$$I_x = 19029.2\text{N}\cdot\text{mm}^4$$

Calculo de esfuerzos:

Esfuerzo normal (compresión):
$$\sigma_n = \frac{F}{A} = -0.29 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (84)$$

Esfuerzo cortante promedio:
$$\tau_c = \frac{F}{A} = 0$$

Esfuerzo normal debido a la flexión:
$$\sigma_f = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = -2.85 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

Lado a la tracción:
$$\sigma_{ft} = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = 1.7 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (85)$$

Lado a la compresión:
$$\sigma_{fc} = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = -2.85 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (86)$$

Se observa claramente que la zona crítica es la que está sometida a tracción por consiguiente:

- $$\sigma_c = \sigma_x = \sigma_{fc} + \sigma_{nc} = -3.14 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

- $$\tau_c = 0$$

Aplicando el esfuerzo normal equivalente simplificado de TRESCA:

- $$\sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_x^2 + 4 \times (\tau_c^2)} = 3.14 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \leq \sigma_{adm} = \frac{\sigma_F}{FS} \quad \wedge \quad \sigma_F = 240 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

- $$FS = \frac{\sigma_F}{\sigma_{eq}} = 76.43 \quad \rightarrow \quad \text{Factor de seguridad elevado}$$

El factor de seguridad hallado es alto lo cual garantiza la resistencia del sistema (FS=76).

Perfil Horizontal B

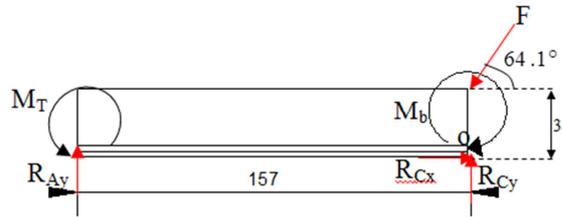


Figura 3.34 Diagrama de cuerpo libre del perfil “B”

Cálculo de reacciones:

Datos:

$$R_{Ay} = R_1 = 51.42\text{N}$$

$$I_x = 10520\text{N}\cdot\text{mm}^4$$

$$M_T = 268\text{N}\cdot\text{mm}$$

$$A = 120\text{mm}^2$$

Aplicando las ecuaciones de equilibrio:

$$\sum F_x = 0 \quad \rightarrow \quad R_{Cx} = F\cos(\alpha) = 48\text{N} \quad (87)$$

$$\sum F_y = 0 \quad \rightarrow \quad R_{Cy} = F\sin(\alpha) - R_{Ay} = 47.44\text{N} \quad (88)$$

$$\sum M_O = 0 \quad \rightarrow \quad M_b = F\cos(\alpha) * 32 + M_T - R_1 * 157 = -3847.94 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (89)$$

Análisis de la sección crítica:



Figura 3.34 Diagrama de Fuerza Cortante – Perfil “B”

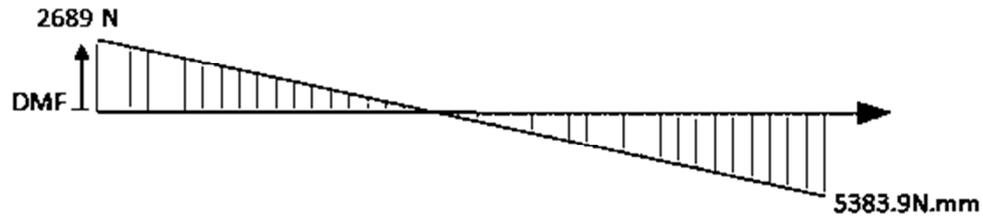


Figura 3.35 Diagrama de Momento Flector- Perfil “B”

A partir de los diagramas de cargas analizamos el punto crítico “O” de la sección “M”:

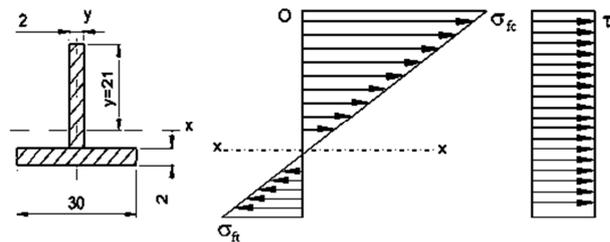


Figura 3.36 Sección crítica de DMF – Punto “O”

Punto crítico “O”

Datos:

$$M_f = 53839 \text{ N.mm}$$

$$F_n = 0 \text{ N}$$

$$F_c = 51.42 \text{ N}$$

$$C_{\max} = 23 \text{ mm}$$

$$A = 120 \text{ mm}^2$$

$$I_x = 10520 \text{ N.mm}^4$$

Cálculo de esfuerzos:

Esfuerzo normal (tracción):
$$\sigma_n = \frac{F_n}{A} = 0 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (90)$$

Esfuerzo cortante promedio:

$$\tau_c = \frac{F_c}{A} = 0.43 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (91)$$

Esfuerzo normal debido a la flexión:

$$\sigma_f = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = -11.77 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

Lado a la tracción:
$$\sigma_{ft} = \frac{M_f * C_{max}}{I_x} = 11.77 \frac{N}{mm^2}$$

Lado a la compresión:
$$\sigma_{fc} = \frac{M_f * C_{max}}{I_x} = -4.6 \frac{N}{mm^2}$$

Se observa claramente que la zona crítica es la que está sometida a tracción, por consiguiente:

-
$$\sigma_c = \sigma_x = \sigma_{fc} - \sigma_n = 11.77 \frac{N}{mm^2}$$

-
$$\tau_c = 0.43 \frac{N}{mm^2}$$

Aplicando el esfuerzo normal equivalente simplificado de TRESCA:

-
$$\sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_x^2 + 4 \times (\tau_c^2)} = 11.84 \frac{N}{mm^2} \leq \sigma_{adm} = \frac{\sigma_F}{FS} \quad \wedge \quad \sigma_F = 240 \frac{N}{mm^2}$$

(Resistencia promedio -Acero A36)

-
$$FS = \frac{\sigma_F}{\sigma_{eq}} = 20.27 \quad \rightarrow \quad \text{Factor de seguridad permisible}$$

El factor de seguridad hallado es alto lo cual garantiza la resistencia del sistema (FS=20.27).

Análisis de soldadura Punto "M"

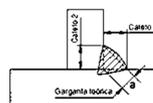


Fig. 3.37 La unión por soldadura angular

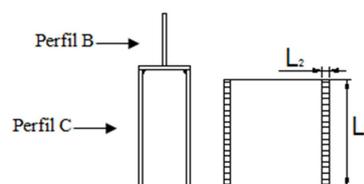


Fig 3.38. Sección de soldadura Punto "M"

Datos:

$$M_f = 53839 \text{ N}\cdot\text{mm}$$

$$F_n = 51.42 \text{ N}$$

$$F_c = 0 \text{ N}$$

L_1 = Longitud de cordón de soldadura = 26 mm

L_2 = Ancho de Cordón = 3 mm

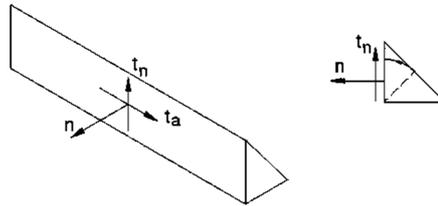


Fig. 3.39 Vista isométrica del cordón de soldadura

Parámetros:

$$n = \text{Esfuerzo normal al cateto} = 0.33 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$t_n = \text{Esfuerzo paralelo al cateto y transversal al cordón} = 0 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$t_a = \text{Esfuerzo paralelo al cateto y longitudinal al cordón} = 7.96 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

Consideraciones de diseño:

$$\text{Espesor mínimo del cordón} \rightarrow a_{\min} \leq 3 \text{ mm}$$

Esfuerzo equivalente de acuerdo al Eurocódigo 3, basado en la teoría de falla de la energía de distorsión:

$$\sigma_{\text{eq}} = \sqrt{\sigma_n^2 + 3 \times (\tau_n^2 + \tau_a^2)} \leq \frac{\sigma_B}{\beta_w * \gamma_{Mw}}$$

Dónde:

$$\sigma_n = \frac{n + t_n}{\sqrt{2}} \rightarrow \text{Esfuerzo normal a la garganta} = 0.23 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$\tau_n = \frac{n - t_n}{\sqrt{2}} \rightarrow \text{Esfuerzo paralelo y transversal a la garganta} = 0.23 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$\tau_a = t_a \quad \rightarrow \quad \text{Esfuerzo paralelo y longitudinal al cordón} = 7.96 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$\sigma_B = 360 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad \rightarrow \quad \text{Resistencia a la tracción del material base S235}$$

$$\beta_w = 0.8 \quad \rightarrow \quad \text{Factor que depende del material S235}$$

$$\gamma_{Mw} \geq 1.25 \quad \rightarrow \quad \text{Factor de seguridad}$$

Reemplazando:

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_n^2 + 3 \times (\tau_n^2 + \tau_a^2)} \leq \frac{\sigma_B}{\beta_w * \gamma_{Mw}} \quad \wedge \quad \gamma_{Mw} = 32.63$$

Factor de seguridad correcto, ya que: $\gamma_{Mw} \geq 1.25$

Perfil Horizontal (C)

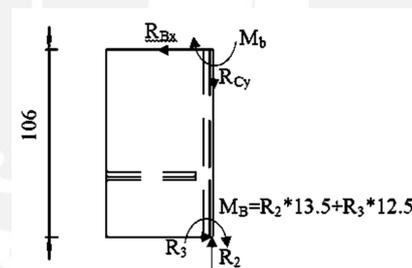


Figura 3.40 Diagrama de cuerpo libre del perfil "C"

Cálculo de reacciones:

Datos:

$$R_{Cy} = 47.44\text{N}$$

$$R_{Bx} = 48\text{N}$$

$$M_b = 3847.94 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$Y_{max} = 11.79\text{mm}$$

$$A = 178\text{mm}^2$$

$$I_x = 190292 \text{ N.mm}^4$$

Aplicando las ecuaciones de equilibrio:

$$\sum F_x = 0 \rightarrow R_3 = R_{Bx} = 48 \text{ N} \quad (92)$$

$$\sum F_y = 0 \rightarrow R_2 = R_{Cy} = 47.44 \text{ N} \quad (93)$$

$$\sum M_O = 0 \rightarrow M_B = R_3 * 106 - M_b \quad (94)$$

Análisis de la sección crítica:



Figura 3.41 Diagrama de Fuerza Normal – Sección Perfil “C”

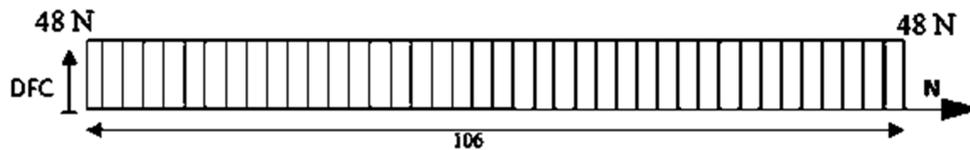


Figura 3.43 Diagrama de Fuerza Cortante – Sección Perfil “C”

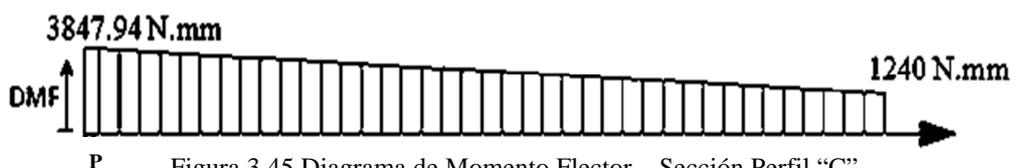


Figura 3.45 Diagrama de Momento Flector – Sección Perfil “C”

A partir de los diagramas de cargas analizamos el punto crítico “O” de la sección “P”:

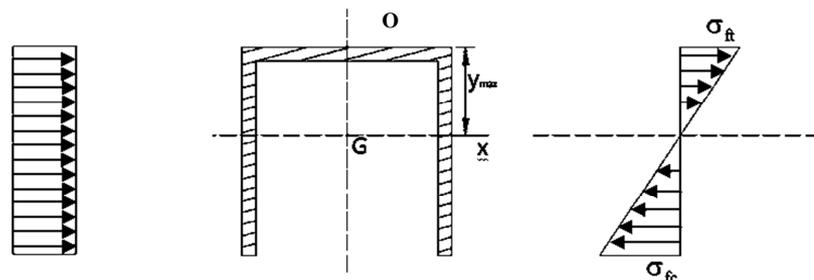


Figura 3.46 Sección crítica de DMF – Punto “P”

Punto crítico “O”

Datos:

$$M_f = 384794 \text{ N}\cdot\text{mm}$$

$$F_{NC} = 47.44 \text{ N}$$

$$F_C = 48 \text{ N}$$

$$Y_{\max} = 11.79 \text{ mm}$$

$$A = 178 \text{ mm}^2$$

$$I_x = 190292 \text{ N}\cdot\text{mm}^4$$

Cálculo de esfuerzos:

Esfuerzo normal (compresión): $\sigma_n = \frac{F}{A} = -0.27 \text{ N}$ (95)

Esfuerzo cortante promedio: $\tau_c = \frac{F}{A} = 0.27 \text{ N}$ (96)

Esfuerzo normal debido a la flexión: $\sigma_f = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = 4.72 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$

Lado a la tracción: $\sigma_{ft} = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = 2.38 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$ (97)

Lado a la compresión: $\sigma_{fc} = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = -4.09 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$ (98)

Se observa claramente que la zona crítica es la que está sometida a compresión, por consiguiente:

$$- \sigma_c = \sigma_x = \sigma_{fc} + \sigma_n = -4.36 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$- \tau_c = 0.27 \text{ N}$$

Aplicando el esfuerzo normal equivalente simplificado de TRESCA:

$$- \sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_x^2 + 4 \times (\tau_c^2)} = 4.39 \frac{N}{mm^2} \leq \sigma_{adm} = \frac{\sigma_F}{FS} \quad \wedge \quad \sigma_F = 240 \frac{N}{mm^2}$$

El factor de seguridad hallado es alto lo cual garantiza la resistencia del sistema (FS=54).

3.1.2 Resistencia y rigidez del sistema-respaldar:

En el análisis de la resistencia y rigidez del sistema respaldar se selecciona dos zonas críticas: el perfil soporte de la nuca del infante y la barra de unión del sistema.

3.1.2.1 Análisis del Perfil Horizontal:

En el diseño del sistema respaldar se considera los posibles movimientos intempestivos que pueda tener el paciente ya sea por parte de la zona lumbar o el miembro craneal en sí mismo, dicha fuerza se distribuye a lo largo de la barra horizontal que servirá de soporte a la placa que sostendrá el soporte de la nuca del niño.

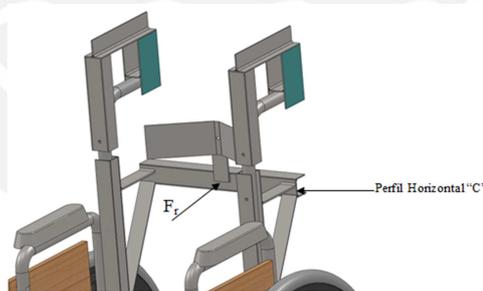


Figura 3.47 Esquema de fuerzas – Perfil horizontal “C”

De acuerdo a Luttgens y Welles (1985), la fuerza que se puede aplicar por un músculo varía directamente con el área de su sección transversal; para este caso considero una sección (9 cm^2) de la espalda del paciente como un músculo pequeño; por lo tanto:

$$F_r = \text{Fuerza aplicada al perfil horizontal} \quad \rightarrow \quad F_r = A(\text{cm}^2) \times 3\text{kgf}$$

$$F_r = 9 \times 30 = 270\text{N}$$

Perfil Horizontal (C)

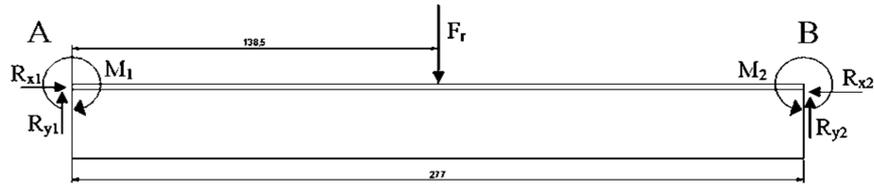


Figura 3.48 Diagrama de cuerpo libre del perfil

Cálculo de reacciones:

Datos:

$$F_r = 270\text{N}$$

Aplicando las ecuaciones de equilibrio:

$$\sum F_x = 0 \rightarrow R_{x1} = R_{x2} \tag{99}$$

$$\sum F_y = 0 \rightarrow R_{y2} + R_{y1} = F_r = 270\text{N}$$

$$R_{y2} = R_{y1} = \frac{F_r}{2} = 135\text{N} \rightarrow \text{Simetría geométrica y de cargas}$$

$$\sum M_A = 0 \rightarrow M_2 = F_r * 138.5 - R_{y2} * 277 \tag{100}$$

Sistema Hiperestático:

$$\theta_A = 0 \rightarrow \text{Deflexión angular nula - punto A} \tag{101}$$

$$\delta_{HA} = 0 \rightarrow \text{Desplazamiento horizontal nulo- punto A} \tag{102}$$

Por lo tanto: Teoría de energía de deformación:

$$U = 2 \int_A^M \frac{F_N^2}{EA} ds + 2 \int_A^M \frac{M^2}{EI} ds$$

Realizando el punto de corte en el tramo de longitud (0-287), para el análisis:

$$M = M_1 - x * R_{y1} \tag{103}$$

$$R_{x1} = -F_N \tag{104}$$

Desarrollando y reemplazando en (89)

$$\theta_A = \frac{\partial U}{\partial M_0} = 2 \int_A^M \left(\frac{F_N^2}{EA} \right) \left(\frac{\partial F_N}{\partial M_1} \right) dx + 2 \int_A^M \left(\frac{M}{EI} \right) \left(\frac{\partial M}{\partial M_1} \right) dx = 0 \quad \wedge \quad \frac{\partial F_N}{\partial M_1} = 0 \quad \wedge \quad \frac{\partial M}{\partial M_1} = -1$$

De ec. (99), (100) y (101):

$$\theta_A = 138.5^2 * R_{y1} - M_1 * 138.5 = 0$$

$$M_1 = \frac{138.5}{2} * 270 = 18697.5 \text{ N.mm}^2 \tag{105}$$

Además:

$$\delta_{HA} = \frac{\partial U}{\partial R_{x1}} = 2 \int_A^M \left(\frac{F_N^2}{EA} \right) \left(\frac{\partial F_N}{\partial R_{x1}} \right) ds + 2 \int_A^M \left(\frac{M}{EI} \right) \left(\frac{\partial M}{\partial R_{x1}} \right) ds \quad \wedge \quad \frac{\partial F_N}{\partial R_{x1}} = -1 \quad \wedge \quad \frac{\partial M}{\partial R_{x1}} = 0 \tag{106}$$

$$R_{x1} = 0 \tag{107}$$

Análisis de secciones críticas:

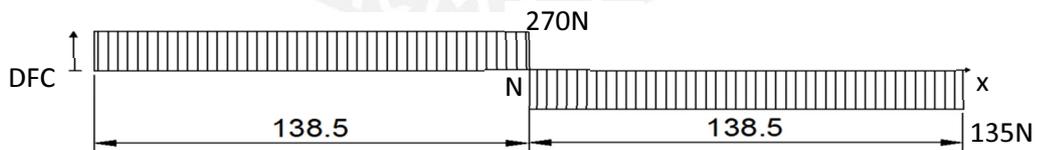


Figura 3.49 Diagrama de Fuerza Cortante – Sección Perfil “C”

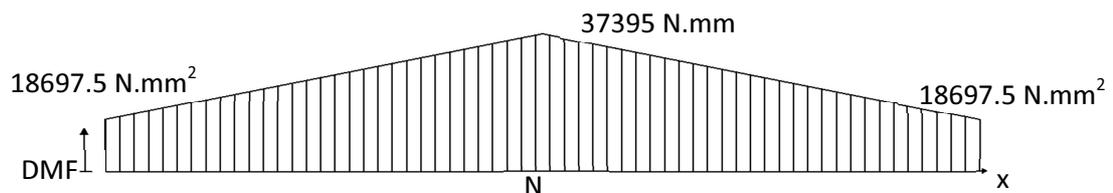


Figura 3.50 Diagrama de Momento Flector – Sección Perfil “C”

A partir de los diagramas de cargas en la sección “N” analizamos el punto crítico “N”

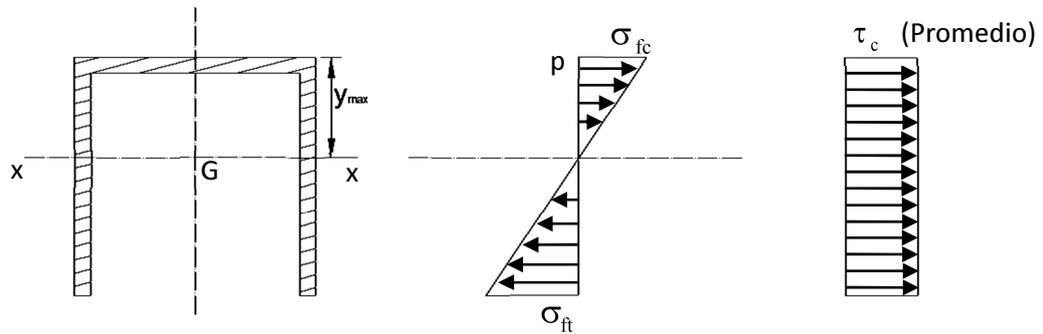


Figura 3.51 Sección crítica de DMF – Punto “N”

Punto crítico “P”

Datos:

$$M_f = 18697 \text{ N}\cdot\text{mm}$$

$$F = 13 \text{ N}$$

$$Y_{\max} = 11.79 \text{ mm}$$

$$A = 178 \text{ mm}^2$$

$$I_x = 19029.2 \text{ N}\cdot\text{mm}^4$$

Cálculo de esfuerzos:

Esfuerzo normal (compresión):
$$\sigma_n = \frac{F}{A} = 0$$

Esfuerzo cortante promedio:
$$\tau_c = \frac{F}{A} = 0.76 \text{ N} \tag{108}$$

Esfuerzo normal debido a la flexión:
$$\sigma_f = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = 22.06 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

Lado a la tracción:
$$\sigma_{ft} = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = 16.73 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \tag{109}$$

Lado a la compresión:
$$\sigma_{fc} = \frac{M_f * C_{\max}}{I_x} = -28.68 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \tag{110}$$

Se observa claramente que la zona crítica es la que está sometida a compresión, por consiguiente:

$$- \quad \sigma_c = \sigma_x = \sigma_{fc} + \sigma_n = 28.68 \frac{N}{mm^2}$$

$$- \quad \tau_c = 0.76N$$

Aplicando el esfuerzo normal equivalente simplificado de TRESCA:

$$- \quad \sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_x^2 + 4 \times (\tau_c^2)} = 28.72 \frac{N}{mm^2} \leq \sigma_{adm} = \frac{\sigma_F}{FS} \quad \wedge \quad \sigma_F = 240 \frac{N}{mm^2}$$

$$- \quad FS = \frac{\sigma_F}{\sigma_{eq}} = 8.36 \quad \rightarrow \quad \text{Factor de seguridad elevado}$$

El factor de seguridad hallado es alto lo cual garantiza la resistencia del sistema (FS=8).

Análisis de Impacto:

Se toma en consideración un posible movimiento intempestivo por parte del paciente hacia el respaldar al momento de reclinarse; por lo tanto aplicamos la teoría de impacto para la fuerza ejercida al perfil horizontal en el punto medio "M". En la evaluación de esta fuerza considero que la masa que impactará al perfil será aproximadamente de 1kg.

Datos:

$$F_{ri} = \text{Fuerza aplicada al perfil horizontal/impacto} \quad \rightarrow \quad F_r = 10 \text{ N}$$

$$h = \text{Distancia máxima entre la espalda del niño y el perfil horizontal} \quad \rightarrow \quad h = 100 \text{ mm}$$

$$E = \text{Módulo de elasticidad} \quad \rightarrow \quad E = 2.1 * 10^5 \frac{N}{mm^2}$$

$$I = \text{Momento de inercia} \quad \rightarrow \quad I_x = 19029.2 \text{ N.mm}^4$$

$$L = \text{Longitud del perfil} \quad \rightarrow \quad L = 300 \text{ mm}$$

$$\sigma_d = \text{Esfuerzo de flexión originado por la carga dinámica} \quad \rightarrow \quad \sigma_d = \frac{M}{W} \left(\frac{N}{mm^2} \right)$$

W= Valor resistente de la sección a la flexión $\rightarrow W = \frac{1}{y_{c \max}} \text{ (mm)}$

M= Momento flector en la mitad de la viga $\rightarrow M = \frac{F_d * L}{4} \text{ (N.mm}^2\text{)}$

Para deflexión máxima (δ_M)

- $w = \frac{F}{L} = \frac{10}{300} = \frac{0.03N}{\text{mm}}$ $\rightarrow w = \text{Fuerza distribuida}$ (111)

- $\delta_M = \frac{5 \times w \times L^4}{384EI} = 0.0007\text{mm}$ $\rightarrow \delta_M = y_{c \max} = \text{Deflexión "M"}$ (112)

De (100):

$y_{c \max} = \delta_M = 0.0007 \text{ mm}$ \rightarrow Deflexión máxima y permisible

Para análisis de resistencia al impacto:(Teoría de Impacto, caso fecha máxima se produce a la mitad de su luz)

$F_d = F + \sqrt{F^2 + 2 \times F \times h \times 48 \frac{EI}{L^3}} = 3779.4$ $\rightarrow F_d = \text{Fuerza dinámica (h=100mm)}$

Reemplazando (99) en (101)

Entonces: $M = \frac{F_d * L}{4} = 283456.9$ \wedge $\sigma_d = \frac{M}{W} = 198.4 \frac{N}{\text{mm}^2}$ (113)

Debe cumplir: $\sigma_d \leq \sigma_{adm} = \frac{\sigma_{lim}}{FS}$ $\rightarrow \sigma_{lim} = 240 \frac{N}{\text{mm}^2}$

Finalmente:

- FS= 1.2 (Factor de seguridad aceptable)

Se considera el factor de seguridad resultante permisible ya que es mayor a la unidad y el efecto del impacto será mitigado por las esponja de espesor de 10 mm que acolchonará el perfil del respaldar.

3.1.2.2 Análisis del perfil Vertical (B)

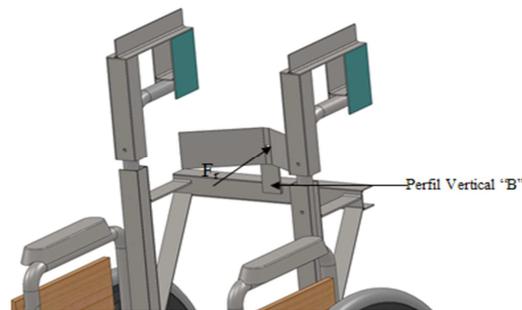


Figura 3.52 Esquema de fuerzas – perfil vertical “B”.

Para realizar el cálculo de resistencia para el perfil vertical “D”, se asumirá como posición crítica que dicha fuerza sea aplicada en el extremo superior, asemejando a un sistema en voladizo.

La fuerza a considerar representa el peso máximo de la cabeza y cervical de un niño promedio entre 0-12 años, la cual es igual a 4 kg.

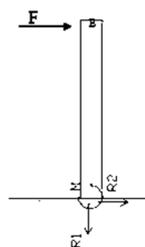


Figura 3.53 Diagrama de cuerpo libre del perfil “B”

Datos:

$$F_{ri} = \text{Fuerza aplicada al perfil vertical} \quad \rightarrow \quad F_r = 40 \text{ N}$$

$$E = \text{Módulo de elasticidad} \quad \rightarrow \quad E = 2.1 \cdot 10^5 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

I= Momento de inercia $\rightarrow I_x = 19029.2 \text{ N} \cdot \text{mm}^4$

L= Longitud del perfil $\rightarrow L = 100 \text{ mm}$

Para deflexión máxima (δ_E)

$$\delta_E = \frac{1}{EI} \left(\frac{F \cdot L^3}{3} \right) = 0.003 \text{ mm} \quad (114)$$

Por lo tanto de (102):

$\delta_E = 0.003 \text{ mm} \rightarrow$ Deflexión máxima y permisible

3.1.3 Resistencia y rigidez de los Sistema Reposabrazos-Base asiento:

El diseño de los sistemas reposabrazos y base asiento tiene como premisa fundamental el obtener una superficie plana en la cual se puedan colocar los parches “Velcro”, por medio de los cuales se colocarán los sujetadores de cada brazo.

REPOSABRAZOS

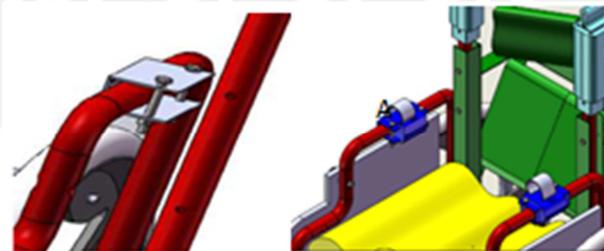


Figura 3.54 Esquema-Reposabrazos

En la figura 3.54 se muestra el esquema del reposa-brazos(A), la cual consiste en tres planchas soldadas en su borde, además de dos pernos que sujetan las planchas horizontales y aseguran que no deslice sobre el tubo. Cabe indicar que en la plancha horizontal superior se ensamblaran los dos parches “Velcro”, ya que esta se encontrará forrada.

El sistema descrito en el párrafo anterior no está sujeto a esfuerzos máximos; ya que su principal función es evitar la caída y movimientos intempestivos de los brazos y las encargados de mitigar este efecto son las cintas “Velcro”.

SISTEMA BASE - ASIENTO

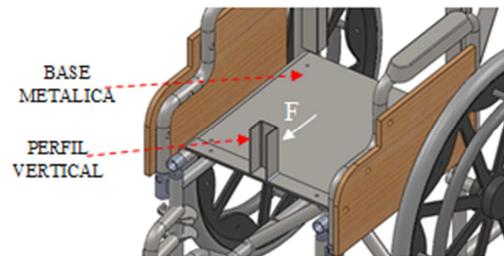


Figura 3.55 Esquema de fuerzas Base-Asiento

El sistema base asiento representa una sujeción parcial de los miembros inferiores y del cuerpo del niño; por lo tanto el perfil vertical que se observa en el esquema del sistema evitará el deslizamiento del cuerpo del paciente por medio de la silla; ya que dicho perfil esta soldado a una plancha ensamblada a una base metálica acondicionada en la estructura asiento, la cual viene armada de fábrica con una base de lona; por lo tanto es necesario la inserción de la base metálica para poder acolchonarla y brindar mayor estabilidad a la estructura ósea del paciente.

La fuerza a la cual estará sometido el perfil vertical se denominara F_r (Fuerza resistente). En cálculo de resistencia para el perfil vertical “O”, se asumirá que la fuerza se aplica a lo largo del perfil. La fuerza a considerar corresponde a la mitad del peso máximo de un niño promedio entre 0-12 años; ya que sostiene aproximadamente a la mitad del cuerpo en caso este intente deslizarse por la silla.

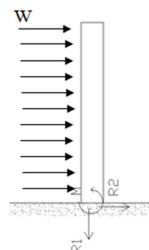


Figura 3.56 Diagrama de cuerpo libre del perfil

Datos:

$$F_{fi} = \text{Fuerza aplicada al perfil vertical} \quad \rightarrow \quad F_i = 225 \text{ N}$$

$$E = \text{Módulo de elasticidad} \quad \rightarrow \quad E = 2.1 \cdot 10^5 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$I = \text{Momento de inercia} \quad \rightarrow \quad I = 22194.19 \text{ N}\cdot\text{mm}^4$$

$$L = \text{Longitud del perfil} \quad \rightarrow \quad L = 120 \text{ mm}$$

Para deflexión máxima (δ_E)

$$w = \frac{F}{L} = \frac{225}{120} = \frac{1.88 \text{ N}}{\text{mm}} \quad \rightarrow \quad w = \text{Fuerza distribuida}$$

$$\delta_{ay} = \frac{w \times L^4}{8EI} = \frac{1.88 \cdot 100^4}{8 \times 2.1 \times 10^5 \times 2219419} = 0.005 \text{ mm} \quad \rightarrow \text{Deflexión máxima y permisible}$$

3.2 Análisis de costos:

Una de las principales ventajas que representa la adaptación de la silla de ruedas frente a la compra de una silla ruedas expendida en el mercado medico es el aspecto económico, a continuación se detalla dicha ventaja mediante cuadros descriptivos de cada uno de los gastos presentes en la adaptación.

En los costos, que implica la adaptación, se toma en consideración que la materia prima a utilizar es el acero común en el mercado, con la condición que dicho material sea reciclable o de fácil adquisición.

COSTOS-MATERIA PRIMA

Se consideran como materia prima el acero, algodón, lona y bandas elásticas; ya que es lo mínimo necesario para un taller pequeño que cuenta con el resto de elementos tales como: brocas, pernos, etc.

				Costo / m2 = S/. 41.67
Cantidad	Material	Sistema	Área (mm2)	Costo(S/.)
2	AISI SAE 1040	S. Guía	24525	2.04
1	AISI SAE 1040	S. Respaldar	51576	2.149
2	AISI SAE 1040	S. Reposabrazos	9750	0.81
1	AISI SAE 1040	S. Base Asiento	115400	4.81
TOTAL				11.78

Figura 3.57 Cuadro de costos- Acero

Cantidad	Material	Sistema	Costo(S/.)
2	Algodón, lona y cuerina	S. Guía	18.00
1	Algodón, lona y cuerina	S. Respaldar	31
2	Algodón, lona y cuerina	S. Reposabrazos	12.50
1	Algodón, lona y cuerina	S. Base Asiento	25.00
3	Bandas Elásticas	VELCRO	9.50
TOTAL			96.00

Figura 3.58 Cuadro de costos- Algodón/Lona

COSTOS-MANO DE OBRA

En caso sea factible que la fabricación y ensamble sean ejecutados por personas voluntarias como un acto de caridad resultaría muy beneficioso para el ahorro de los costos finales de adaptación, pero en caso no se sea posible dicho apoyo se plantean los gastos que representarían el servicio en una empresa externa.

SERVICIO	Horas	Costo horario	TOTAL (S/.)
Soldadura y armado	22.25	10	189.13

Figura 3.59 Costos-soldadura y armado

En vista que se puede reducir el costo del servicio en caso este sea realizado por una empresa tercera, se plantea que los perfiles existentes en cada uno de los sistemas no sean fabricados por medio del proceso de soldadura sino por un doblado.

SERVICIO	Horas	Costo horario	TOTAL (S/.)
Soldadura , doblado y armado	16.75	6	85.43

Figura 3.60 Costos-soldadura, doblado y armado

Para proteger al acero de la oxidación progresiva por la filtración de agua que pueda existir se protegerá con esmalte epóxico:

Esmalte promedio	Costo promedio (S/. / galón)	Metraje / Planchas(m2)	Rendimiento teórico(m2/gal)	Costo (S/. / silla)	Costo (S/. / 100 sillas)
Auroepoxi 410	91.00	0.20	75.00	0.24	24.42

Figura 3.61 Costos-Pintura epóxica

El costo de la adaptación realizada en un taller pequeño será un total de S/. 193.5.



CAPÍTULO 4

Elaboración del Manual del Manual de adaptación de la silla de ruedas convencionales a sillas de ruedas neurológicas.

4.1 Introducción del manual:

El manual que se describe a continuación representa la adaptación de la silla de ruedas convencional a la silla de ruedas para pacientes con enfermedades neurológicas; dicha adaptación contiene una secuencia de procedimientos los cuales se deben seguir para poder completar dicha adaptación; el producto final es la silla ensamblada con todos sus accesorios y se debe mostrar la suficientemente robusta y acolchonada en las partes que se indicarán; ya que de este modo permitirá al infante relajación, seguridad y tranquilidad muscular; asimismo el guía podrá conducir al infante de una forma ergonómica.

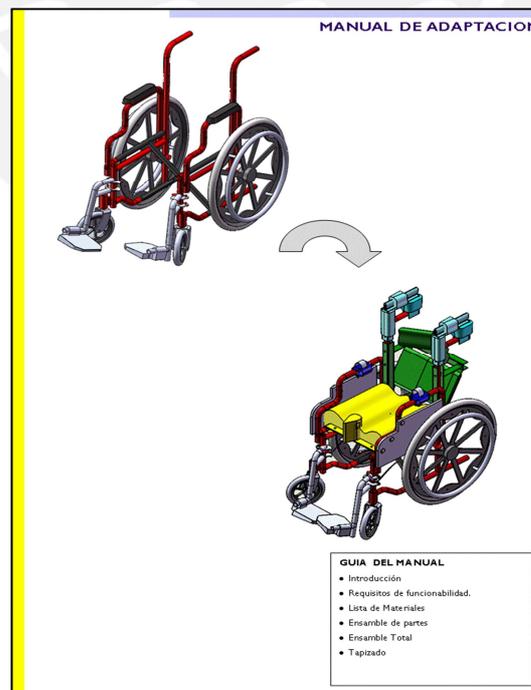


Fig. 4.1 Carátula del manual

4.2 Ensamble general:

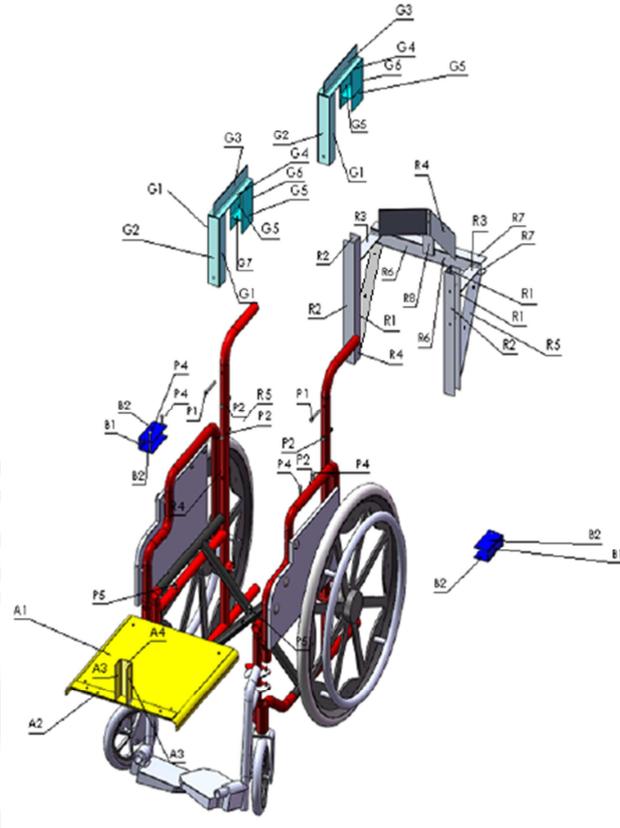


Fig. 4.2 Ensamble General

4.3 Requisitos de Funcionalidad:

- El sistema guía permite al terapeuta ocupacional conducir al paciente, sin necesidad de reclinar en demasía su columna, según sea su condición física.

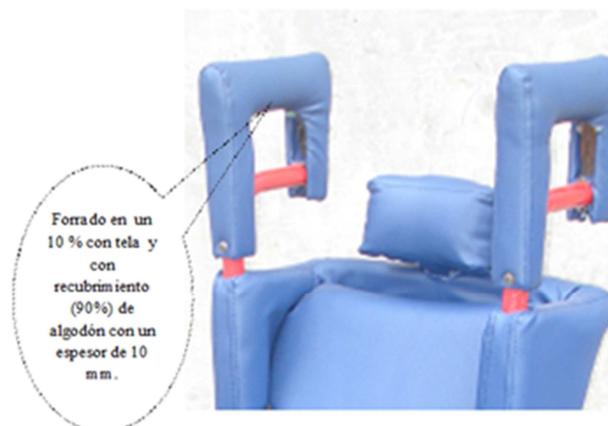


Fig. 4.3 Forrado Sistema Guía

- Tapizado en el reposabrazos con un espesor de relleno de algodón de 10 mm.



Fig. 4.4 Forrado Sistema Reposabrazos

- El Sistema Respaldar se tapiza tal como se observa en la figura; las barras inclinadas tiene un espesor de relleno de 10 mm, mientras que el soporte craneal tiene uno de 20mm. ; el ángulo de inclinación permite recostarse 30° grados, además presenta un soporte craneal el cual está lo suficientemente revestido para sostener la cabeza del paciente.



Fig. 4.5 Forrado Sistema Respaldar

- El Sistema Base-Asiento, se tapiza tal como se observa en la figura para luego rellenarlo con un espesor de 50 mm, el soporte vertical queda libre para que sea

tapizado y relleno posteriormente con un espesor de 60mm.



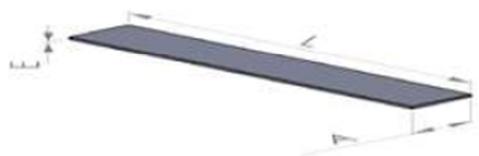
Fig. 4.6 Forrado Sistema Base - Asiento

4.3 Listado de Piezas:



CÓDIGO	DIMENSIONES			MATERIAL	DESCRIPCIÓN	# PIEZAS
	Largo(mm)	Ancho(mm)	Espesor(mm)			
G1	153	25	2	AISSAE 1040	PLANCHA	2
G2	153	30	2	AISSAE 1040	PLANCHA	4
G3	157	30	2	AISSAE 1040	PLANCHA	2
G4	157	30	2	AISSAE 1040	PLANCHA	2
G5	108	30	2	AISSAE 1040	PLANCHA	4
G6	108	25	2	AISSAE 1040	PLANCHA	2
G7	30	25	2	AISSAE 1040	PLANCHA	1
G8	230	20	2	AISSAE 1040	PLANCHA	1
G9	105	20	2	AISSAE 1040	PLANCHA	2
R1	300	25	2	AISSAE 1040	PLANCHA	2
R2	300	27	2	AISSAE 1040	PLANCHA	4
R3	110	27	2	AISSAE 1040	PLANCHA	2
R4	150	27	1.5	AISSAE 1040	PLANCHA	1
R5	228	27	2	AISSAE 1040	PLANCHA	2
R6	300	30	2	AISSAE 1040	PLANCHA	1
R7	300	30	2	AISSAE 1040	PLANCHA	2
R8	90	30	2	AISSAE 1040	PLANCHA	2
R9	70	30	2	AISSAE 1040	PLANCHA	1

Fig. 4.7 Lista de partes 1



CODIGO	DIMENSIONES			MATERIAL	DESCRIPCION	# PIEZAS
	Largo(mm)	Ancho(mm)	Espesor(mm)			
B1	130	25	2	AISI SAE 1040	PLANCHA	2
B2	130	50	2	AISI SAE 1040	PLANCHA	4
A1	340	290	2	AISI SAE 1040	PLANCHA	1
A2	340	20	2	AISI SAE 1040	PLANCHA	1
A3	100	20	2	AISI SAE 1040	PLANCHA	2
A4	100	80	2	AISI SAE 1040	PLANCHA	1

Fig. 4.8 Lista de partes 2



CÓDIGO	DIAMETRO(mm)	LONGITUD	NORMA	PERNO	# NUMERO
P1	5	30	ISO 4017	M5 X 30	2
P2	5	30	ISO 4017	M5 X 30	4
P3	5	10	ISO 4017	M5 X 30	1
P4	5	45	ISO 4017	M5 X 30	4
P5	5	10	ISO 4017	M5 X 30	2

Fig. 4.9 Lista de partes 3

4.4 Equipos Requeridos:

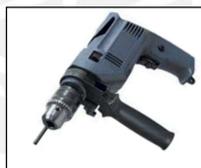


Fig. 4.10 Taladro simple acondicionado con una broca de diámetro 5mm

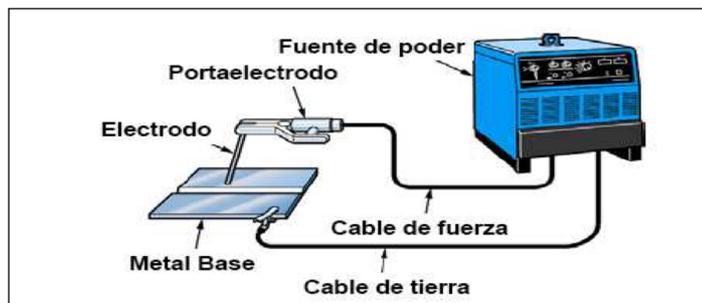


Fig. 4.11 Equipo de soldadura por arco eléctrico
5 Electrodo por arco eléctrico E6011 (AWS A5)

4.5 Ensamble de partes:

Se deben armar pequeños subsistemas y sistemas los cuales serán descritos en una secuencia enumerada de la siguiente forma:

- Parte **Subsistema guía 1, 2,3, 4, 5 y Sistema Guía 1 y 2.**
- Parte **Subsistema respaldar 1,2,3,4,5,6**
- Parte **Subsistema Repo 1 ,2 y Sistema Reposabrazos**
- Parte **Sistema Guía 1 y 2**
- Parte **Sistema Asiento 1.**
- **Ensamble I, II y III.**

Subsistema Guía 1:

- Paso 1:
- Tomar 2 piezas G2 y 1 pieza G1.
 - También se debe tener a la mano un taladro simple acondicionado con una broca de diámetro de 5mm.
- Paso 2: Hacer un agujero con el taladro en la posición P1, en la pieza G1.

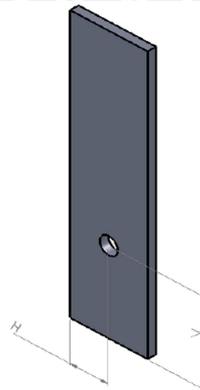


Fig. 4.12. Dimensionamiento de pieza G1- Subsistema Guía 1

Paso 3: Para poder ubicar la posición P1, se debe coger la plancha G1 y ubicar el extremo izquierdo; a partir de un extremo medir con una regla las siguientes magnitudes.

V (Vertical) = 22.5mm

H (Horizontal) = 15mm

Paso 4: Repetir el mismo procedimiento para la otra pieza G1.

Paso 5: Tomar una de las piezas G1 acompañada de un par de piezas G2.

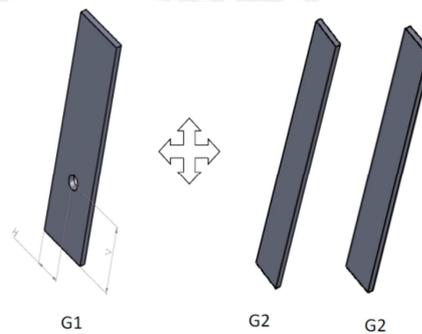


Fig. 4.13 Visualización gráfica paso 5- Subsistema Guía 1

Paso 6: Con un equipo de soldadura por arco eléctrico se utilizará 1 varilla de electrodo E 6011, para soldar por todo el borde de cada pieza G1 y unirla por un cordón de soldadura a las piezas G2; una vez soldada la nueva pieza tendrá una forma de C. Es decir, al final de la unión se tendrá dos cordones de soldadura en cada esquina de la C formada.

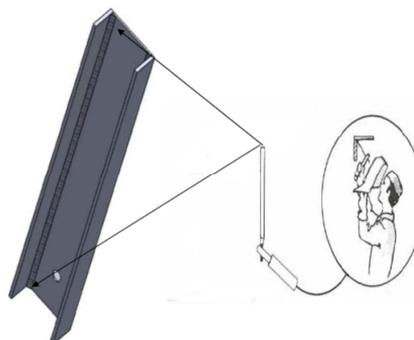


Fig. 4.14 Visualización gráfica paso 6- Subsistema Guía 1

***NOTA:**

En caso no disponer del equipo de soldadura especificado, se procede a solicitar la pieza terminada a una empresa metal mecánica adjuntando el plano S. GUIA 1.

Subsistema Guía 2

Paso 1: Repetir el mismo procedimiento para otras piezas G2 y G1.

***NOTA:**

En caso no disponer del equipo de soldadura especificado, se procede a solicitar la pieza terminada a una empresa metal mecánica, adjuntando el plano S. GUIA 2.

Subsistema Guía 3

Paso 1: Tomar 2 piezas G5 y 1 pieza G6.

Paso 2: Posicionar la pieza G6 y G5 en dirección vertical.



Fig. 4.15 Visualización gráfica paso 2- Subsistema Guía 3

Paso 3: Con un equipo de soldadura por arco eléctrico se utilizará 1 varilla de electrodo E 6011, para soldar por todo el borde de cada pieza G6 y unirla por un cordón de soldadura a las piezas G5; una vez soldada la nueva pieza tendrá una forma de C. Es decir, al final de la unión se tendrá dos cordones de soldadura en cada esquina de la C formada.

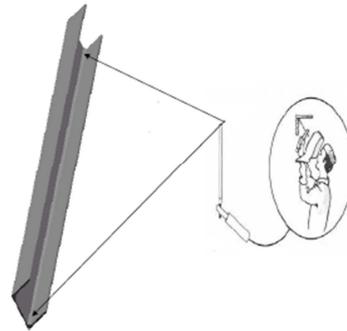


Fig. 4.16 Representación gráfica paso 3- Subsistema Guía 3

***NOTA:**

En caso no disponer del equipo de soldadura especificado, se procede a solicitar la pieza terminada a una empresa metal mecánica, adjuntando el plano S. GUIA 3.

Paso 4: Una vez formada la nueva pieza en forma de C se procede a soldar la pieza G7 en el punto P2 ubicado en la pieza G6. Dicho punto tiene una distancia de 30 mm medido desde el extremo en la base; recordar que dicha soldadura se realizara con el mismo electrodo escogido anteriormente.

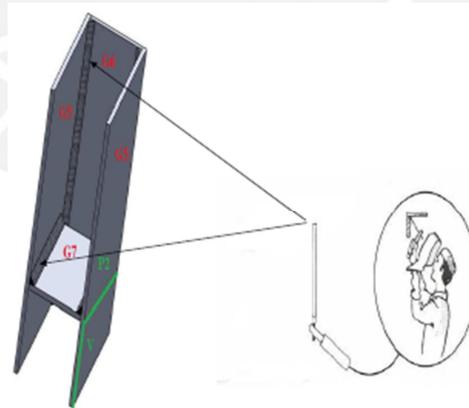


Fig. 4.17 Representación gráfica paso 4- Subsistema Guía 3

Subsistema Guía 4

Paso 1: Repetir el mismo procedimiento para las piezas restantes G6,G5 y G7.

***NOTA:**

En caso no disponer del equipo de soldadura especificado, se precede a solicitar la pieza terminada a una empresa metal mecánica, adjuntando el plano S. GUIA 4.

Subsistema Guía 5

Paso 1: Tomar una pieza G3 y una G4.

Paso 2: Colocar las piezas G3 y G4 en similar posición a la representada en la figura 4.19, para luego soldar la unión de ambas piezas de la misma manera que los anteriores procesos de soldadura realizados con el mismo electrodo ya seleccionado.

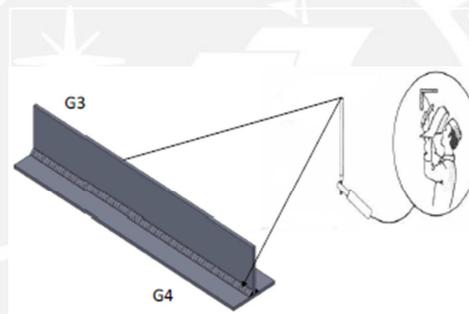


Fig. 4.18 Representación gráfica paso 2- Subsistema Guía 5

Subsistema Guía 6

Paso 1: Repetir el mismo procedimiento para las piezas restantes G3 y G4.

Sistema Guía 1

Paso 1: Se procede a unir los subsistemas guía 1, 3,5 respectivamente para poder convertirlo en el Sistema Guía 1, cabe mencionar que dicho proceso de unión se realiza por medio de uniones soldadas con el mismo electrodo ya seleccionado anteriormente, a continuación en la figura 4.20 se indicará que aristas que se deberán soldar.

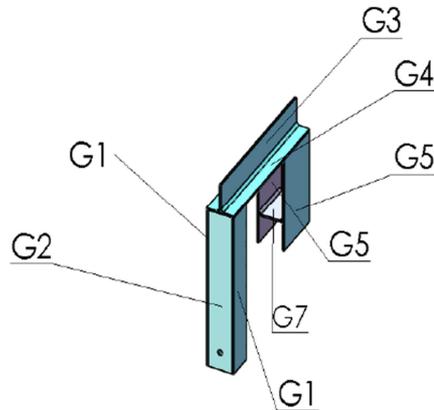


Fig. 4.19 Señalización de componentes del ensamble - Sistema Guía 1

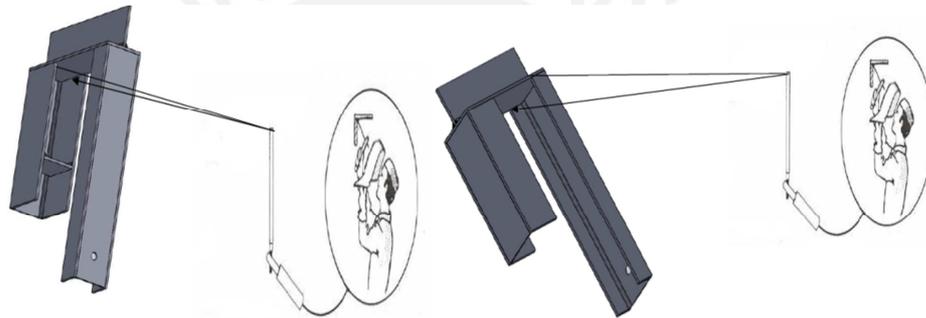


Fig.4.20 Visualización gráfica de soldadura paso 1- Sistema Guía 1

Sistema Guía 2

Paso 1: Se repite el mismo procedimiento realizado para el Sistema Guía 2 pero se utilizan los subsistemas guía 2, 4 y 6 respectivamente.

Subsistema respaldar 1

Paso 1: Tomar 2 piezas R1 y 1 pieza R2, además de coger el taladro simple acondicionado con una broca de diámetro de 5 mm.

Paso 2: Hacer dos agujeros con el taladro, uno en la posición P1 y el otro en la posición P2 en la pieza R1.

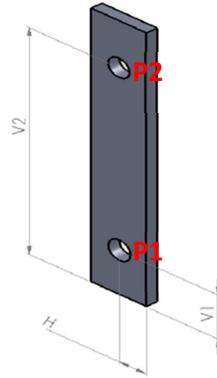


Fig. 4.21 Visualización grafica paso 2 – Subsistema respaldar 1

Paso 3: Tener en consideración las siguientes medidas para la posición P1 y P2:

V1= Vertical=85 mm

V2= Vertical=215 mm

H=Horizontal=15 mm

Paso 4: Repetir el mismo procedimiento para las otras planchas R1.

Paso 5: Tomar las piezas R2, las cuales ya tienen sus agujeros respectivos y una pieza R1.

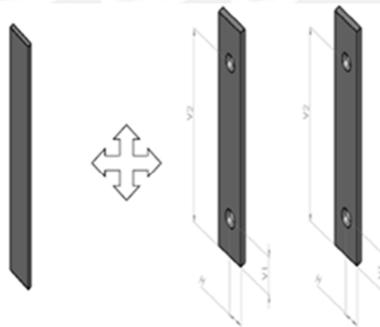


Fig. 4.22 Visualización gráfica paso 5- Subsistema respaldar 1

Paso 6: Con un equipo de soldadura por arco eléctrico se utilizará 1 varilla de electrodo E 6011, para soldar por todo el borde de cada pieza R2 y unirla por un cordón de soldadura a las piezas R1; una vez soldada la nueva pieza tendrá una forma de C. Es decir, al

final de la unión se tendrá dos cordones de soldadura en cada esquina de la C formada.

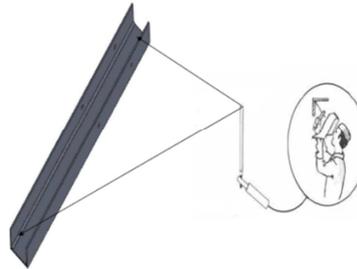


Fig. 4.23 Visualización gráfica paso 6-Subsistema respaldar 1

***NOTA:**

En caso no disponer del equipo de soldadura especificado, se procede a solicitar la pieza terminada a una empresa metal mecánica, adjuntando el plano S.

RESPALDAR 1.

Subsistema respaldar 2

Paso1: Repetir el mismo procedimiento para el otro par de piezas R2 y R1.

***NOTA:**

En caso no disponer del equipo de soldadura especificado, se precede a solicitar la pieza terminada a una empresa metal mecánica, adjuntando el plano S.

RESPALDAR 2.

Subsistema respaldar 3

Paso 1: Tomar una pieza R6 y dos piezas R7.

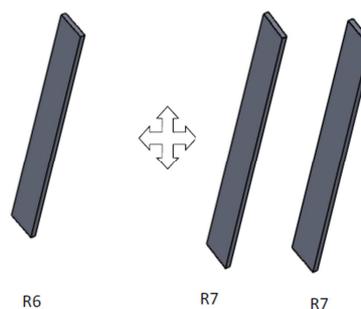


Fig. 4.24 Visualización gráfica paso 1-Subsistema respaldar 3

Paso 2: Con un equipo de soldadura por arco eléctrico se utilizará 1 varilla de electrodo E 6011, para soldar por todo el borde de cada pieza R6 y unirla por un cordón de soldadura a las piezas R7; una vez soldada la nueva pieza tendrá una forma de C. Es decir, al final de la unión se tendrá dos cordones de soldadura en cada esquina de la C formada.

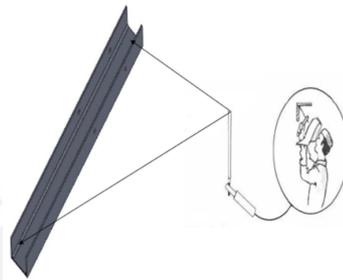


Fig.4.25 Visualización gráfica paso 2-Subsistema respaldar 3

***NOTA:**

En caso no disponer del equipo de soldadura especificado, se precede a solicitar la pieza terminada a una empresa metal mecánica, adjuntando el plano S. RESPALDAR 3.

Subsistema respaldar 4

Paso 1: Tomar dos piezas R8 y una R9, además coger el taladro simple acondicionado con una broca de diámetro de 5 mm.

Paso 2: Hacer un agujero con el taladro en la posición P1, en la pieza R9.

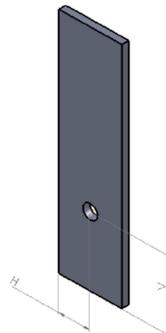


Fig. 4.26 Visualización grafica paso 2-Subsistema respaldar 4

Paso 3: Para poder ubicar la posición P1, se debe coger la plancha R9 y ubicar el extremo izquierdo, a partir de dicho extremo medir con una regla las siguientes medidas.

V= Vertical=20 mm

H=Horizontal=15 mm

Paso 4: Tomar las piezas R9 y R8.

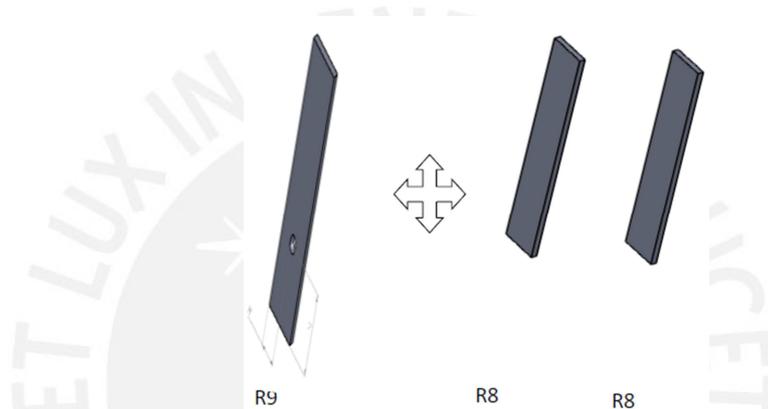


Fig. 4.27 Visualización gráfica paso 4-Subsistema respaldar 4

Paso 5: Con un equipo de soldadura por arco eléctrico se utilizará 1 varilla de electrodo E 6011, para soldar por todo el borde de cada pieza R9 y unirla por un cordón de soldadura a las piezas R8; una vez soldada la nueva pieza tendrá una forma de C. Es decir, al final de la unión se tendrá dos cordones de soldadura en cada esquina de la C formada.

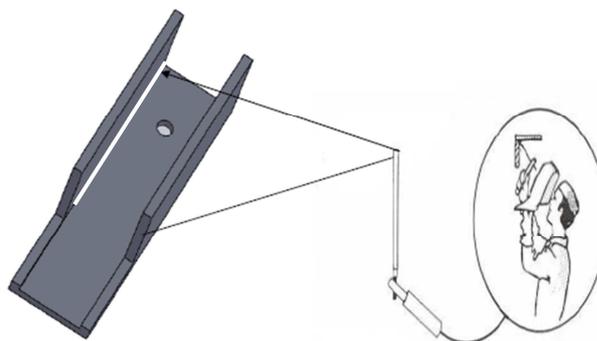


Fig. 4.28 Visualización gráfica paso 5- Subsistema respaldar 4

Subsistema respaldar 5

Paso 1: Coger las piezas en C ya elaboradas y proceder a unir todos los subsistemas anteriores; es decir los subsistemas 3 y 4, dicha unión será por medio de un cordón se soldadura a lo largo de la arista y en una sola pasada; tal como se indicará a continuación:

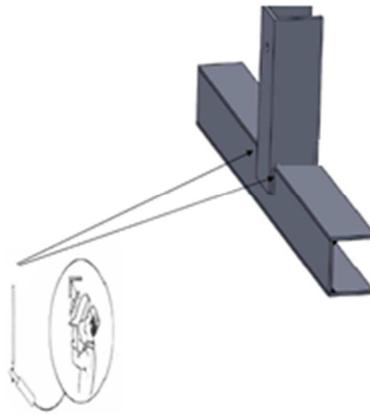


Fig. 4.29 Visualización gráfica paso 1-Subsistema respaldar 5

Subsistema respaldar 6

Paso 1: Después de haber armado el sistema respaldar 5; nos disponemos a unir con la pieza R4 (lámina doblada a la forma deseada y longitud de lado recto igual a 8mm); dicha unión será factible gracias a la inserción de un perno de diámetro de 5 mm (M5) y largo de 10 mm en el agujero que está ubicado en la pieza R4. Cabe mencionar que para dicha unión la lámina R4 debe poseer el agujero alineado con el agujero existente en la pieza R4, por tanto se debe hacer previamente a la unión, el agujero en la lámina R4, el cual se ubicará en la mitad de las medidas de longitud y de ancho de la misma.

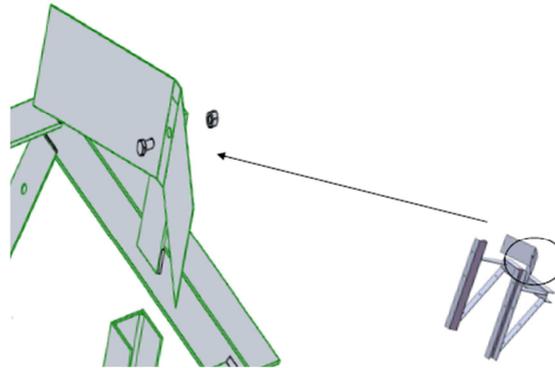


Fig. 4.30 Visualización gráfica paso 1- Subsistema respaldar 6

Subsistema repo 1

- Paso 1: Tomar 2 piezas B2 y una pieza B1, además coger un taladro simple con una broca de diámetro de 5 mm.
- Paso 2: Hacer un agujero con el taladro en la posición P1 y en la posición P2, en la posición B2.

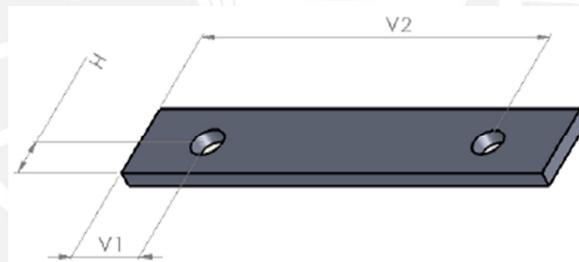


Fig. 4.31 Visualización gráfica paso 2-Subsistema repo 1

- Paso 3: Para poder ubicar la posición P2 se debe sujetar la plancha B1 y ubicar el lado inferior de la placa B1; a partir de ese extremo medir con una regla las siguientes magnitudes.
- V1=Horizontal=54 mm
- V2=Horizontal=20 mm
- H=Vertical=25 mm
- Paso 4: Tomar las piezas B2 y B1 para poder unirlos.

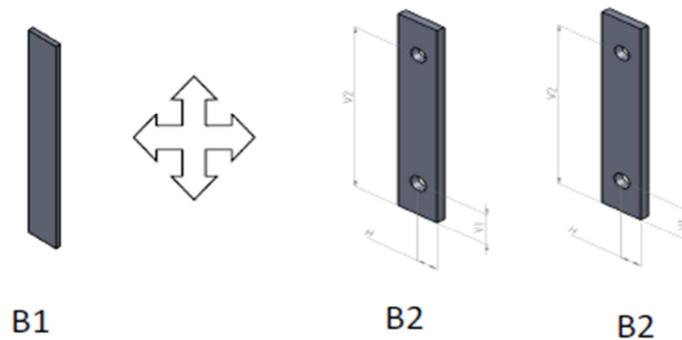


Fig. 4.32 Visualización gráfica paso 4- Subsistema repo 1

Paso 5: Con un equipo de soldadura por arco eléctrico se utilizará 1 varilla de electrodo E 6011, para soldar por todo el borde de cada pieza B1 y unirla por un cordón de soldadura a las piezas B2; una vez soldada la nueva pieza tendrá una forma de C. Es decir, al final de la unión se tendrá dos cordones de soldadura en cada esquina de la C formada.



Fig. 4.33 Visualización grafica paso 5- Subsistema repo 1

***NOTA:**

En caso no disponer del equipo de soldadura especificado, se procede a solicitar la pieza terminada a una empresa metal mecánica, adjuntando el plano S. REPO 1.

Subsistema repo 2

Paso 1: Repetir el mismo procedimiento para el otro par de piezas B2 que restan y la otra pieza B1. También tener a la mano un taladro manual con broca de diámetro de 5mm

***NOTA:**

En caso no disponer del equipo de soldadura especificado, se procede a solicitar la pieza terminada a una empresa metal mecánica, adjuntando el plano S. REPO 2.

Subsistema reposabrazos

Paso 1: Ubicar las piezas ya elaboradas, subsistemas repo-1 y subsistema repo-2, e insertarlos en los mangos de la silla tal como se indica en la figura 4.44. Cabe mencionar que se utilizarán los pernos designados como P4.

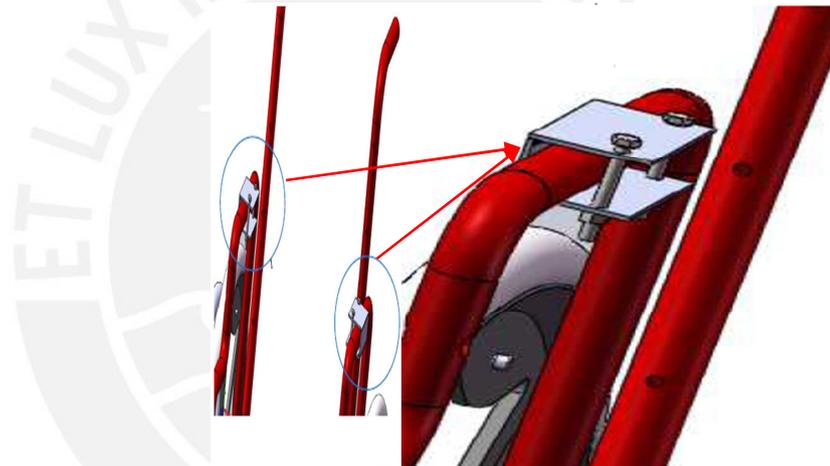


Fig. 4.44 Visualización gráfica paso 1- Subsistema reposabrazos

Sistema Asiento

Paso 1: Tomar una pieza A3 y dos piezas A4.

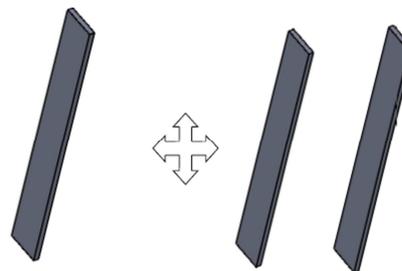


Fig.4.45 Visualización gráfica paso 1-Sistema Asiento

Paso 2: Con un equipo de soldadura por arco eléctrico se utilizará 1 varilla de electrodo E 6011, para soldar por todo el borde de cada

pieza A3 y unirla por un cordón de soldadura a las piezas A4; una vez soldada la nueva pieza tendrá una forma de C. Es decir, al final de la unión se tendrá dos cordones de soldadura en cada esquina de la C formada.

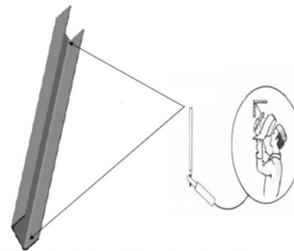


Fig. 4.46 Visualización gráfica paso 2-Sistema Asiento

***NOTA:**

En caso no disponer del equipo de soldadura especificado, se procede a solicitar la pieza terminada a una empresa metal mecánica, adjuntando el plano S. BASE ASIEN TO.

Paso 3: Hacer dos agujeros de diámetro de 5 mm con el taladro, uno en la posición P1 y el otro en la posición P2 en la pieza A2.

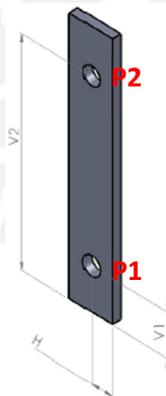


Fig. 4.47 Visualización gráfica paso 3-Sistema Asiento 1

Paso 4: Tener en cuenta las siguientes medidas:

Medidas para P1:

V1=Vertical=130 mm

H=Horizontal=10 mm

Medidas para P2:
V2= Vertical=210mm
H=Horizontal=10 mm

Paso 5: Soldar 3 piezas en una de las caras de la plancha A1, tal como se indica en la siguiente figura.

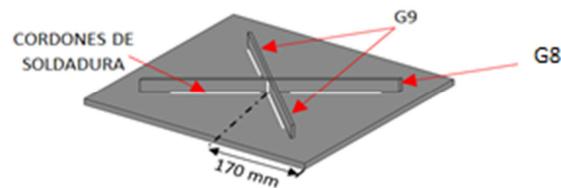


Fig. 4.48 Visualización gráfica paso 5-Sistema Asiento 1

Paso 6: Hacer 1 agujero con el taladro en la posición P1 y otro en la posición P2 respectivamente, asimismo 4 agujeros pasante totalmente a la plancha A1 en los agujeros cuyas posiciones son P3,P4,P5 y P6; cabe mencionar que todos los agujeros son de diámetro de 5 mm respectivamente.

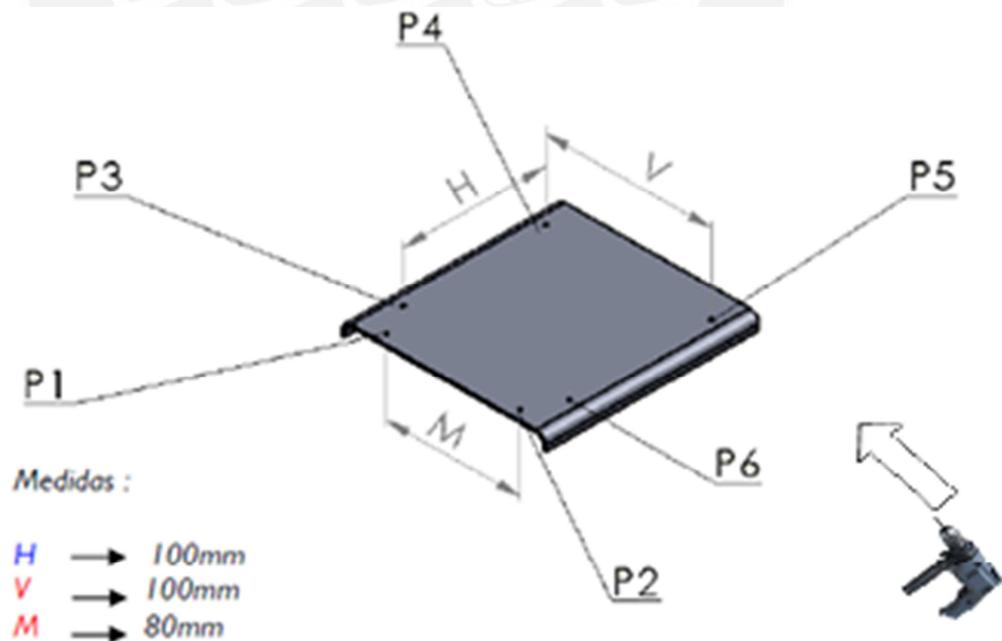


Fig. 4.49 Visualización gráfica paso 6- Sistema Asiento 1

Paso 7: Colocar los pernos en las posiciones P3, P4, P5, P6; para poder

sujetar la plancha A1 a la base del asiento del silla.

Asimismo unir la pieza A2 utilizando los pernos P1 y P2 respectivamente, tal como se indica en la figura 4.47.

También unir la pieza BASE DE ASIENTO, denominada en pasos anteriores mediante un proceso de soldadura por todo el contorno en C que lo encierra de la siguiente forma:

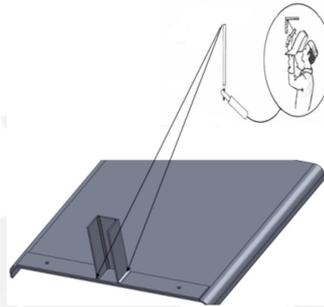


Fig. 4.50 Visualización gráfica paso 7 -Sistema Asiento

Ensamble I

Paso 1: Primero se debe colocar la silla en posición vertical, también se debe tomar un SISTEMA GUÍA 1 Y 2.

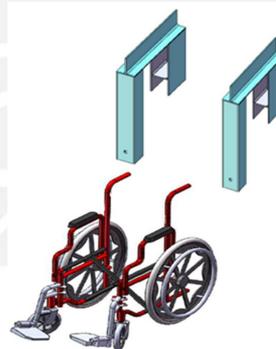


Fig. 4.51 Visualización gráfica paso 1- Ensamble I

Paso 2: Se debe visualizar los 8 agujeros que tiene los mangos de la silla, 4 en cada lado; pero dichos agujeros no son totalmente pasantes en la silla original de fábrica; por lo tanto se deben hacer agujeros que sean totalmente pasantes, por ello se debe taladrar en los 3 primeros agujeros a cada lado, de la siguiente manera.

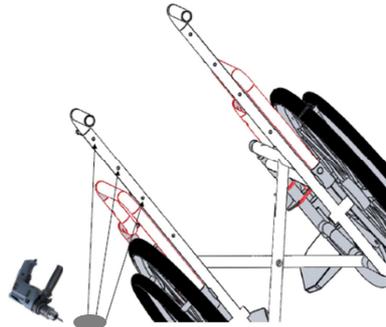


Fig. 4.52 Visualización gráfica paso 2- Ensamble I

Paso 3: Montar el sistema Guía 1 en cada uno de los mangos, hasta alcanzar que la pieza G7 tope o choque con la superficie, de la misma manera se puede observar que el agujero de la pieza G2 coincide con el agujero del tubo de la columna de la silla; por lo tanto se debe insertar el perno P1 para ensamblar toda el sistema; cabe indicar que la tuerca se debe asegurar al máximo.

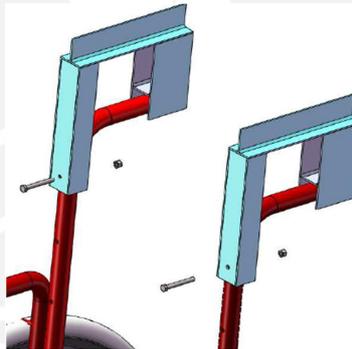


Fig. 4.53 Visualización gráfica paso 3- Ensamble I

Ensamble II

Paso 1: Para el ensamble II se debe unir el Sistema respaldar 1 y 2 a las columnas tubulares de la silla; las cuales tienen los agujeros pasantes ya trabajados; dicha sujeción quedará de la siguiente forma.

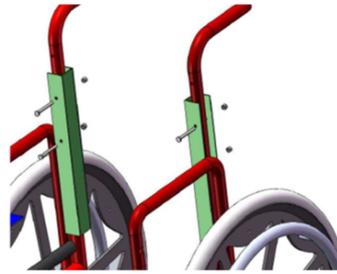


Fig. 4.54 Visualización gráfica paso 1- Ensamble II

Paso 2: Luego se debe unir el subsistema respaldar 6 con lo ensamblado en el paso N° 1; dicha unión se realiza por medio de un cordón de soldadura el cual será continuo por todo el borde, además se utilizará el electrodo ya seleccionado anteriormente y la soldadura será en los puntos indicados en la figura 4.52. Las planchas de unión son las piezas R3 y R5.

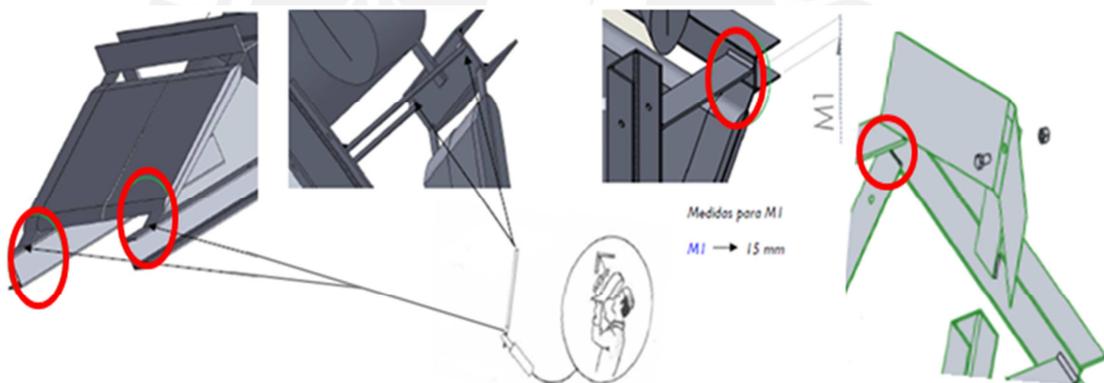


Fig. 4.55 Visualización gráfica paso 2- Ensamble II

Ensamble III

Paso 1: Para el ensamble 3 se toma el Sistema Asiento y se coloca en la base de la estructura de la silla, como se muestra en la figura 4.53.

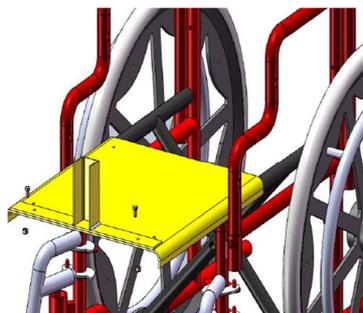


Fig. 4.56 Visualización grafica paso 1- Ensamble III

***NOTA:**

Al concluir con el ensamble completo de la estructura ver la posibilidad de pintarlo completamente con base epóxica para evitar su deterioro corrosivo en el tiempo.

Tapizado

El tapizado consiste en forrar todas las piezas, ensambles, sistemas y perfiles metálicos insertados en la silla, la primera capa del tapizado será con algodón (espesor de capa 10 mm), la segunda capa será recubrimiento de cuero o cuerina. Una vez finalizado el proceso de tapizado se insertarán las bandas de sujeción VELCRO en el sistema respaldar y reposabrazos.



Fig. 4.57 Silla finalizada

CONCLUSIONES

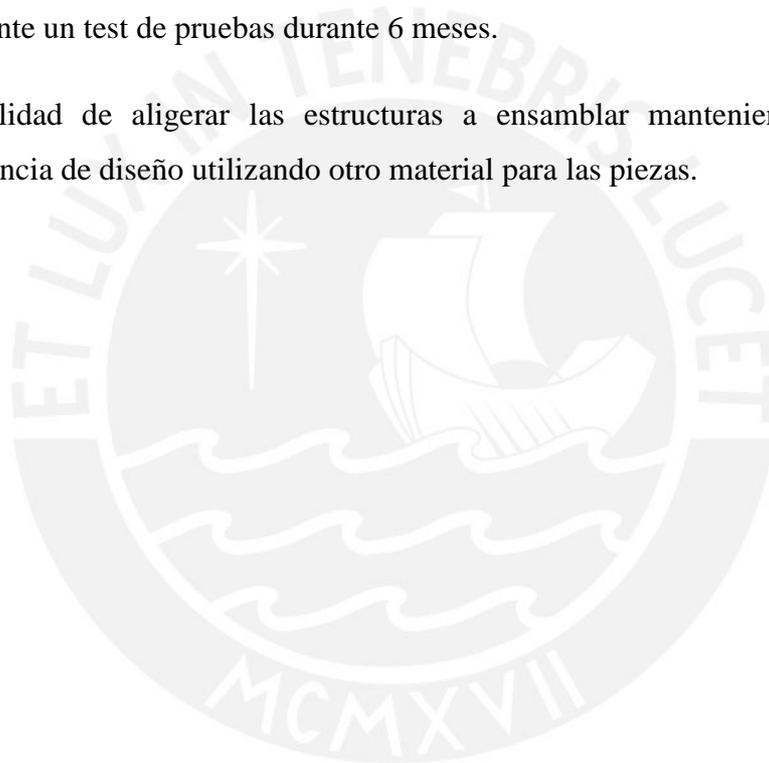
- a) Es posible realizar la adaptación total de una silla de ruedas estándar a una silla de ruedas para pacientes con enfermedades neurológicas mediante un manual de armado y fabricación, con la previa concepción de brindar: comodidad, seguridad y ergonomía.
- b) Es factible realizar la adaptación de la silla de ruedas estándar a silla de ruedas para pacientes con enfermedades neurológicas, ya que se pudo ejecutar utilizando el manual de adaptación, en el taller mecánico de la facultad de Ing. Mecánica- PUCP a través de procesos de constructivos simples.
- c) El bajo costo económico de las piezas y accesorios (bandas) que se utilizan para la adaptación de la silla, además de los procesos (soldadura, taladrado y tapizado) que no requieren un grado de conocimiento técnico mínimo (conocimiento básico de soldadura), dan como resultado una inversión económica (S/.193.5) en toda la adaptación. Así el costo final es 5 veces menor que una silla neurológica fabricada en la industria médica.
- d) La rigidez y estabilidad de los sistemas de guía, reposa-brazos, respaldar y el base-asiento; representan la confiabilidad del sistema, el cual tiene como base un diseño seguro y eficiente.
- e) Los nuevos mangos guías de la silla adaptada tienen una nueva altura con referencia al piso, teniendo en consideración la talla promedio de los peruanos. De esta forma se brinda ergonomía de trabajo para el guía o terapeuta ocupacional que manipule la silla.
- f) Gracias al ángulo de inclinación fijo de 30° que tiene el sistema respaldar es posible brindar relajación al paciente que está sentado de manera permanente, permitiéndole una adecuada postura.

RECOMENDACIONES

- a) La atención del guía respecto al paciente debe ser permanente y continua debido que la integridad física del paciente está en continuo riesgo, por tal motivo se debe verificar la interacción permanente del paciente con la silla adaptada.
- b) Se debe respetar la secuencia descrita en el manual de instalación así como el espesor recomendado de forrado y relleno en el tapizado, además de los puntos en los cuales se debe aplicar.
- c) Verificar cada unión del tapizado para evitar el ingreso del agua cuando la silla esté expuesta al agua continuamente ya que la humedad natural y forzada puede dañar las estructuras de acero, por lo tanto se debe pintar todas las estructuras metálicas en pintura epóxica o anticorrosiva como medida preventiva. El costo es mínimo debido a las dimensiones y pequeña cantidad de piezas metálicas que conforman toda la estructura.
- d) Las uniones atornilladas se deben asegurar y revisar progresivamente al paso del tiempo, para evitar futuras fallas por falta de inspección continua.

OBSERVACIONES

- a) Verificar la posibilidad de convertir el sistema respaldar fijo en uno variable, para que pueda regularse para distintos ángulos de inclinación.
- b) Posibilidad de aumentar la altura de los mangos guías ensamblados y convertirlo en un sistema regulable.
- c) Comprobar el confort y comodidad de las sillas de ruedas adaptadas para los niños mediante un test de pruebas durante 6 meses.
- d) Posibilidad de aligerar las estructuras a ensamblar manteniendo la rigidez y resistencia de diseño utilizando otro material para las piezas.



BIBLIOGRAFÍA

- a) Rodríguez, J (2008). *Resistencia de materiales 2* Lima: PUCP
- b) Girón, V. (2007) *Procesos de manufactura I Mecanizado y máquinas-herramienta* Lima: Perú.
- c) Serafina, A., Hernández M., Ortega E., Del Valle M. (2003) *Fundamentos de fisioterapia* España: Editorial Síntesis S.A.
- d) Muscari G. (2008). *Soldadura y unión con adhesivos*. Lima: PUCP
- e) Lazarte, J. (2007). *Soldabilidad de los aceros*. Lima: PUCP
- f) Dufour, M., Michel, P. (2006). *Biomecánica funcional: miembros, cabeza tronco* España: Barcelona.
- g) Harranz, J. (2003) *Nurología* Elsevier España: Barcelona
- h) Barquin M. (2000) *La salud en el trabajo*. JGH Editores
- i) Bustamante A. (1995) *Diseño ergonómico en la prevención de la enfermedad laboral* Ediciones Díaz de Canseco.
- j) Fung, Y. (1997) *Biomechanics: circulation*. New York : Springer-Verlag
- k) Fung, Y. (1990) *Biomechanics: motion, flow, stress, and growth*, New York: Springer-Verlag
- k) Tilley, Alvin R. (2002) *The measure of man and woman : human factors in design*. New York: Wiley
- l) Bronzino, J. (2003) *Biomechanics: principles and applications*. **CRC Press**
- m) Campos, A. (1989). Dinámica de una rueda sobre terreno deformable. *Revista de la Facultad de Ingeniera*, 57- 67.

- n) Lemaire, E., Lamontagne, M., Barclay H., John T., Martel G. (1991). A technique for the determination of center of gravity and rolling resistance for tilt-seat wheelchairs. *Journal of Rehabilitation Research*, 28(3), 51- 58.
- o) Rutman J. (2007). *How to do a Roll-down test*. Germany.
- p) Allsteel Inc. *Ergonomics and Design A Reference Guide* (s.f.) Recuperado el 22 de febrero de 2012, de www.allsteeloffice.com/ergo
- q) Kauzlarich, J., Thagker J. (1985) Wheelchair tire rolling resistance and fatigue *Journal of Rehabilitation Research and Development* 22 (3), 25-41.
- r) Kauzlarich, J., Thagker J., Bruning T. (1985) Wheelchair Caster Shimmy and Turning ~esistance. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 20(2), 15-29.
- s) Bicicletta *How to increase your speed: All about rolling resistance* (s.f.) Recuperado el 22 de febrero de 2012, de www.bicicletta.co.za
- t) Yao F. (2007) *Measurement and modeling of wheelchair propulsion ability for people with spinal cord injury* (Tesis para maestría). Universidad de Canterbury.
- u) Luttgens y Wells (1985). Kinesiología. *Bases científicas del movimiento humano*. 7ª ed. Saunders College Publishing.