



Universidad de Carabobo.

Facultad de Ingeniería.

Escuela de Ingeniería Mecánica.



DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO DE BIPEDESTACIÓN.

García Eduin.

Saavedra Ronald.

Naguanagua, Noviembre 2011.



Universidad de Carabobo.

Facultad de Ingeniería.

Escuela de Ingeniería Mecánica.



**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO DE BIPEDESTACIÓN.
TRABAJO ESPECIAL DE GRADO PRESENTADO ANTE LA ILUSTRE
UNIVERSIDAD DE CARABOBO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO**

García Eduin.

Saavedra Ronald.

Naguanagua, Noviembre 2011.



Universidad de Carabobo.
Facultad de Ingeniería.
Escuela de ingeniería Mecánica.



CERTIFICADO DE APROBACIÓN.

Los abajo firmantes miembros del jurado designado para evaluar el Trabajo especial de Grado titulado **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO DE BIPEDESTACIÓN”**, realizado por los bachilleres: García Eduin cedula de identidad: 16.522.378y Saavedra Ronald, cedula de identidad: 24.348.412 hacemos constar que revisado y aprobado dicho trabajo.

Prof. San Antonio Thalía.

Tutor.

Prof. Ojeda David.

Jurado.

Prof. Morales Carlos.

Jurado.

Naguanagua, Noviembre 2011.

Agradecimientos.

A Dios, todo poderoso, por habernos dado la fuerza y la perseverancia necesarias para superar los obstáculos y alcanzar cada una las metas propuestas en este proyecto.

A nuestros padres que han sido y seguirán siendo una fuente de inspiración y un ejemplo a seguir en el desarrollo de nuestras vidas.

A la universidad de Carabobo, nuestra Alma Mater y a todos los profesionales que allí laboran que con sus conocimientos y enseñanzas hicieron posible el desarrollo de este proyecto de vida que es ser Ingenieros Mecánicos.

A nuestra tutora, la Profesora Thalía San Antonio quien con su paciencia, sabiduría y excelente orientación nos guió a lo largo de todo el proceso de realización del presente trabajo de grado.

Al señor Ernesto Álvarez, por habernos brindado todo el apoyo necesario en la construcción del equipo, por compartir sus conocimientos y sobre todo por su confianza en nosotros.

A la Doctora Edimar Hernández, por su valiosa colaboración en el proceso de investigación.

Al personal y pacientes de I.V.S.S.

A todos los que colaboraron de manera directa e indirecta para que este proyecto sea una realidad...

Ronald.

Eduin.

Dedicatoria.

A mi madre Haideé, por darme la vida, la educación, consejos, apoyo incondicional y sobre todo por haberme hecho un hombre de bien, siempre con su buen ejemplo de constancia, trabajo y sacrificio. Quien me enseñó que las metas nunca se deben abandonar y que a los obstáculos hay que vencerlos jamás bordearlos. Gracias mamá por ser el mejor ejemplo que he tenido en mi vida.

Eduin.

Dedicatoria.

A mi familia, por el amor y cuidado en todo momento de mi vida, con los cuales pude lograr todo lo que me propuse, mis logros y triunfos son suyos, no hay palabras con las cuales pueda expresar mi gratitud los llevo en mi corazón, Dios los bendiga.

Al amor de mi vida Melissa Torrealba por estar conmigo en todo momento, por su apoyo incondicional y por compartir lo mejor de su vida, y por ser la persona en quien más confío, gracias por estar a mi lado. A ti dedico mis logros y triunfos.

Ronald.

ÍNDICE GENERAL

	Pág.
Agradecimientos.	iv
Dedicatorias.	v
Índice de Tablas.	x
Índice de Figuras.	xi
Resumen.	xiv
CAPÍTULO 1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
1.1 Situación Problemática	2
1.2 Objetivos	3
1.2.1 Objetivo General.....	3
1.2.2 Objetivos Específicos.....	3
1.3 Limitaciones.....	4
1.4 Delimitaciones	4
1.5 Alcance	5
1.6 Justificación	5
1.7 Antecedentes.....	6
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO	9
2.1 Biomecánica de la Bipedestación	10
2.2 Biomecánica de la Marcha Humana	14
2.3 Análisis Cinemático de la Marcha Humana en el Plano Sagital.....	15
2.3.1 El Tobillo.....	16
2.3.2 La Rodilla.....	18
2.3.3 La Cadera.....	20
CAPÍTULO 3. MARCO METODOLÓGICO	23

3.1 Tipo de Investigación	24
3.2 Diseño de la Investigación	25
3.3 Etapas de la Investigación	25
3.4 Técnicas en Instrumentos de Recolección de Datos.....	27
CAPÍTULO 4. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN	29
4.1 Desarrollo del Mecanismo de Bipedestación	30
4.1.1 Estudio Preliminar	30
4.1.2 Diseño del Prototipo del Equipo de Bipedestación I (E.Bi.I).	33
4.2 Diseño del prototipo Digital	38
4.2.1 Descripción General del Modelo Digital	40
4.2.2 Modo Silla-Bípido.....	41
4.2.3 Modo Silla-Camilla.....	42
4.2.4 Modo Camilla-Bipedeo.....	43
4.3 Descripción del Prototipo Construido.....	44
4.4 Selección del Material.....	46
4.5 Cálculos de Esfuerzos.....	48
4.5.1 Base de la silla	50
4.6 Análisis de Esfuerzos Utilizando el Método de Elementos Finitos.....	55
4.6.1 Base Principal.....	55
4.6.2 Barra Motriz.....	58
4.6.3 Espaldar.....	61
4.6.4 Barra paralela al espaldar.....	64
4.6.5 Eje.....	67
4.7 Patente.....	69
4.8 Análisis de Costos.....	70
4.9 Construcción del Equipo.....	71

CAPÍTULO 5 EVALUACIÓN Y PRUEBAS DEL EQUIPO.....	72
5.1 Pruebas Funcionales.....	73
5.1.2 Movilidad.....	74
5.1.3 Pruebas realizadas en el I.V.S.S.....	75
5.2 Consideraciones de Mejoras a Partir de la Pruebas realizadas.....	78
CAPÍTULO 6 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	80
6.1 Conclusiones.....	81
6.2 Recomendaciones.....	82
Referencias Bibliográficas.....	83
Anexos.....	85

Índice de Tablas.

Tabla	Pág.
4.1 Propiedades mecánicas del acero estructural.....	47
4.2 Resultados del estudio de esfuerzos en la base principal.....	57
4.3 Resultados del estudio de esfuerzos en la barra motriz.....	60
4.4 Resultados del estudio de esfuerzos en el espaldar.....	63
4.5 Resultados del estudio de esfuerzos en la barra paralela al espaldar.....	66
4.6 Resultados del estudio de esfuerzos en el eje.....	68
4.7 Costos de fabricación.....	70
4.8 Operaciones ejecutadas en la construcción del equipo.....	71
5.1 Datos del paciente.....	75
5.2 Resultados de la evaluación por parte del paciente.....	77
5.3 Resultados de la evaluación por parte del personal del IVSS.....	78

Índice de Figuras.

Fig.	Pág.
1.1 Equipo tipo camilla basculante.....	3
1.2 Bipedestador tipo gura.....	6
1.3 Silla de ruedas con mecanismo de bipedestación.....	7
1.4 (a) Bipedestador de acción hidráulica y mecanismo de paralelogramo (b) Dispositivo de bipedestación ajustable para silla de ruedas.....	8
2.1 Biomecánica de la bipedestación.....	10
2.2 El tobillo.....	11
2.3 Vista frontal de la rodilla.....	12
2.4 La cadera humana.....	13
2.5 Ciclo de marcha.....	15
2.6 El plano sagital.....	15
2.7 Biomecánica del tobillo en el intervalo de apoyo.....	16
2.8 Biomecánica del tobillo en el intervalo de balanceo.....	17
2.9 Biomecánica de las articulaciones en la fase de doble apoyo.....	18
2.10 Biomecánica de la rodilla en el intervalo de marcha normal.....	19
2.11 Biomecánica de la rodilla en el intervalo de balanceo.....	20
2.12 Biomecánica de la cadera en el intervalo de marcha normal.....	21
2.13 Biomecánica de la cadera en el intervalo de balanceo.....	21
4.1 Mecanismo bipedestador basado en el mecanismo del paralelogramo y de acción hidráulica.....	30
4.2 Maqueta sintetizada a partir del análisis preliminar.....	31
4.3 Mecanismo de paralelogramo sintetizado a partir de la maqueta.....	32
4.4 Prototipo EBi I.....	33
4.5 Comportamiento de la barra angular superior.....	35
4.6 Cambio de posición de sentado a bípedo.....	35
4.7 Cambio de configuración de silla a camilla.....	36
4.8 Cambio de posición de camilla de 0° a 90°.....	36
4.9 Sistema elíptico acoplado al prototipo EBi I.....	38

4.10	Diseño digital de EBi en autocad.....	39
4.11	Descripción del modelo digital de EBi.....	40
4.12	Secuencia de movimientos en el cambio de silla a bípedo.....	41
4.13	Sistema de ajuste del espaldar.....	41
4.14	Modo silla a camilla.....	42
4.15	Sistema de traba.....	43
4.16	Cambio de posición de camilla a bípedo.....	44
4.17	Elementos que conforman al prototipo definitivo.....	45
4.18	Cambio de posición de la camilla horizontal a vertical.....	46
4.19	Vista de piezas y partes que conforman al equipo.....	49
4.20	Base de la silla.....	50
4.21	Estado crítico de carga para la base.....	51
4.22	Diagramas de cuerpo libre para las barras que conforman la base.....	51
4.23	Diagramas de corte y momento para la barra 1.....	53
4.24	Condiciones de borde de la base de la silla.....	56
4.25	Curva de convergencia del esfuerzos de von Mises en la base de la Silla.....	57
4.26	Distribución de esfuerzos en base principal.....	57
4.27	Condiciones de borde de la barra motriz.....	59
4.28	Curva de convergencia del esfuerzos de von Mises en barra motriz.....	60
4.29	Distribución de esfuerzos en barra motriz.....	61
4.30	Cargas y condiciones de borde en el espaldar.....	62
4.31	Curva de convergencia del esfuerzos de von Mises en el espaldar.....	62
4.32	Distribución de esfuerzos en el espaldar.....	63
4.33	Cargas y condiciones de borde en barra paralela al espaldar.....	61
4.34	Curva de convergencia del esfuerzos de von Mises en la barra paralela al espaldar.....	66
4.35	Distribución de esfuerzos en la barra paralela al espaldar.....	66
4.36	Condiciones de borde en el eje.....	67
4.37	Curva de convergencia del esfuerzo de von Mises en el eje.....	68
4.38	Distribución de esfuerzos en el eje.....	68

5.1 Equipo de bipedestación preparado para iniciar pruebas.....	73
5.2 Prueba de cambio de posición silla a bípedo con máxima carga.....	74
5.3 Prueba de cambio de posición camilla a bípedo con máxima carga.....	74
5.4 Paciente 1 realizando prueba de cambio de posición de sentado a	
Bípedo.....	76
5.5 Paciente 1 realizando prueba de cambio de posición de horizontal a	
Bípedo.....	76
5.6 Paciente 2 realizando pruebas en el equipo.....	77

Resumen.

Los bipedestadores son equipos mecánicos cuya función es ayudar a erguir a una persona que no puede hacerlo por sí misma, ya que la posición vertical del cuerpo permite evitar la pérdida de masa ósea y mejorar la circulación sanguínea, las funciones digestivas, respiratorias, renales y urinarias. Adicionalmente el equipo permite el uso de los miembros inferiores, generando el beneficio psicológico de mejor autoestima al encontrarse la persona a la misma altura visual que sus interlocutores. En el área de rehabilitación, en Venezuela, los equipos destinados a la fisioterapia de bipedestación, consisten solo de una estructura metálica con tableros de madera, configurados de manera tal que forman una camilla basculante, donde un terapeuta realiza el trabajo de poner al paciente en posición vertical al hacer girar dicha camilla. El objetivo de este trabajo es diseñar y construir un equipo que permita realizar terapias de bipedestación, para lo cual se estudia el movimiento del cuerpo humano al ponerse de pie, y se busca simular este tipo de movimientos utilizando como base un mecanismo de cuatro barras. El tipo de investigación empleado se basa principalmente en la observación directa sin embargo incluye recopilación bibliográfica y apoyo en programas de diseño CAD. El desarrollo de este equipo abarca varias etapas de diseño; se inicia con la construcción de una maqueta, luego se arma un prototipo el cual se analiza y complementa con otras ideas seguidamente empleando programas de diseño (Autocad e Inventor) que permiten optimizar el diseño del equipo y finalmente se construye un prototipo completamente funcional, el cual es sometido a pruebas por parte del personal de fisiatría y pacientes del I.V.S.S., dando como resultado una buena aceptación tanto por las pacientes como por el personal médico. Los cálculos y las pruebas funcionales realizadas demuestran que es capaz de soportar la carga para la cual fue diseñado, de esta manera se garantiza un buen funcionamiento y una buena vida útil del equipo. El costo del equipo incluyendo mano de obra, materiales, servicios, accesorios y pintura es un 73% más económico que un equipo importado.

CAPÍTULO 1

Planteamiento del Problema.

En este capítulo se abordará el problema de la necesidad de equipos adecuados para rehabilitación física específicamente que permitan ejecutar la terapia de bipedestación en pacientes con deficiencia motriz en los miembros inferiores. También se hará referencia a los tipos de terapias y equipos disponibles actualmente en el mercado, así como el objetivo general y los objetivos específicos, las limitaciones, delimitaciones justificación y alcance que se plantean para el desarrollo del presente trabajo.

1.1 Situación Problemática.

Entre las discapacidades que generalmente afectan a los seres humanos está la imposibilidad de ponerse y mantenerse en pie, esta deficiencia se presenta a raíz de las enfermedades y lesiones músculo-esqueléticas. En muchos de estos casos existe un déficit de control de tronco y de las extremidades inferiores que impiden al individuo erguirse por sus propios medios. Las personas con este tipo de discapacidad permanecen excesivos periodos de tiempo sentadas en sillas de ruedas o acostadas, lo que genera una serie de trastornos asociados a la posición y a la falta de actividad. Los principales inconvenientes de este tipo de pacientes son de tipo vascular, osteoarticular, limitación en sus actividades físicas residuales y de relaciones sociales. Para tratar estos casos se recurre a la fisioterapia, donde la bipedestación se plantea como un objetivo primordial en la rehabilitación.

Los bipedestadores son equipos mecánicos cuya función principal es ayudar a erguir a una persona que no puede hacerlo por sí misma con el fin de evitar la pérdida de masa ósea, mejorar la circulación sanguínea, mejorar las funciones digestivas, respiratorias, renales y urinarias, permitir el uso de los miembros inferiores y generar el beneficio psicológico de mejor autoestima al encontrarse la persona a la misma altura visual que sus interlocutores. Actualmente existen diversas opciones en equipos de esta índole, como sillas, camillas, grúas manuales y automáticas, en el mercado europeo y americano, sin embargo estos equipos tienen un costo elevado y no están al alcance de todos.

En el área de rehabilitación, en Venezuela, específicamente en los centros de salud pública los equipos destinados a la fisioterapia de bipedestación, consisten solo de una estructura metálica con tableros de madera sujetos a ella a manera de mesa (ver figura 1.1), donde un terapeuta amarra al paciente y realiza el trabajo de colocarlo en posición vertical al hacer girar la mesa, lo cual lleva mucho tiempo de

las terapias y en muchas ocasiones no se llegan a cumplir en su totalidad, además no existe ergonomía alguna, ya que al paciente se le amarra literalmente a la mesa y carece de la posibilidad de ejecutar el movimiento natural del cuerpo de flexionar las articulaciones de las piernas y el tronco para levantarse, y existe la sensación de inestabilidad cuando se está ejecutando el cambio de posición.



Figura 1.1 Equipo tipo camilla basculante [5].

1.2 Objetivos.

1.2.1 Objetivo General

Diseñar y construir un equipo de bipedestación.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Estudiar el principio del movimiento natural del cuerpo humano relacionado con la bipedestación y los equipos existentes.

- Diseñar un equipo de bipedestación
- Seleccionar los materiales de fabricación, preferiblemente de comercialización nacional.
- Estimar los costos de fabricación
- Construir un prototipo del sistema diseñado.
- Comprobar funcionalidad del equipo realizando pruebas a pacientes.

1.3 Limitaciones.

- El acceso a estudios previos en el desarrollo de bipedestadores.
- La disposición de un centro de mecanizado y equipo de herrería que pueda ser necesario para la construcción.
- Conseguir que el mecanismo a diseñar se ajuste y trabaje eficientemente a la altura de pacientes entre 1,5m y 1,7 m
- La disponibilidad de pacientes para realizar pruebas.

1.4 Delimitaciones.

Se diseñará y construirá un equipo bipedestador que permita ejecutar con una alta eficiencia fisioterapias de rehabilitación, que sea cómodo y de fácil operación, el equipo estará dirigido a personas que requieran de la fisioterapia con el objeto de recuperar la movilidad de sus extremidades inferiores o simplemente estar en posición vertical.

1.5 Alcance.

El proyecto de investigación se realizará con la ayuda del personal del ambulatorio del IVSS en Naguanagua Edo. Carabobo, en el estudio se identificará su funcionamiento y utilidad a fin de diseñar un dispositivo modular, que sea adaptable a una variedad de pacientes (talla), para facilitar al médico tratante la selección de la terapia más adecuada.

1.6 Justificación.

Actualmente no existen fabricantes de equipos de rehabilitación para bipedestación en el país, los artefactos utilizados para estas terapias en algunos centros de salud son pocos, están hechos de manera improvisada y carecen de funcionalidad. Las máquinas de bipedestación se fabrican en el extranjero y no tienen comercialización en Venezuela. El desarrollo de un equipo de bipedestación en el país permitirá sustituir los aparatos con los que se hace la rehabilitación actualmente, con un medio más acorde a las exigencias del tratamiento, y esto se verá reflejado en la mejora de la calidad de vida de las personas con discapacidad, esto podría también constituir una alternativa más accesible, generando un bienestar y confianza no solo a los pacientes si no también al personal médico o encargado de aplicar la rehabilitación física, disminuyendo así el tiempo que toma cambiar de posición al paciente con los métodos actuales, al garantizar un mejor control operativo del equipo y la mecánica del movimiento del paciente.

1.7 Antecedentes.

En 1999 Liljedahl Gunnar, presenta un diseño de un sistema de ayuda a las personas con discapacidad para pararse. Esta invención se refiere a una grúa de elevación móvil que levanta al paciente desde su silla hasta la posición de pie con un arnés tipo onda a la altura de las axilas como se aprecia en la figura 1.2, mediante un mecanismo de palancas impulsado por un sistema hidráulico, dejando libres las extremidades superiores, este dispositivo permite levantar a una persona lentamente para seguridad del paciente, el sistema cuenta con un arnés que se coloca alrededor del tronco del paciente y en la base del equipo se dispone de unos sujetadores para mantener las piernas estables mientras se coloca a la persona de pie [1].



Figura 1.2 Bipedestador Tipo Grúa [1].

En 2006 Perk, Heinrich, La invención se refiere a una silla de ruedas con un mecanismo de elevación eléctrico en la base del asiento accionado por una batería ubicada en la base del dispositivo entre las dos ruedas traseras, el torque aplicado por el motor impulsa el mecanismo hacia adelante y hacia arriba, las articulaciones en la silla tipo paralelogramo aseguran que el respaldo de la silla permanezca perpendicular al plano horizontal, en este modelo se incorporan accesorios a la silla como lo son los reposapiés, trabadores para las ruedas delanteras accionada manualmente. Ese modelo se aprecia en la figura 1.3 [2].

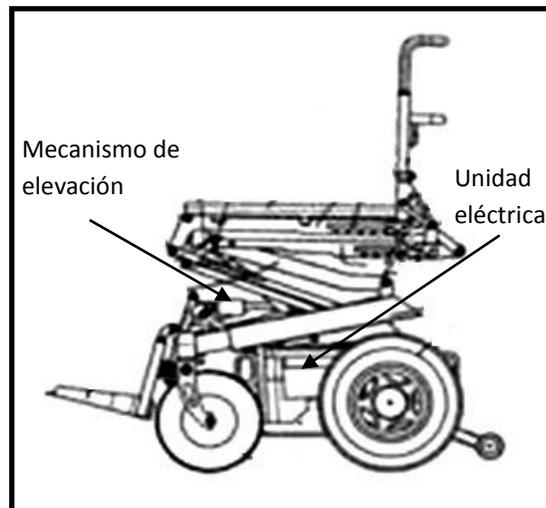


Figura 1. 3 Silla de Ruedas con Mecanismo de Bipedestación [2].

En 2009 Hunzikier Kurt, muestra un prototipo de una silla para terapias de rehabilitación y reeducación física de acción hidráulica y mecanismo de paralelogramo, como se ilustra ella figura 1.4a. La unidad comprende un soporte para ajustarlo a la silla de ruedas, un mecanismo tipo paralelogramo sostiene el asiento y el respaldo, cuando el actuador empuja verticalmente el mecanismo del asiento, ocurre el cambio de posición de sentado a parado desde la silla de ruedas o

equipo similar. Gracias a este mecanismo el respaldo siempre se mantiene vertical lo cual provee comodidad al usuario [3].

En 2009 Perk Heinrich, presenta un diseño alternativo de un dispositivo ajustable a una silla de ruedas, para bipedestación que comprende un mecanismo de paralelogramo mostrado en la figura 1.4b, el dispositivo en cuestión está provisto de un asiento y un respaldo anclados al mecanismo motriz, un actuador dispuesto desde la base hasta la articulación entre el respaldo y el asiento provee el empuje necesario para mover la silla y realizar el trabajo de poner en pie a una persona, un nuevo atributo es la incorporación de reposapiés instalados de forma independiente a la silla de ruedas, y el mecanismo de paralelogramo se instala en el armazón de la silla y se puede ajustar según se requiera [4].

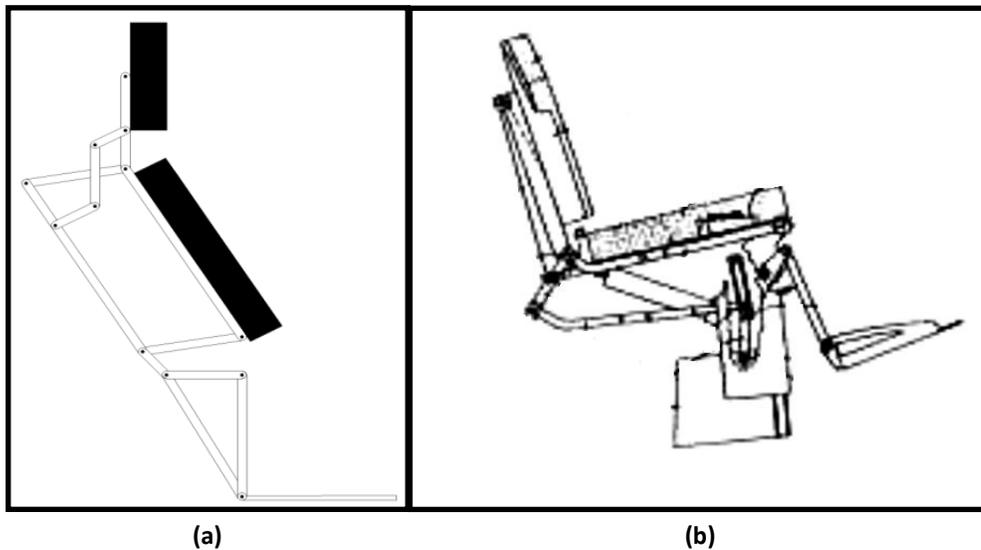


Figura 1. 4 (a) Bipedestador de acción hidráulica y mecanismo de paralelogramo [3].

Figura 1. 4 (b) Dispositivo de bipedestación ajustable para sillas de ruedas [4].

CAPÍTULO 2

Marco Teórico.

La biomecánica es la ciencia que estudia las interacciones de la energía y fuerza sobre un determinado sistema biológico. En el caso de este estudio es de vital importancia conocer la biomecánica de la bipedestación y de la marcha humana, para ello se hace énfasis en los ciclos de puesta en pie y de marcha vistos desde el plano sagital, ya que el prototipo a construir, únicamente podrá simular la caminata en este plano. En el análisis se incluyen los diferentes ángulos que se van formando a lo largo de la marcha en los segmentos de la pierna, esto proporciona datos importantes para ser usados posteriormente en el diseño del mecanismo.

2.1 Biomecánica de la Bipedestación

La biomecánica es una ciencia en desarrollo que pretende estudiar los efectos de la energía y las fuerzas de los sistemas biológicos mediante la aplicación de las leyes de Newton sobre la mecánica de los seres vivos. En ciencias ortopédicas su importancia radica en el desarrollo y diseño tanto de reemplazos articulares como en el tratamiento quirúrgico de fracturas (osteosíntesis) [5].

El cambio de posición de sentado a de pie involucra la interacción entre las articulaciones del tobillo, la rodilla la cadera y la columna vertebral, como se observa en la figura 2.1. La información que proporciona el estudio biomecánico, será de utilidad como parámetros de diseño que se usaran más adelante en la síntesis del mecanismo principal del prototipo.

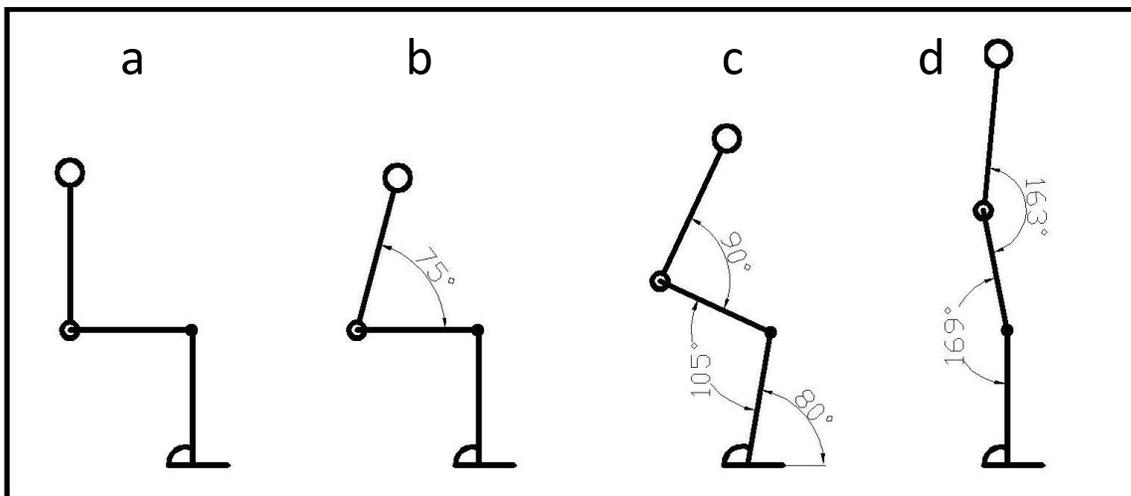


Figura 2.1 Biomecánica de la Bipedestación [6].

A continuación se describen las funciones principales de las articulaciones involucradas en la bipedestación:

El Tobillo

Es la articulación intermedia entre el segmento de la pierna y el pie. Se denomina así a la región del cuello del pie que engloba la articulación talocrural y la tibioperoneo inferior (ver figura 2.2) [5].

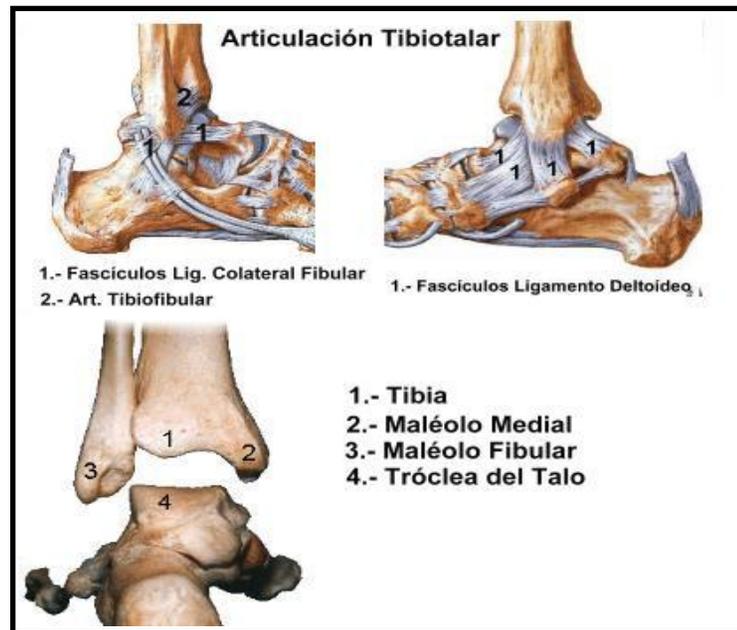


Figura 2.2 El tobillo [6].

Del análisis biomecánico del tobillo se sabe que:

Inicialmente cuando se está sentado (ver figura 2.1a):

En el momento en que el cuerpo se inclina para desplazar el centro de gravedad al eje vertical de la pierna (ver figura 2.1b), el tobillo se inclina aproximadamente 80° respecto al plano horizontal, es este instante cuando el cuerpo toma impulso para levantarse (ver figura 2.1c).

Al iniciar el movimiento el ángulo que forma la articulación del tobillo retorna a los 90 ° aproximadamente con el plano horizontal para alinearse con el eje vertical del cuerpo, a partir de este punto el ángulo se mantiene constante en todo el proceso (ver figura 2.1d).

La Rodilla.

La rodilla está conformada básicamente por tres huesos, el fémur, la tibia, y la rótula (ver figura 2.3). Existe otro hueso que se une a la rodilla sin entrar directamente en la articulación y que presenta muy poco movimiento cuando la rodilla se mueve, este hueso es el peroné [5].

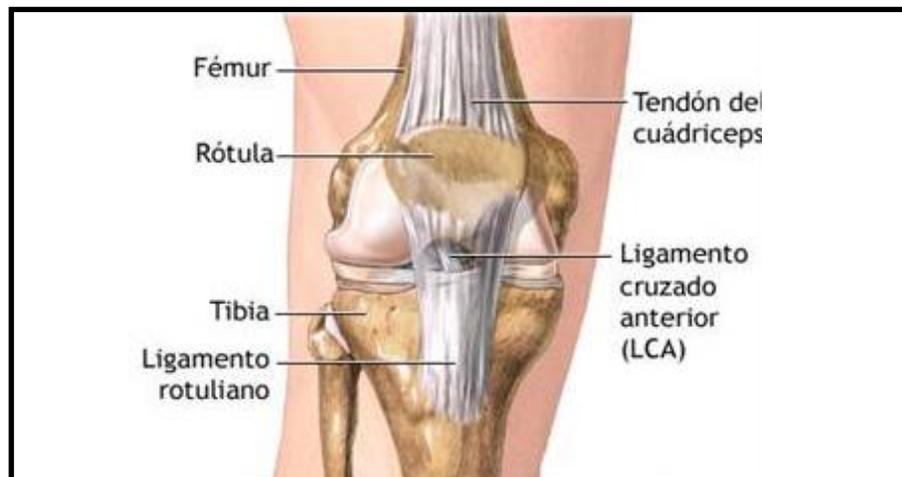


Figura 2.3 Vista frontal de la rodilla [6].

Del análisis biomecánico de la rodilla se puede observar:

En el instante en que el cuerpo se empieza a poner de pie, la rodilla se posiciona en 105° aproximadamente entre el fémur y la tibia, para luego iniciar la extensión de la extremidad (ver figura 2.1c).

La Cadera.

La cadera como se muestra en la Figura 2.4, es una enartrosis (esferocavidad) que se divide en el área del contacto de la misma, dependiendo de la magnitud y dirección de las fuerzas transmitidas a través de su forma geométrica y por el soporte del peso a través de sus superficies terminales recubiertas por cartílago y tejidos blandos que la rodean, permite la articulación entre el tronco y las piernas con movimientos independientes entre ellas, actúa como la base de la columna vertebral y transmite el peso de la parte superior del cuerpo a los miembros inferiores [5].

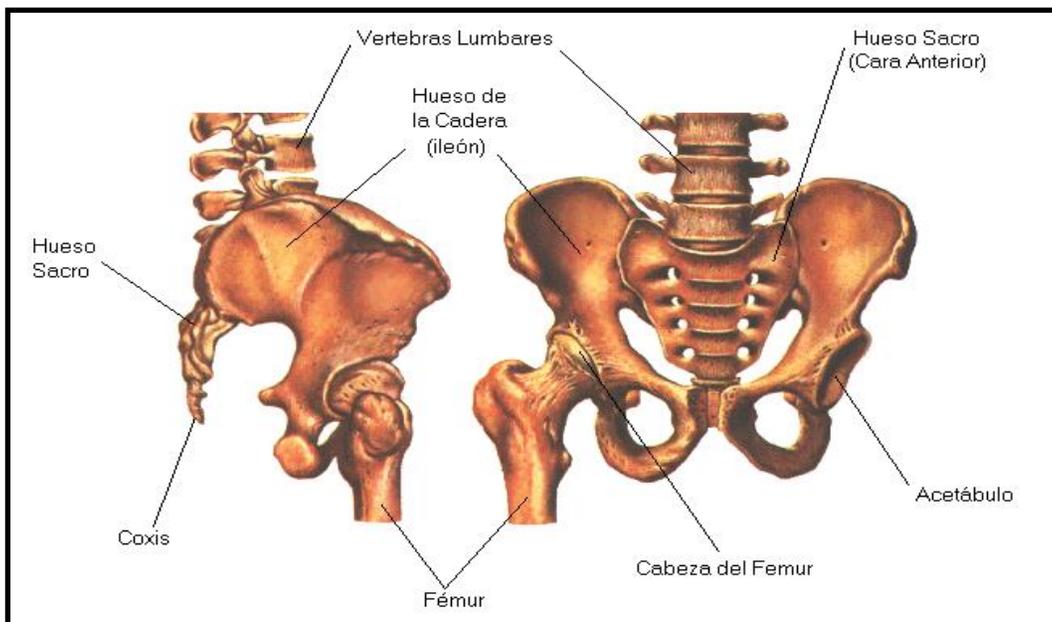


Figura 2.4 La cadera humana [6].

El análisis biomecánico de la cadera describe:

Al estar sentado, la articulación de la cadera mantiene el tronco y el fémur en un ángulo de aproximadamente 90° (figura 2.1a), para iniciar el cambio de postura

el tronco se inclina hacia delante hasta formar un ángulo de aproximadamente 75° con el fémur (ver figura 2.1b).

En el instante en que el cuerpo empieza a ponerse en pie, el tronco retorna a la posición de 90° con el fémur (ver figura 2.1c), y al levantarse el tronco tiende a mantenerse en un ángulo de aproximadamente 90° con el plano horizontal (ver figura 2.1d).

2.2 Biomecánica de la Marcha Humana.

La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad. El ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo.

Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo. Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no lo está. Estas dos fases se van alternando de una pierna a la otra durante la marcha. En un paso completo, el apoyo sencillo se refiere al periodo cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo (ver figura 2.5). El periodo de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente. La diferencia entre correr y caminar es que durante la corrida no hay periodo de doble apoyo. [7]

El tiempo estimado gastado durante cada fase del ciclo de la marcha normal, a una velocidad normal de 100 a 115 pasos por minuto es:

- Fase de apoyo: 40% del ciclo.
- Fase de balanceo: 40% del ciclo.
- Fase de apoyo doble: 20% del ciclo.

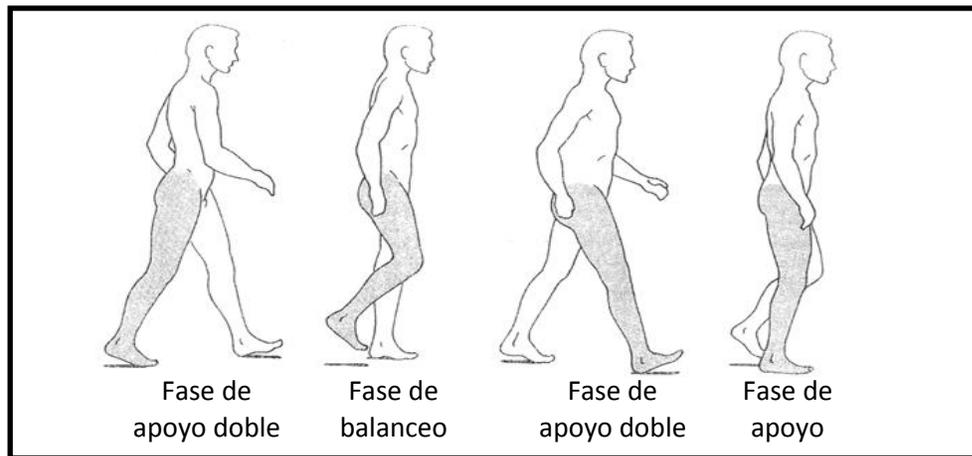


Figura 2.5. Ciclo de marcha [7].

2.3 Análisis Cinemático de la Marcha Humana en el Plano Sagital.

El plano sagital (Ver figura 2.6) en anatomía es aquel plano perpendicular al suelo que divide al cuerpo en mitades izquierda y derecha.

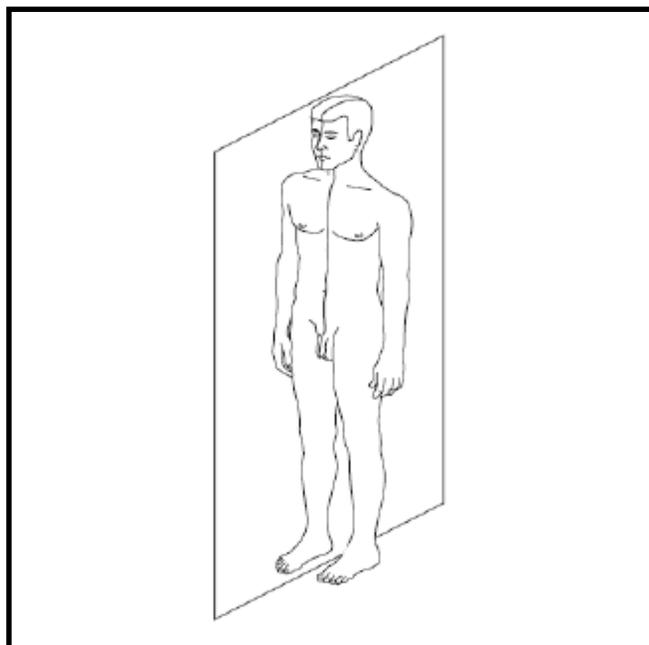


Figura 2.6 El plano sagital [5].

El análisis cinemático describe los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las diferentes fases de la marcha. El análisis está dividido en tres fases (apoyo, balanceo y apoyo doble) donde se describe cómo actúan, el tobillo, la rodilla y la cadera.

2.3.1 El tobillo.

Fase de apoyo.

El comportamiento del tobillo al iniciar la marcha se ilustra en la figura 2.7.

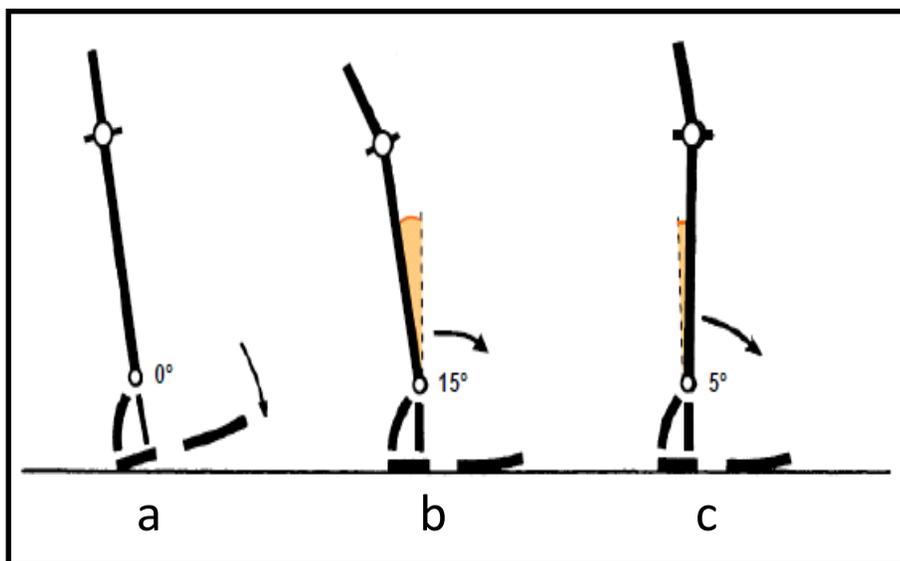


Figura 2.7 Biomecánica del tobillo en el intervalo de apoyo [5].

Al iniciar la marcha, en el momento en que el talón entra en contacto con el suelo, la articulación del tobillo está en posición neutra (0°), justo en la dorsiflexión y la flexión planar (ver figura 2.7a).

Simultáneamente con el contacto del talón, la articulación del tobillo comienza a moverse en la dirección de la flexión planar, en el momento en que la

planta del pie hace contacto con el suelo, la articulación del tobillo se mueve 15° con respecto a la posición neutra a la flexión planar (ver figura 2.7b).

En la fase media la articulación del tobillo pasa rápidamente a aproximadamente 5° de la dorsiflexión (ver figura 2.7c).

Fase de balanceo.

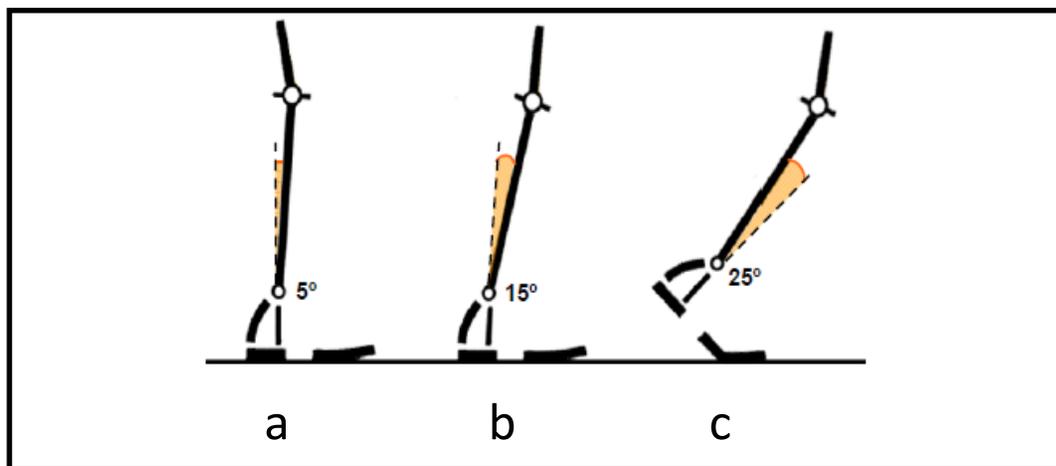


Figura 2.8 Biomecánica del tobillo en el intervalo de balanceo [5].

En la fase mostrada en la figura 2.8 se observa:

En el apoyo medio la articulación del tobillo pasara a aproximadamente 5° de dorsiflexión (ver figura 2.8a).

En el momento que el talón se despegas del suelo, la articulación del tobillo se encuentra aproximadamente A 15° de dorsiflexión (ver figura 2.8b).

En el intervalo de elevación del talón y despegue del pie, el tobillo se mueve rápidamente 25° , con lo que al despegar el pie del suelo la articulación esta aproximadamente 20° de flexión plantar (ver figura 2.8c).

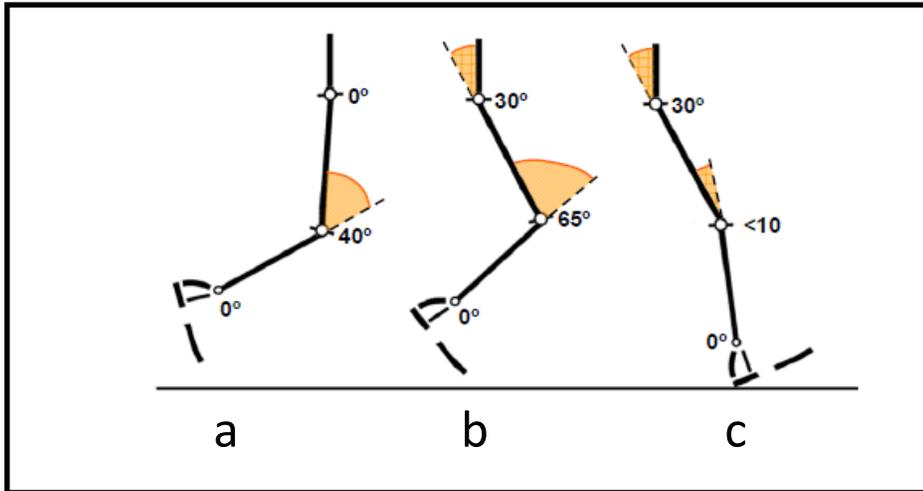
Fase de apoyo doble.

Figura 2.9 Biomecánica de las articulaciones en la fase de doble apoyo [5].

El análisis cinemático de la figura 2.9 arroja los siguientes datos.

Durante esta etapa el pie se mueve desde su posición inicial de flexión al desprenderse del suelo a una posición esencialmente neutra (0°) que se mantiene durante toda la etapa.

2.3.2 La Rodilla.

Fase de apoyo.

Como se observa en la figura 2.10 los movimientos que realiza la rodilla durante la fase de apoyo son los siguientes:

Justo antes del contacto del talón con el suelo la articulación de la rodilla se encuentra completamente en extensión (ver figura 2.10a).

Simultáneamente al contacto del talón con el suelo, la articulación de la rodilla comienza a flexionarse, y continúa hasta que la planta del pie esté plana con el suelo (ver figura 2.10b).

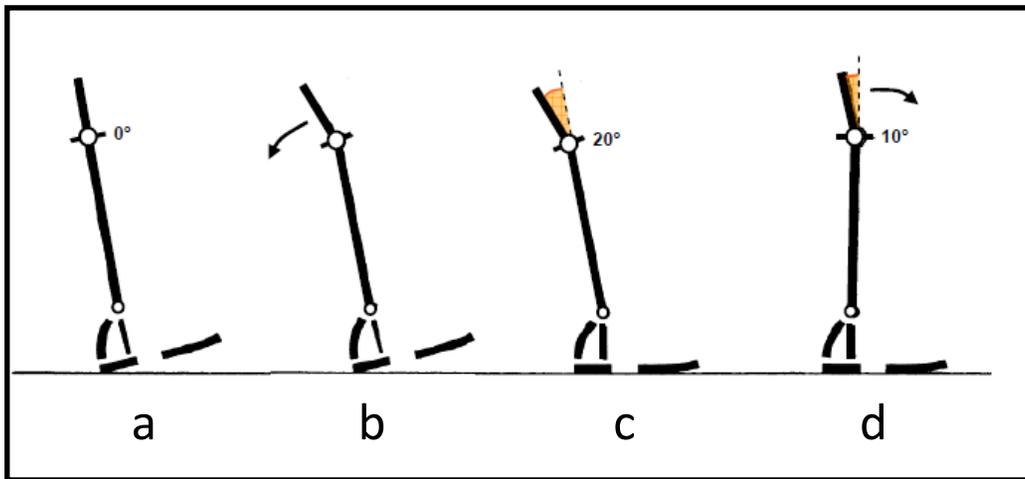


Figura 2.10 Biomecánica de la rodilla en el intervalo de marcha normal [5].

Al alcanzar la posición plana del pie, la rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 20° de flexión e inmediatamente comienza a enderezarse (ver figura 2.10c).

En el apoyo medio, la rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose (ver figura 2.10d).

Fase de balanceo.

En el apoyo medio, la rodilla tiene un ángulo de aproximadamente 10° de flexión y continúa extendiéndose (ver figura 2.11a).

Inmediatamente antes de que el talón pierda contacto con el suelo, la rodilla está a 4° de la extensión completa (ver figura 2.11b).

Entre el despegue del talón y el de los dedos, la articulación de la rodilla pasa de una extensión completa a 40° de flexión (ver figura 2.11c).

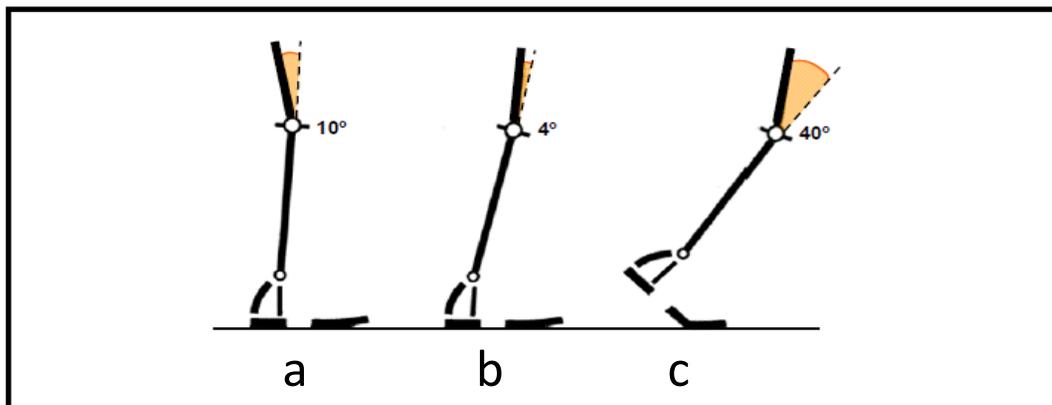


Figura 2.11 Biomecánica de la rodilla en el intervalo de balanceo [5].

Fase de apoyo doble.

Durante el despegue del pie y la parte media de la etapa de doble apoyo, la rodilla se flexiona desde una posición inicial de aproximadamente 40° a un ángulo de máxima flexión de aproximadamente 65° (ver figuras 2.9a y 2.9b).

Entre la parte media de la etapa de doble apoyo y el contacto con del talón, la rodilla se extiende casi completamente hasta el último instante del recorrido (ver figura 2.9c).

2.3.3 La Cadera.

Fase de apoyo.

Cuando el talón hace contacto con el suelo, la cadera está aproximadamente a 30° de flexión. Inmediatamente después del contacto del talón con el suelo, la articulación de la cadera comienza a extenderse (ver figura 2.12a).

Diseño y Construcción de un Equipo de Bipedestación

En la posición del pie plano en el suelo en ángulo de flexión disminuye alrededor de 20° . Entre el pie plano y el apoyo medio, la articulación de la cadera se mueve a su posición neutral de 0° con relación a la vertical (ver figura 2.12b).

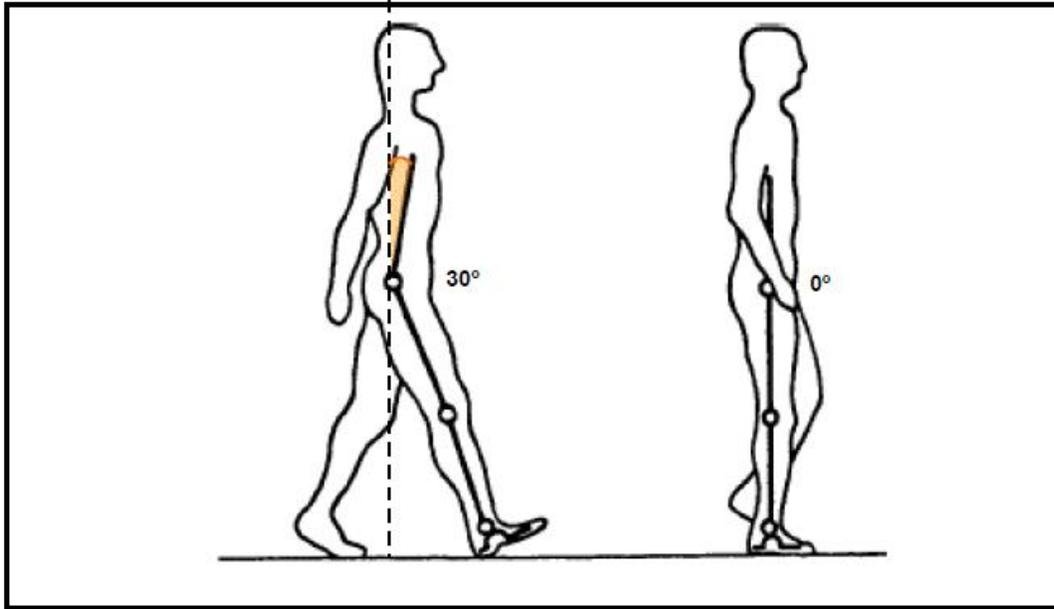


Figura 2.12 Biomecánica de la cadera en el intervalo de marcha normal [5].

Fase de Balanceo.

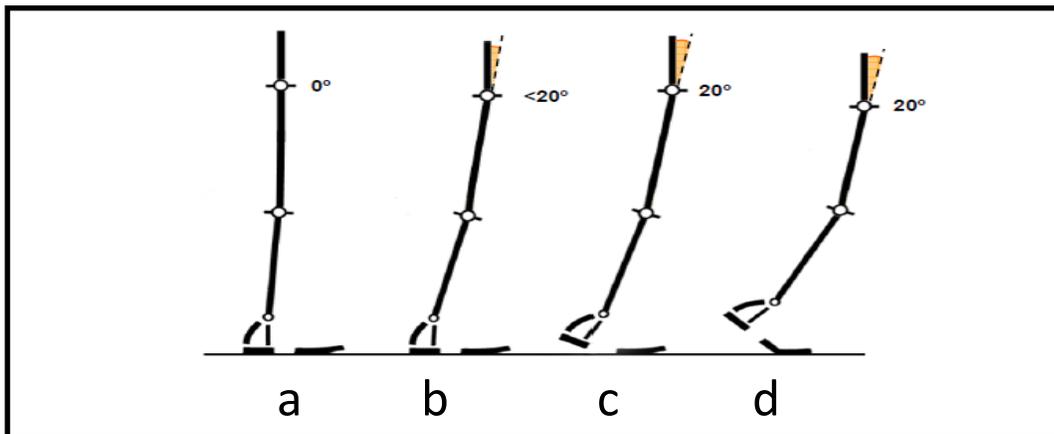


Figura 2.13 Biomecánica de la cadera en el intervalo de balanceo [5].

El análisis cinemático de la figura 2.13 describe lo siguiente:

En el apoyo medio, la articulación de la cadera se encuentra en posición neutra (0°) y comienza a moverse hacia la extensión (ver figura 2.13a).

Inmediatamente después del despegue del talón, la cadera alcanza un máximo de extensión de 20° (ver figura 2.13b y 2.13c).

Cuando se despegan los dedos del suelo, la cadera está cerca de una posición neutra y se mueve en dirección de la flexión (ver figura 2.13d).

Fase de Doble Apoyo.

Partiendo de una posición neutra la articulación de la cadera se flexiona aproximadamente 30° y se mantiene en esa posición (ver figura 2.9c).

La trayectoria que describe el pie de una persona al caminar describe una elipse

CAPÍTULO 3

Marco Metodológico.

En el siguiente capítulo se presenta detalladamente la metodología que se llevará a cabo para el desarrollo de esta investigación, con el fin de ilustrar de forma estructurada la secuencia de pasos considerados en el diseño y construcción del dispositivo para terapias de bipedestación.

3.1 Tipo de Investigación

Este proyecto es de tipo exploratorio. Consiste en la búsqueda de una solución mecánica a una actividad de rehabilitación física de las extremidades inferiores, actividad que actualmente se lleva a cabo de forma manual en los centros de salud y rehabilitación venezolanos. La investigación implica explorar describir y proponer alternativas de solución, para luego llegar a la etapa de construcción del dispositivo. Esta investigación requiere un estudio de factibilidad y practicidad para determinar cuál de las soluciones propuestas es la más adecuada.

Siguiendo este método de investigación, se puede llegar a la solución del problema empleando diferentes vías, cada una con métodos, técnicas y enfoques propios: la perspectiva, la retrospectiva, la clasificación heurística entre otros. En el caso del presente proyecto, se empleara la Resolución Constructiva, que en contraste con la clasificación heurística, hay dominios en los que las soluciones no se pueden enumerar a priori, sino que la solución ha de construirse, este es el caso de los problemas de diseño, o de planificación, y por lo general, todos los sistemas que incluyen tareas de síntesis.

Construir una solución necesita que exista un modelo de la estructura y el comportamiento del objeto que se desea construir, modelo que debe contener conocimiento acerca de las restricciones que se deben satisfacer. Este conocimiento debe incluir:

- Restricciones en la configuración de los componentes.
- Restricciones respecto a las entradas y salidas.
- Interacciones entre estos dos tipos de restricciones.

3.2 Diseño de la Investigación

La presente investigación es del tipo de campo. A partir de conocimientos adquiridos mediante investigación bibliográfica y entrevistas con expertos en la materia, se pretende diseñar y construir un equipo de solución del problema planteado, es decir, mecanizar los ejercicios realizados en la rehabilitación física de pacientes con discapacidades en las extremidades inferiores.

Para la definición de las fases metodológicas necesarias para la solución al problema a continuación se plantean las etapas metodológicas aplicadas para la solución del problema.

3.3 Etapas de Investigación.

La primera etapa de la investigación luego de la formulación del problema, es la búsqueda, revisión y análisis de información, a fin de conocer el funcionamiento de las partes del cuerpo humano que intervienen en la órtesis, las causas más comunes que afecten las articulaciones, músculos y huesos que conforman los miembros inferiores, y los métodos aplicados para su rehabilitación, en esta etapa se recolectara también la información acerca de los valores antropométricos necesarios para el diseño del dispositivo, los parámetros controlados en el proceso de rehabilitación y como afectan estos a la rehabilitación del paciente, además de la investigación bibliográfica se realizara también consultas con médicos fisioterapeutas y fisiatras, como la doctora Edimar González medico fisiatra adjunto al servicio de rehabilitación IVSS Naguanagua.

Con base en la información recaudada en la etapa anterior, se procederá a definir los parámetros de funcionamiento necesarios para el dispositivo a diseñar. Se establecerán las condiciones de operación bajo las cuales trabajara el dispositivo y las características básicas que requieren los componentes del sistema a diseñar. Partiendo de las características ya establecidas se formularan diversas soluciones posibles al problema planteado y se seleccionara la solución que cumpla las expectativas y exigencias requeridas de la terapia y del personal médico.

Una vez seleccionada la mejor solución y definida sus especificaciones, se procede al diseño de la misma. El diseño de la solución seleccionada se dividió en dos etapas.

- La primera fase consiste en el diseño cinemático del dispositivo. En esta se utiliza la información recopilada sobre los movimientos de las articulaciones que intervienen en el cambio de postura de una persona que está sentada a estar parada, también se obtendrá información de los movimientos que ejecutan la extremidades inferiores al momento en que una persona camina, con estos datos se obtendrá la base para el diseño de un equipo que simule a grandes rasgos los movimientos naturales del cuerpo humano.
- La segunda etapa del diseño la constituye el cálculo y selección de componentes mecánicos del sistema, a medida que avance la etapa de diseño, se ubicaran los componentes y se analizará la factibilidad de fabricación, mantenibilidad a fin de estimar los costos de fabricación y agilizar la fase de construcción del mismo.

Diseño y Construcción de un Equipo de Bipedestación

Una vez completada la etapa de diseño, se adquirirán los componentes seleccionados y se construirá los elementos diseñados para su posterior ensamblaje. Luego de ensamblar el dispositivo se realizarán pruebas del mismo bajo condiciones reales de trabajo con pacientes de contexturas variadas, todo esto a fin de evaluar su correcto funcionamiento. Con los resultados obtenidos y su respectivo análisis, surgen las conclusiones del presente proyecto, así como recomendaciones útiles para trabajos posteriores que tomen como base este trabajo de grado.

3.4 Técnicas e instrumentos para la recolección de datos.

Las técnicas a emplear mediante las cuales se recopilará la información para el diseño y construcción del equipo de bipedestación son las siguientes:

- **Técnica de observación:** consiste en el análisis visual del comportamiento del fenómeno en estudio, tomando del mismo todos los datos posibles, que luego de clasificados e interpretados puedan ser de utilidad para el desarrollo de la investigación.
- **Técnica de recopilación y análisis bibliográfico:** esta técnica se basa en la búsqueda de la información más relevante y necesaria disponible sobre la bipedestación. La información será recaudada de textos y de internet, luego será organizada sistemáticamente para permitir su posterior análisis de forma eficaz.

Los instrumentos que serán implementados para recolectar la información necesaria en el desarrollo del proyecto son los siguientes:

- Computador: con el uso de este equipo será posible acceder a la información digital disponible en internet, así como establecer contactos con entes nacionales e internacionales vinculados con equipos existentes y técnicas de rehabilitación y bipedestación.
- Programas de diseño CAD, herramienta con la cual se realizarán los diseños y evaluaciones de los mismos para su optimización y mejoras.

CAPÍTULO 4

Diseño y Construcción.

El diseño de un equipo debe partir de una idea, la cual se debe analizar y complementar con las consideraciones que surgen de ese análisis, todo esto permite obtener un producto final, en este caso un prototipo. La evolución de este prototipo se da a través del estudio realizado a algunos equipos que se emplean actualmente en la terapia de bipedestación, dicho estudio está basado en maquetas del prototipo, un programa de diseño y en los cálculos necesarios para dimensionar y seleccionar los materiales a emplear. En este capítulo se explica paso a paso el desarrollo del diseño y su construcción de este proyecto.

4.1 Desarrollo del Mecanismo de Bipedestación.

4.1.1 Estudio preliminar.

En base al análisis hecho a equipos de rehabilitación existentes en el mercado bajo la marca Easy Stand Up (EEUU) y equipos similares realizados en España, relacionados con el mecanismo de bipedestación, se toma como base de diseño el modelo: Dispositivo para Bipedestación en Sillas de Ruedas y Particularmente para Sillas de Terapia (Stand-Up Unit For Stand-Up Wheelchairs and Chairs, Particularly Therapy Chairs) de la patente PCT/CH2008/000223, publicada en el año 2009. La figura 4.1, ilustra este equipo que fue el punto de partida en el diseño de un equipo que permita realizar terapias de bipedestación acorde a las necesidades de área de fisioterapias del Instituto Venezolano de los Seguros Sociales (IVSS) de Naganagua.

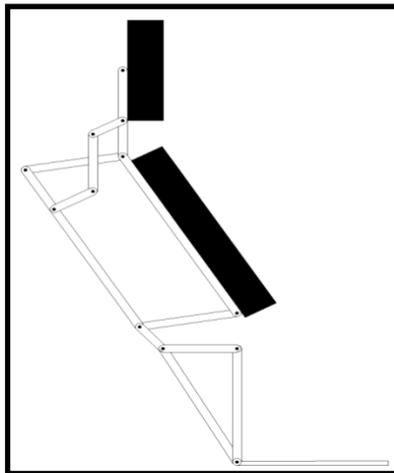


Figura 4.1 Mecanismo bipedestador basado en mecanismo del paralelogramo y de acción hidráulica [3].

Aplicando ingeniería inversa al equipo descrito en la patente, el cual se basa en un mecanismo de paralelogramo, se construye una maqueta a escala 1:10 del

dispositivo con el fin de visualizar el funcionamiento e interacción de los elementos mecánicos del modelo y así poder desarrollar una solución propia. Los materiales empleados para hacer la maqueta fueron cartulina de construcción y palillos de madera, con esto se ensambló un modelo según algunas de las especificaciones de la patente y un criterio propio de diseño. Se obtuvo como resultado un mecanismo funcional de bipedestación el cual se ilustra en la figura 4.2.

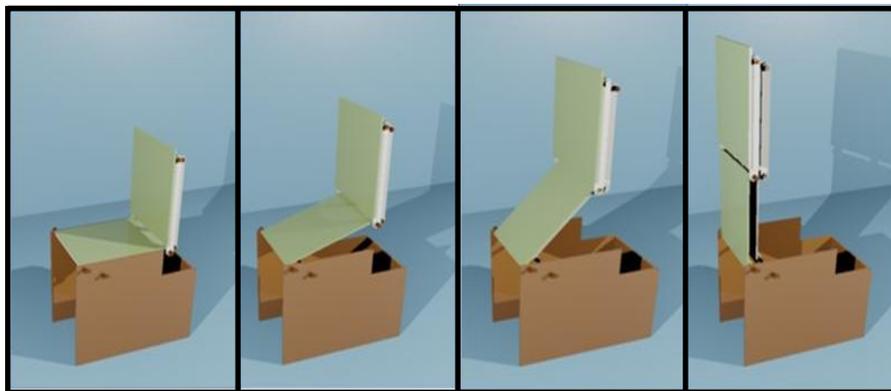


Figura 4.2 Maqueta sintetizada a partir del análisis preliminar.

Como se esperaba, el mecanismo principal funcionó de acuerdo a las especificaciones y los requerimientos de movilidad, aunque este modelo solo permite realizar el cambio de posición de sentado a bípedo. También se observa que solo es útil a pacientes de una talla específica, restringiendo la aplicación a un grupo de individuos de estatura similar. El estudio del movimiento realizado a la maqueta ayudó a comprender el mecanismo de paralelogramo, y lograr establecer las siguientes condiciones:

- Las dimensiones de las barras paralelas deben ser iguales entre sí.
- Los centros de giro y las articulaciones deben estar bien alineados.

El mecanismo de paralelogramo del modelo requiere necesariamente que el espaldar sea una estructura rígida que pivota al mismo tiempo, en el asiento y en la barra paralela al asiento, como se muestra en la figura 4.3.

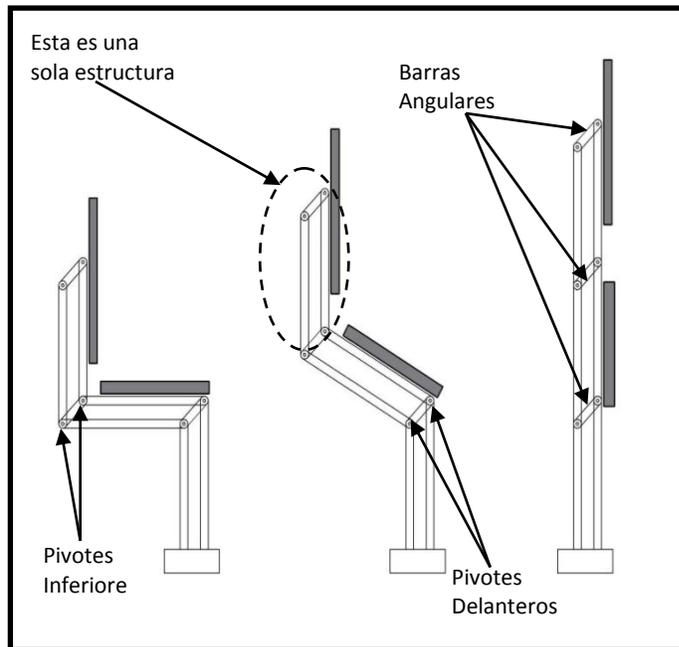


Figura 4.3 Mecanismo de paralelogramo sintetizado a partir de la maqueta.

El hecho de emplear mecanismos de cuatro barras para simular el movimiento del cuerpo humano al ponerse de pie, es una solución simple pero ingeniosa y de ella se derivan muchos de los modelos comerciales actuales. Una vez comprobada la funcionalidad del mecanismo se proponen diseños que puedan satisfacer las necesidades y restricciones del problema, para ello anticipadamente a la construcción definitiva, como paso intermedio, se construye un modelo a escala natural con el fin de encontrar posibles problemas en la interacción de los componentes de un prototipo definitivo. La construcción de este modelo se lleva a cabo, empleando como materiales MDF y tubería de PVC, se eligen estos materiales por su accesibilidad, facilidad para trabajar y bajo costo.

Adicionalmente el PVC ofrece una gama de accesorios que permiten construir estructuras, articulaciones, o mecanismos con relativa facilidad y el MDF se emplea para construir la base de apoyo y algunas partes de los mecanismos.

4.1.2 Diseño del prototipo del Equipo de Bipedestación I (EBI I).

Al nuevo modelo se incorporan atributos pensados para satisfacer las restricciones de operación, entre ellas está la posibilidad de que el sistema funcione como camilla y así poder abarcar a pacientes que no puedan articular los miembros inferiores pero que van a realizar la terapia de bipedestación, aumentando la versatilidad del equipo. Este nuevo movimiento se idea al observar la interacción de los elementos en la maqueta que se describe en la figura 4.2. Con estas nuevas especificaciones se construye el prototipo mostrado en la figura 4.4.

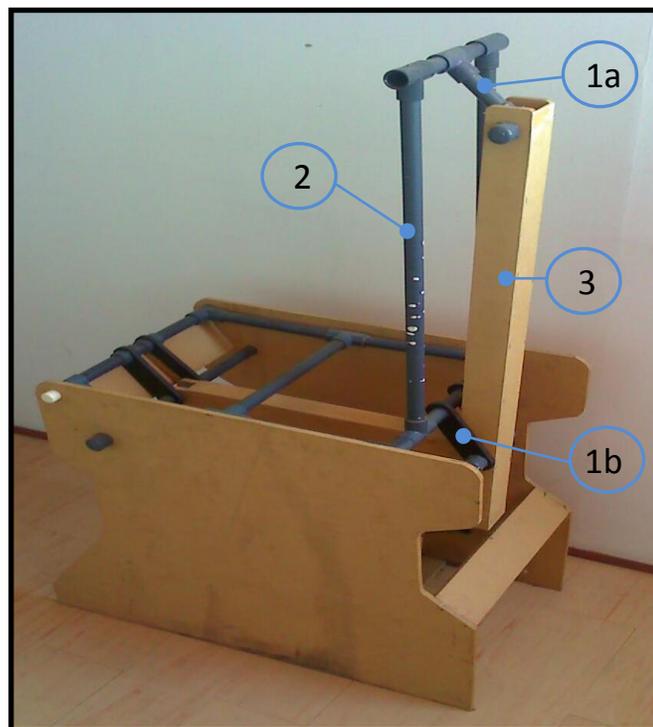


Figura 4.4 Prototipo E.BI I.

Características de EBI I:

- El mecanismo puede convertirse en camilla desde la posición de sentado.
- El mecanismo permite pasar de la posición de sentado a la posición de pie.
- El mecanismo permite pasar de la posición de acostado a la posición de pie.

El prototipo EBI I, está constituido por los elementos básicos que se encuentran en la maqueta (punto de partida del diseño, figura 4.2). Para resolver el problema del cambio de configuración de silla a camilla, se le permite un grado de libertad adicional a las barras angulares superior (1a) e inferior (1b) (se les permite rotar respecto a sus pivotes), logrando un cambio en la geometría de la estructura sin comprometer su funcionalidad.

En la maqueta inicial el espaldar (2), la barra angular superior (1a) y la barra posterior (3) son un solo elemento. En este modelo el espaldar (2) y la barra posterior (3) permiten que la barra angular superior (1a) rote respecto a los pivotes que la unen a cada uno de ellos tal como se ilustra en la figura 4.5. Sin embargo la barra angular inferior (1b) permite el movimiento relativo entre el asiento y la barra motriz, como un mecanismo de doble balancín, cuando el asiento cambia de posición horizontal a vertical la estructura del respaldo permanece vertical debido a que el mecanismo del asiento mantiene a la barra angular inferior (1b) en una inclinación aproximada de 45°, constante respecto a la vertical en todo el proceso (ver figura 4.6).



Figura 4.5 Comportamiento de la barra angular superior.

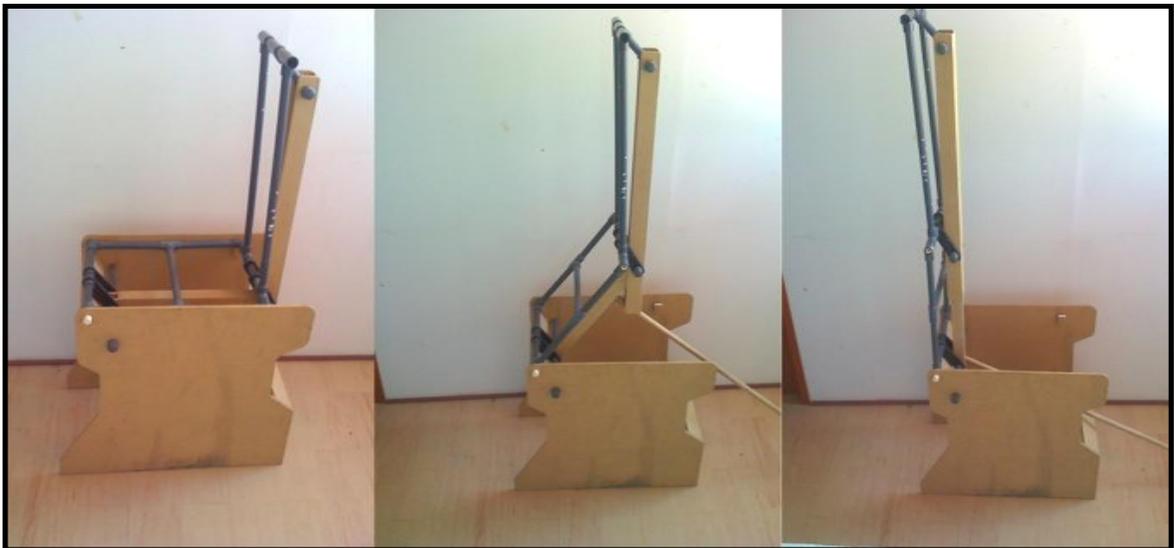


Figura 4.6 Cambio de posición de sentado a bípedo.

En la figura 4.6 se observa que el ángulo que forma la barra angular superior (1a) con la vertical se mantiene constante, que es consecuencia de la configuración del paralelogramo. Sin embargo es necesario trabar barra angular superior (1a) e impedir la rotación de la misma para que el mecanismo cambie de la posición de sentado a la de pie satisfactoriamente. Nótese como la barra angular superior (1a) y la barra angular inferior (1b) permanecen con la misma inclinación mientras se está ejecutando el cambio de posición.

Al liberar la barra angular superior (1a) y permitir que rote respecto al espaldar (2) y la barra posterior (3) es posible modificar la configuración del quipo de silla a camilla, como se ilustra en la figura 4.7.



Figura 4.7 Cambio de configuración de silla a camilla.

Una vez que se llega a la posición horizontal se debe trabar la barra posterior (3) con un pasador, de esta manera se logra que el asiento y el espaldar se mantengan como una estructura rígida consistente con el principio del paralelogramo. Esto resuelve en gran medida el problema de configuración variable del prototipo. El resultado final es una camilla que puede cambiar de inclinación de 0° a 90° (ver figura 4.8).



Figura 4.8 Cambio de posición de la camilla de 0° a 90° .

Este desarrollo experimental permitió poner en práctica varias ideas de diseño y construcción, también permitió detectar la necesidad de agregar elementos a este primer prototipo como lo son:

- El sistema de sujeción de las piernas.
- El mecanismo del espaldar, para el ajuste del equipo a la estatura del paciente.
- Agregar al dispositivo un mecanismo que simule el caminar natural de una persona.

El mecanismo para simular la marcha se desarrolla en base al mecanismo de una máquina de ejercitación orbital. La figura 4.9 muestra al prototipo con la adaptación del mecanismo simulador de caminata. Este mecanismo consta de un eje, barras que hacen la vez de bielas y balancines que se usaran como apoyos para las manos, el eje permite un movimiento circular que al acoplarse con las bielas y estas a los balancines, se obtiene como resultado un movimiento elíptico en las bielas que asemeja en gran medida al caminar natural de un ser humano.

La siguiente etapa de diseño es la creación de un prototipo digital que integre la disposición de los mecanismos que no se consideraron en esta etapa del desarrollo (tales como medios de sujeción, pasadores, ejes, cojinetes entre otros) pues el objetivo principal en esta etapa consistió en resolver como pasar de la configuración de silla a camilla sin interferir ni alterar la funcionalidad del bipedestador.



Figura 4.9 Sistema elíptico acoplado al prototipo EBI I.

4.2 Diseño del Prototipo Digital.

En el diseño del prototipo digital se reúnen las características y elementos indispensables presentes en la etapa anterior, así como los elementos faltantes que serán adaptados a los materiales disponibles en el mercado para que se pueda realizar un modelo en el programa AUTOCAD con las características similares al equipo que se construirá posteriormente.

Al momento de realizar el modelo digital se toman en cuenta las siguientes consideraciones:

- Se mantiene el principio de funcionamiento del prototipo EBI I.
- Se deben incorporar los reposapiés con el objeto de ofrecer sustentación y soporte a los pies del paciente al momento en que cambie de modo silla a modo camilla.

Diseño y Construcción de un Equipo de Bipedestación

- Se debe incorporar un mecanismo que permita ajustar el respaldar sin interferir con la funcionalidad del equipo.

Empleando el programa AUTOCAD se genera un modelo virtual del equipo a fabricar como se muestra en la figura 4.10. El modelo hecho en AUTOCAD se pasa al programa INVENTOR con el objeto de realizar un estudio de movilidad y funcionalidad del equipo.



Figura 4.10 Diseño digital de EBI en AUTOCAD.

El diseño resultante refleja la imagen que tendría un modelo real. Este modelo digital se construye en base a las dimensiones de los perfiles rectangular 80mm x 40mm para las bases, perfil cuadrado 40mm x 40mm para las barras motrices y otros soportes y por último el espaldar y palancas de los pedales están conformado por un perfil redondo de 1/2".

4.2.1 Descripción General del Modelo Digital.

En este prototipo se incorporan los reposapiés (5), el sistema de caminata elíptico (3, 6 y 7) y los cojines de los asientos (8). Sin embargo para resolver el problema del ajuste del cojín del espaldar, se opta por adaptar una corredera al espaldar (1), de esta manera el espaldar desliza sobre ellas y se ajusta a la posición requerida. Para que los reposapiés (5) se muevan paralelamente con el mecanismo cuando el equipo se reconfigure como camilla se extiende el espaldar para acoplarlo a unas barras (2) que también están acopladas a los reposapiés y así crear un segundo mecanismo de paralelogramo, este mecanismo se describirá más adelante. La figura 4.11 muestra el diseño digital y sus principales componentes.

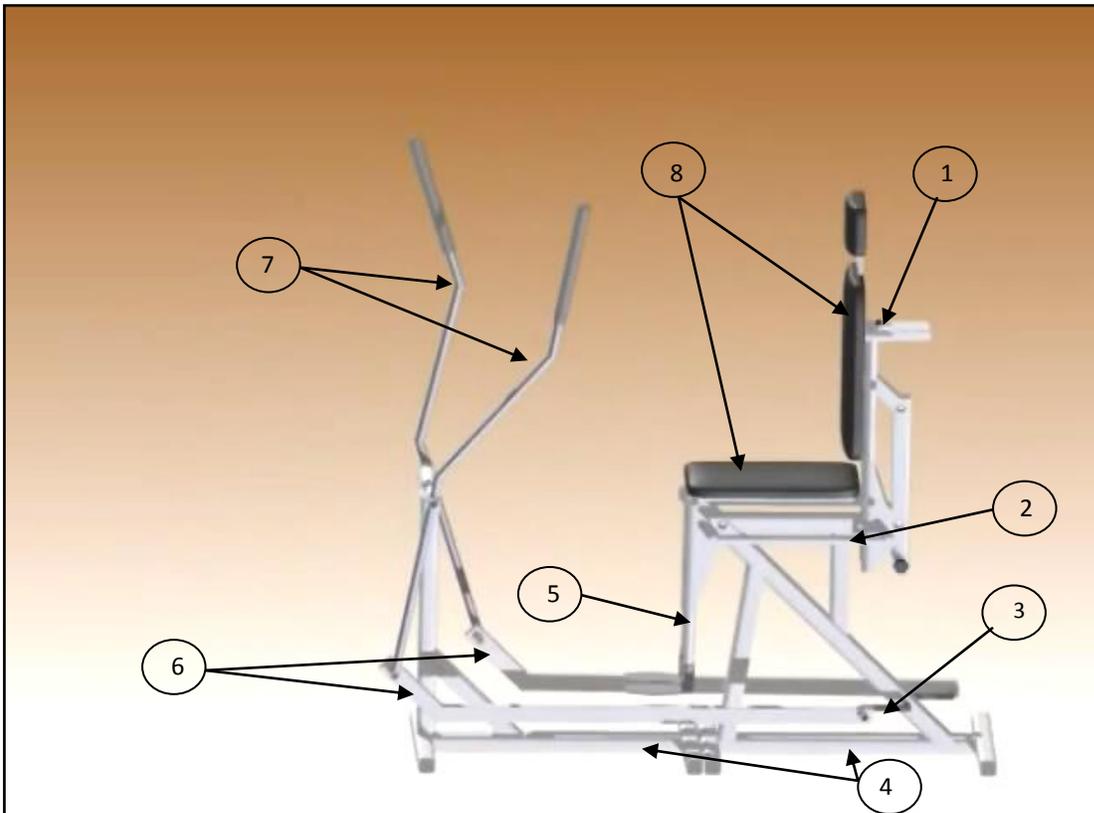


Figura 4.11 Descripción de modelo digital de EBI.

4.2.2 Modo Silla-Bípido.

Como en el prototipo EBI I el cambio de posición se realiza cuando la barra angular superior, el respaldar y la barra posterior se comportan como una estructura, esto se logra al apretar la barra angular con un tornillo o con un pasador respectivamente, la figura 4.12 ilustra la secuencia de pasos para realizar el cambio de posición de silla a bípido.

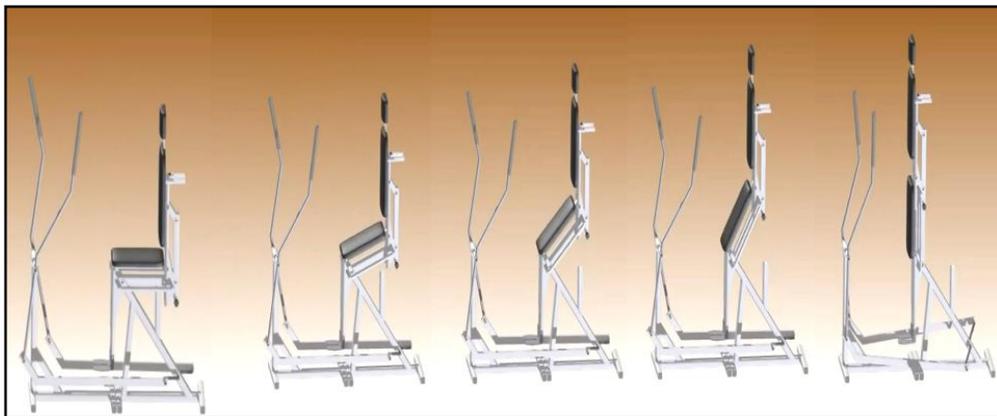


Figura 4.12 Secuencia de movimiento en el cambio de silla a bípido.

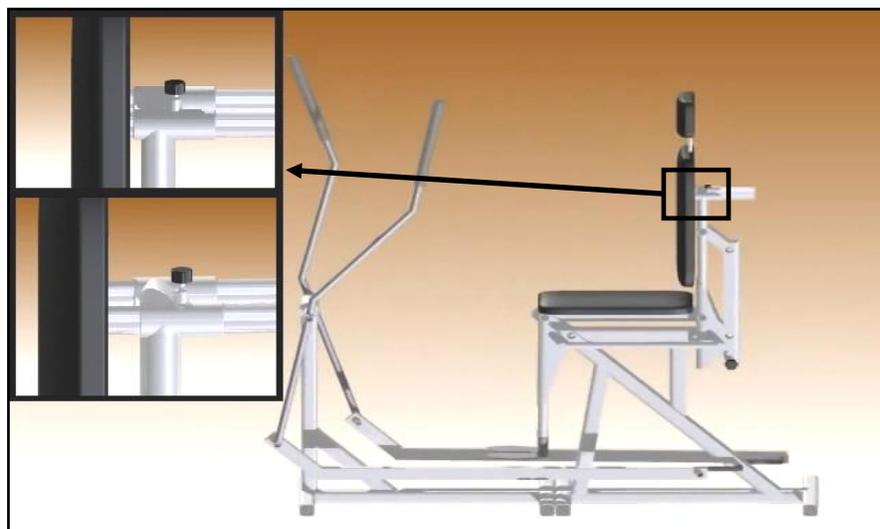


Figura 4.13 Sistema de ajuste del espaldar.

El ajuste del espaldar se obtiene al emplear el sistema de corredera que se detalla en la figura 4.13.

Como lo muestra la figura 4.13 un tornillo traba las guías del asiento en la corredera del espaldar, este mecanismo es muy común en máquinas ingleteadoras empleadas en trabajos de carpintería y marquetería, de esta forma resulta muy práctico ajustar el cojín de respaldo sin interferir con el desempeño general del equipo. Así se puede ajustar el sistema a pacientes de estaturas comprendidas entre 1.5 m y 1.7 m, también se puede ajustar el reposapiés a la estatura del usuario con un mecanismo similar al del respaldo.

4.2.3 Modo Silla-Camilla.

Para pasar del modo silla al modo camilla el procedimiento es el mismo que en el prototipo EBI I, con la barra angular superior libre del anclaje el respaldo se inclina hacia atrás, a la barra posterior tiene una sección donde la barra de acople se conecta, este punto está por debajo del punto de pivote del espaldar. Al girar el espaldar, este empuja hacia adelante a la barra de acople lo que causa que el reposapiés se levante como se muestra en la figura 4.14



Figura 4.14 Modo silla a camilla.

Una vez que se coloca el equipo en posición de camilla se debe trabar el mecanismo del asiento y el mecanismo del espaldar a fin de crear una estructura rígida, esto se logra con ayuda de dos pasadores ubicados en la parte inferior de la barra del espaldar, una vez alineadas las barras se pueden trabar, esto ofrece una medida de seguridad si se cambia de posición de camilla a posición vertical. La figura 4.15 ilustra la ubicación de los tornillos.

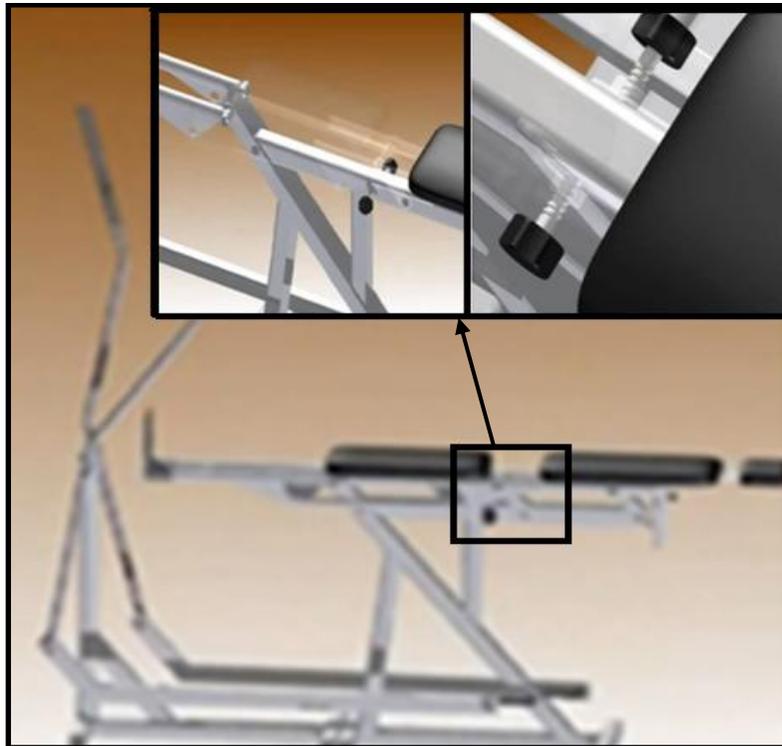


Figura 4.15 Sistema de traba.

4.2.4 Modo camilla-Bípodo.

El cambio de posición como se muestra en la figura 4.16, se lleva a cabo tras haber trabado el mecanismo con los tornillos, ahora la camilla es una estructura rígida que pivota en la base y el único elemento móvil es la barra angular superior.

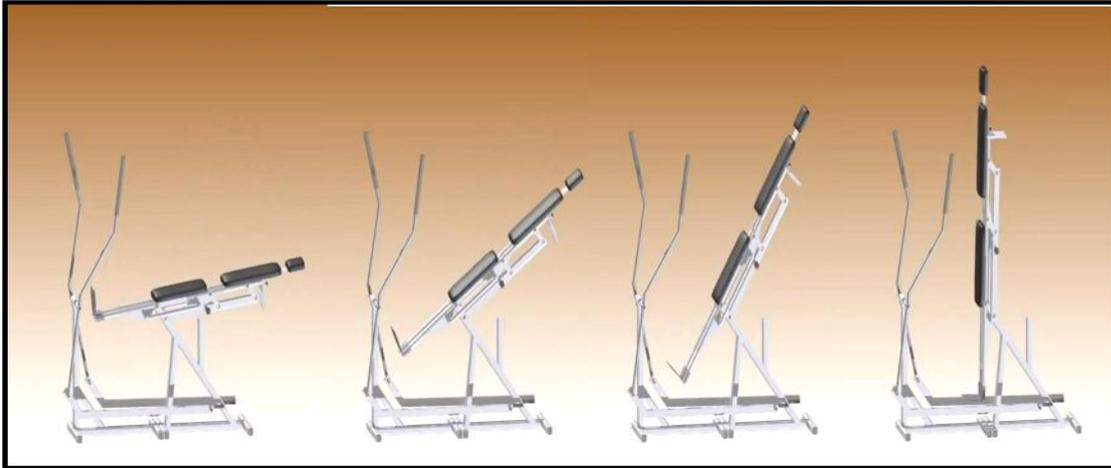


Figura 4.16 Cambio de posición de camilla a bípedo.

4. 3 Descripción del Prototipo Construido.

El equipo para terapias de bipedestación propuesto consta de dos mecanismos de cuatro barras (1A y 1B), colocados de manera tal que forman el soporte de una silla (2), la cual tiene un arnés de seguridad (3), cuya función es mantener al paciente sujeto al equipo, el primer mecanismo (1A) se ubica debajo del asiento, el segundo (1B) que está conectado al primero va detrás del espaldar de la silla. Con el objeto de que el equipo pueda ejecutar la terapia de bipedestación, cuenta con un actuador hidráulico (4) encargado de inducir el movimiento en el mecanismo 1A, el cual lo transmite al mecanismo 1B, hasta lograr que ambos formen un ángulo de 180° entre ellos; es importante destacar que el actuador puede ser manejado por el paciente. Al llegar a este punto el paciente realiza la terapia de bipedestación y si le es requerido puede utilizar los pedales (5) y palancas (6) para ejercitar sus miembros inferiores y superiores. Los elementos mencionados se ilustran en la figura 4.17.

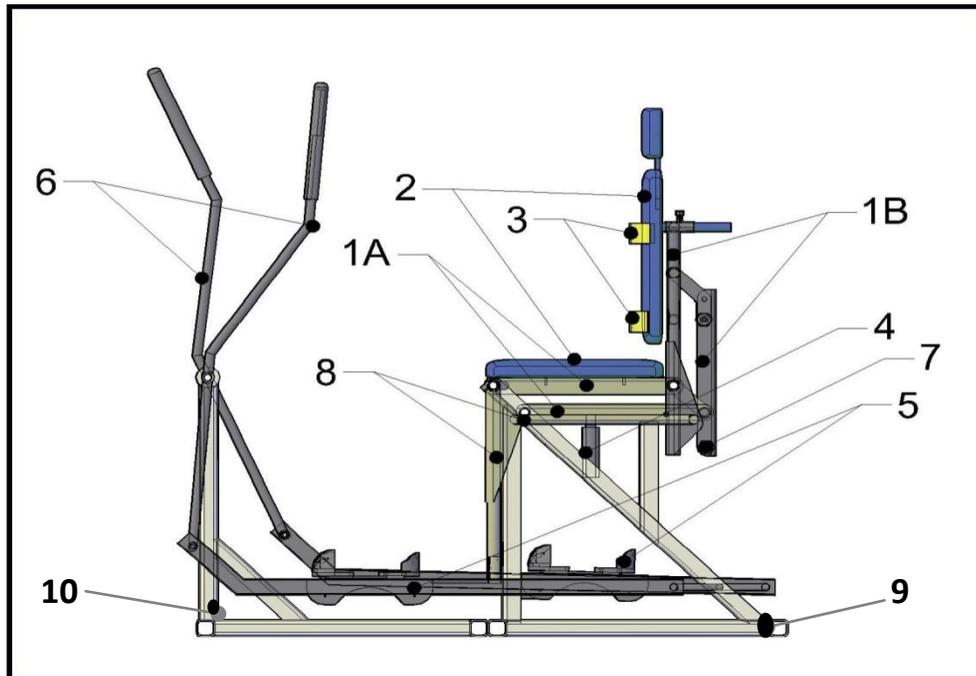


Figura 4.17 Elementos que conforma al prototipo definitivo.

Para la modalidad de camilla, el espaldar de la silla puede reclinarse hasta formar 180° con el asiento del equipo, una vez en esta posición se traban los mecanismos con un par de tornillos o pasadores (7), quedando una estructura que da sustento a la camilla, cabe destacar que una vez se comienza a reclinarse el espaldar de la silla el mecanismo 1B empuja un par de barras (8) que también pasaran a formar parte de la camilla pues de igual manera al reclinarse completamente el espaldar estas forman 180° con el mecanismo del asiento y sirven de apoyo para los miembros inferiores del paciente. Una vez fijo el mecanismo que permite al dispositivo emular una camilla el actuador hidráulico induce el movimiento al sistema para lograr la posición bípeda como se ilustra en la figura 4.18. Las piezas 9 y 10 son la base principal y secundaria respectivamente estas se encargan de sostener todos los mecanismos del equipo.

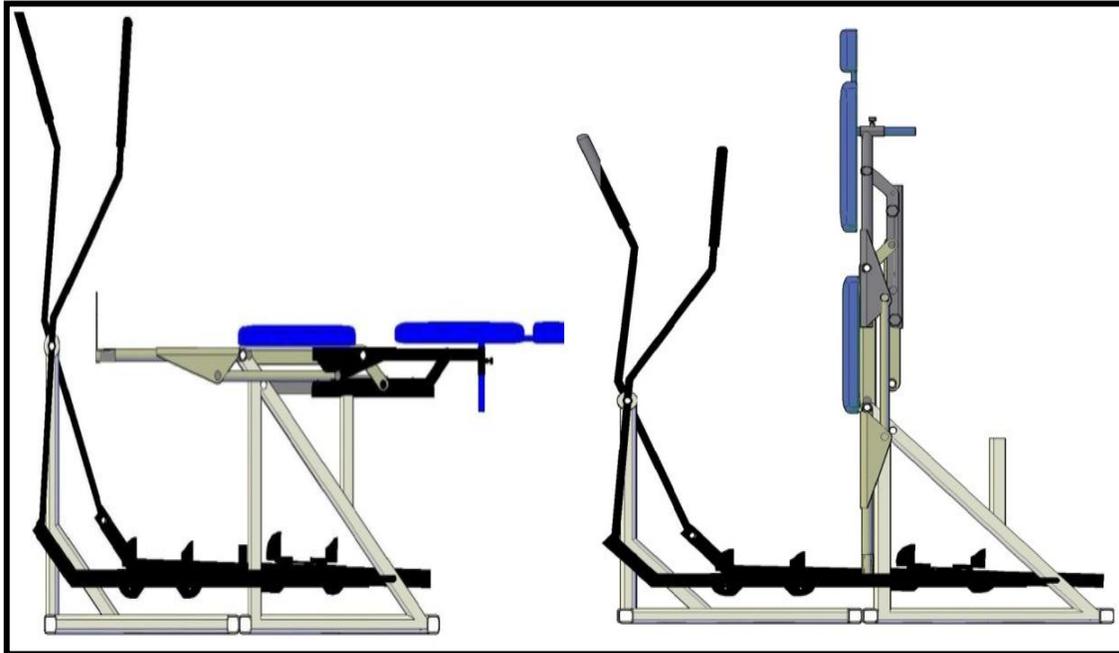


Figura 4.18 Cambio de posición de la camilla horizontal a vertical.

4.4 Selección Del Material.

De la información preliminar se conoce que el equipo estará destinado a pacientes con un peso comprendido entre 50 kg y 150 kg según los datos suministrados por el personal encargado del área de rehabilitación del IVSS. En el diseño se establece como carga crítica de trabajo 150 kg a fin de abarcar el rango de operación e incorporar un factor de seguridad. Dado que el equipo de rehabilitación se asemeja a una máquina de entrenamiento físico de gimnasio, se espera este expuesto a golpes maltratos y muchos ciclos de terapias, por ello se selecciona como principal material de construcción tubos de acero, dentro de los cuales los más comunes y por ende más usados para estos fines en el mercado nacional son los perfiles de acero estructural.

En general los perfiles tubulares Conduven-Unicon pueden ser utilizados, siguiendo los lineamientos de normas establecidas en la industria de la construcción y metalmecánica. En el mercado nacional se utilizan principalmente la Serie “Tubos Estructurales Conduven ECO” (ASTM A 500 Grado C), entre los cuales se encuentran:

- **Sección Circular (NPS (1)):** Desde 3/4” hasta 1 1/2”.
- **Sección Cuadrada (DN (2)):** Desde 60 x 60 mm hasta 150 x 150 mm.
- **Sección Rectangular (DN):** Desde 80 x 40 mm hasta 100 x 40 mm.
- **Longitudes Estándar:** Para todas las secciones: En 6,00 m (20 pies) y 12,00 m (40 pies).

Las propiedades mecánicas de estos perfiles se detallan en la tabla 4.1. El estudio de esfuerzos y cargas a realizar a los diferentes componentes del equipo en desarrollo se hará en base a estas propiedades.

Tabla 4.1 Propiedades mecánica del acero estructural.

Norma ASTM A 500 Grados del Acero		Propiedades Mecánicas (Mínimas)		
		Límite de Fluencia (MPa)	Resistencia a la Tracción (MPa)	% Elongación
Circular	A	228	310	25
	B	290	400	23
	C	345	427	21
Cuadrado y Rectangular	A	269	310	25
	B	317	400	23
	C	345	427	21

Para el diseño y construcción del equipo se dispone de los perfiles estructurales cuadrados 40mm x 40mm, rectangular 80mm x 40mm, 100mm x 40mm, redondo desde 1/2" hasta 1 1/4". La restricción a solo emplear estos perfiles

se debe a que la construcción del prototipo final se llevara a cabo en el taller de la empresa “Business and Fitness”, dicha empresa solo trabaja con esa gama de perfiles.

4.5 Cálculo de Esfuerzos.

El equipo de bipedestación tiene partes móviles que permiten cambiar su configuración como se describió anteriormente de silla a camilla, de silla a bípedo y de camilla a bípedo (ver figuras 4.14, 4.12 y 4.16) esto implica que la carga a soportar, cambia de ubicación respecto a cada uno de las partes que conforman al equipo, razón por la cual sus piezas estarán sometidas a distintos estados de esfuerzos. Por tal motivo el cálculo de esfuerzos se realiza en la posición de trabajo crítica y así garantizar que ninguna de las piezas del equipo fallará al trabajar con las cargas que el resto de las posiciones del equipo genere sobre estas.

Se considera que cuando el equipo esté configurado como camilla y deba soportar una carga de 1500 N, las principales piezas del equipo se ven sometidas a los máximos esfuerzos que se pueden generar respecto al resto de las posiciones. Por tal motivo esta posición es considerada la posición de trabajo crítica. La figura 4.19 ilustra las distintas partes que conforman al equipo de bipedestación. Cabe destacar que al momento en el que el equipo es utilizado para realizar terapias de bipedestación o de caminata la carga que represente el usuario para la estructura del equipo siempre estará soportada por el arnés de seguridad en el caso de la bipedestación y de la caminata, esto indica que la carga siempre recaerá sobre las piezas que conforman a la silla, por tal motivo el calculo de esfuerzos en la posición crítica se limita a evaluar las piezas de la silla y no en las piezas que conforman a la caminadora elíptica ya que estas no deberán soportar alguna carga significativa que implique determinar si fallan o no.

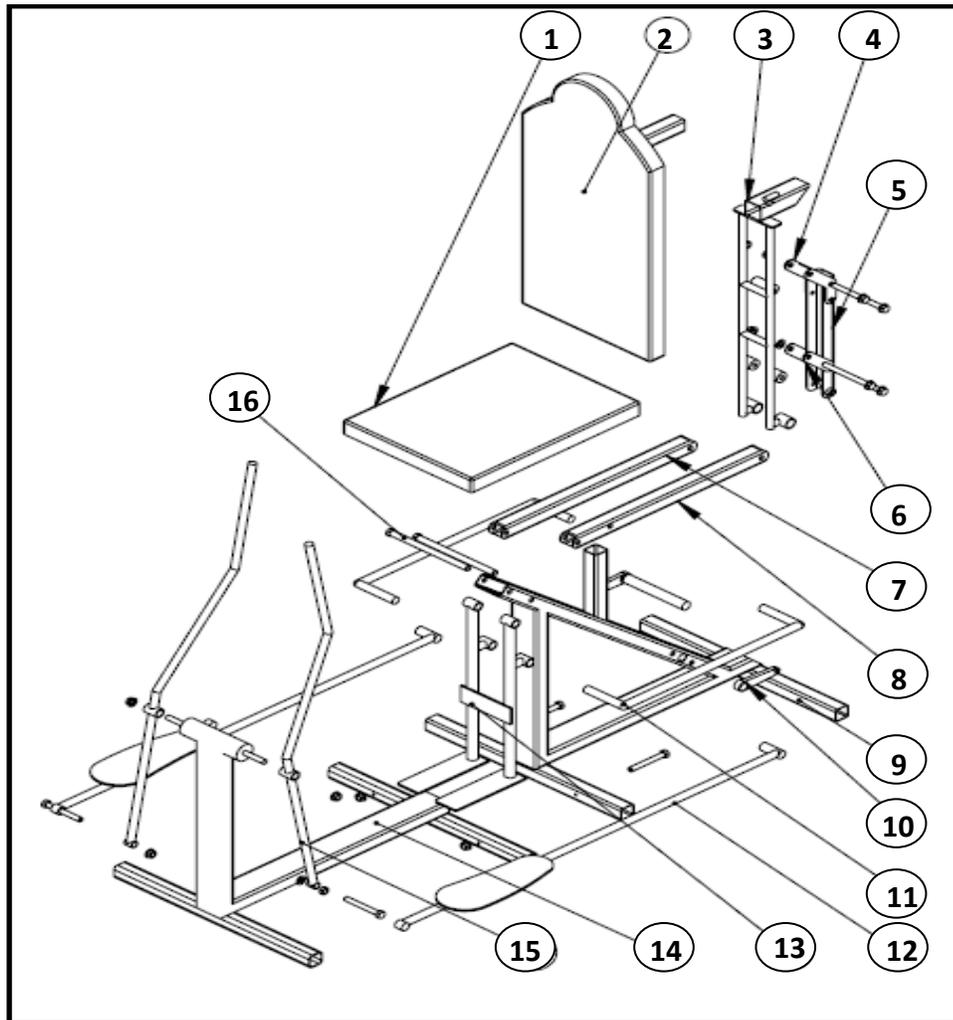


Figura 4.19 Vista de piezas y partes que conforman al equipo.

Entre las piezas que se muestran en la figura 4.19 tenemos: cojín del asiento (1), cojín del espaldar (2), espaldar (3), barra angular superior (4), barra paralela al espaldar (5), barra angular inferior (6), barra del asiento (7), barra motriz (8), base de la silla (9), brazo del pedal (10), barra conectora (11), pedal (12), posa pies (13), base de la caminadora (14), palanca (15), eje (16).

4.5.1 Base de la silla (9).

La base de la silla corresponde a la estructura ilustrada en la figura 4.20, dicha estructura es la encargada de brindar soporte a las barras motrices y al actuador hidráulico. La condición crítica para esta base se presenta cuando el usuario está completamente de pie, pues toda la carga que este representa se concentra en el extremo superior de la misma, tal como lo ilustra la figura 4.16.

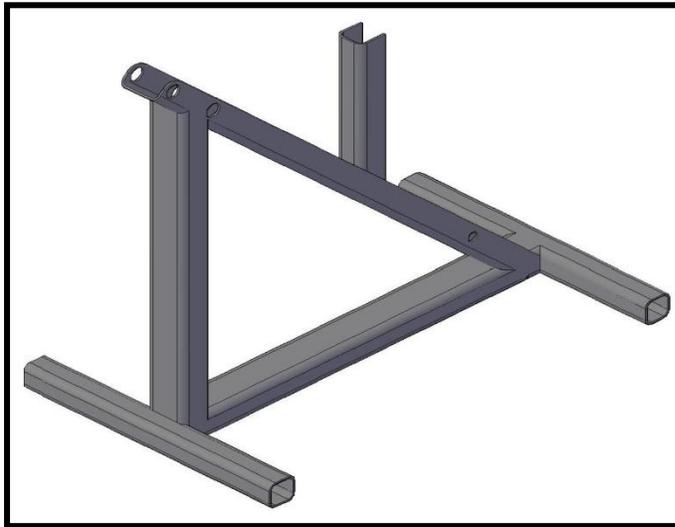


Figura 4.20 Base de la silla.

La base de la silla corresponde a la estructura ilustrada en la figura 4.20, dicha estructura es la encargada de brindar soporte a las barras motrices y al actuador hidráulico. La condición crítica para esta base se presenta cuando el usuario está completamente de pie, pues toda la carga que este representa se concentra en el extremo superior de la misma, tal como lo ilustra la figura 4.21. La figura 4.22 muestra el diagrama de cuerpo libre de las distintas barras que conforman la base. El cálculo de los valores de las reacciones que se generan se obtiene aplicando las sumatoria de fuerzas en los ejes "X" e "Y" y sumatoria de momentos en el punto "B".

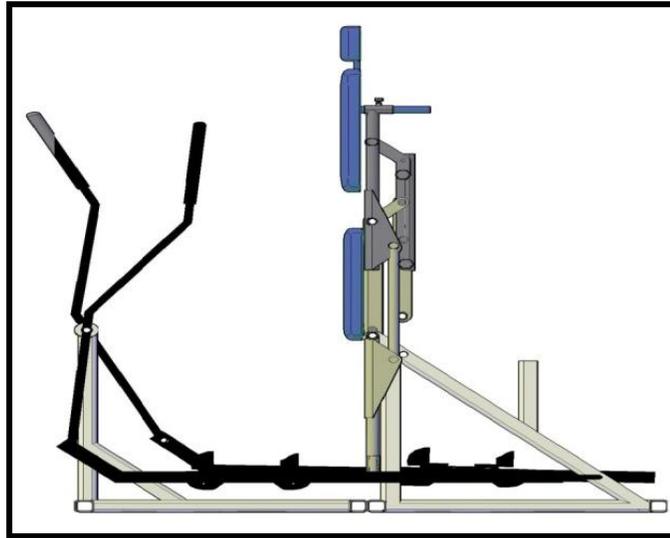


Figura 4.21 Estado crítico de carga para la base.

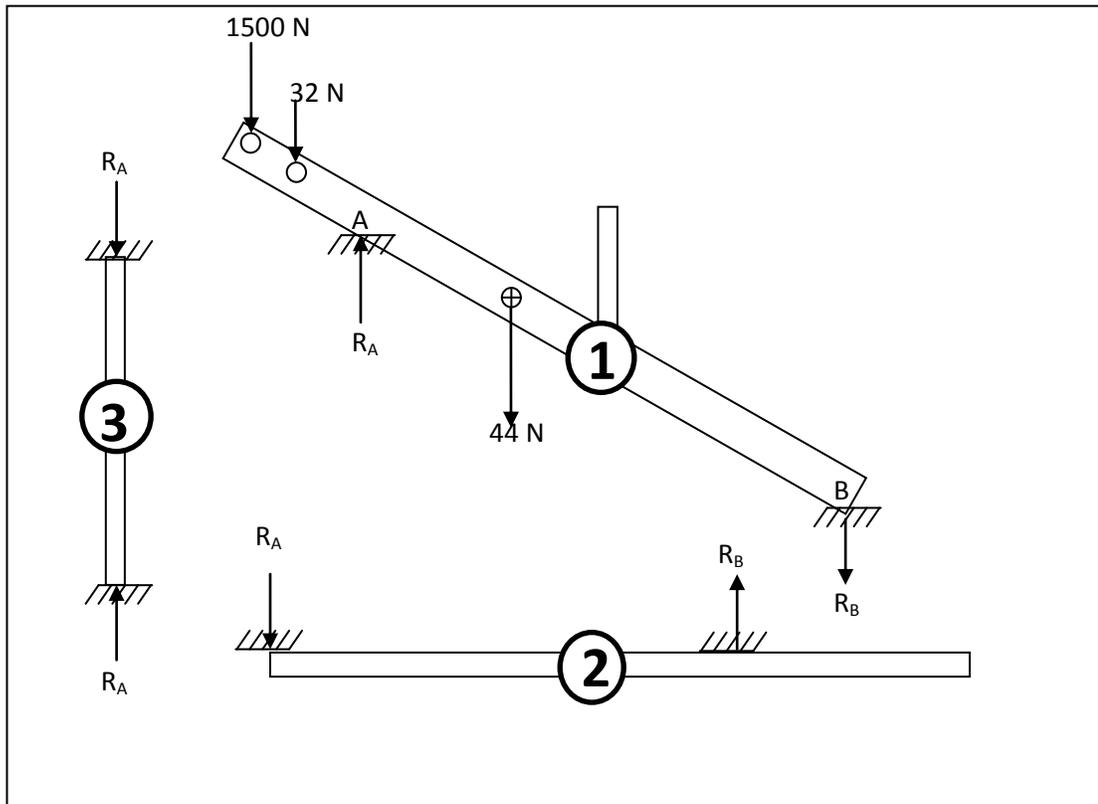


Figura 4.22 Diagramas de cuerpo libre para las barras que conforman la base.

La barra 1 trabaja en un estado combinado de esfuerzos donde predominan el esfuerzo cortante y momento flector. Es necesario calcular el esfuerzo crítico y para ello se debe ubicar en el diagrama de corte y momento (figura 4.23) el punto más esforzado. Posteriormente se determina el valor del esfuerzo por flexión y esfuerzo por corte mediante las ecuaciones 4.4 y 4.5 respectivamente.

$$\sigma_f = \frac{M_f x Y}{I} \quad (4.4)$$

Donde:

σ_f : Esfuerzo por flexión (MPa).

M_f : Momento flector (Nm).

Y : Distancia entre eje neutro y la fibra más alejada (m.)

I : Inercia de la barra (m⁴).

$$\tau = \frac{V}{A} \quad (4.5)$$

Donde:

τ : Esfuerzo cortante (MPa).

V : Fuerza cortante (N).

A : Área de la sección transversal donde actúa la fuerza cortante (m²).

Tras analizar los diagramas de corte y momento se obtienen los siguientes resultados de las ecuaciones 4.4 y 4.5 respectivamente:

$$\sigma_f = 56 \text{ MPa}; \tau = 5 \text{ MPa}$$

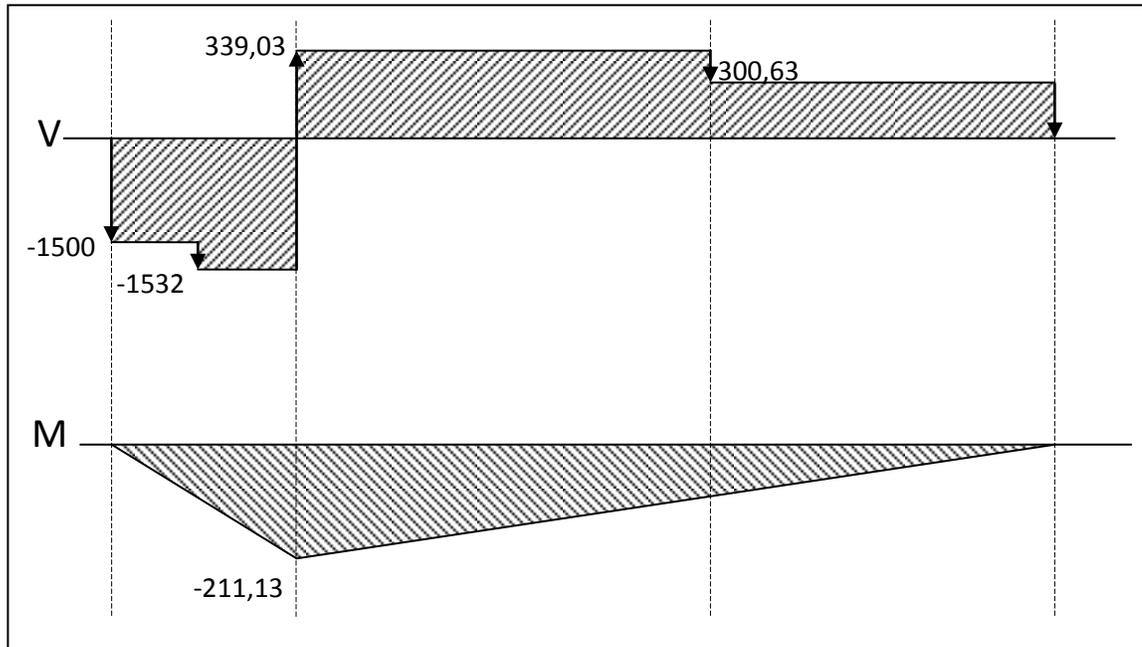


Figura 4.23 Diagramas de corte y momento de la barra 1.

Es necesario determinar el valor del esfuerzo crítico para ello se aplica la ecuación 4.6.

$$\sigma_{Crit} = \sqrt{\sigma_{xy}^2 + \sigma_{yz}^2 - \sigma_{xy} \times \sigma_{yz} + 3 \times \tau_{xy}^2} \quad (4.6)$$

Donde:

σ_{Crit} : Esfuerzo crítico (Mpa).

σ_{xy} : Esfuerzo flector en el plano xy (MPa).

σ_{yz} : Esfuerzo flector en el plano yz (MPa).

τ_{xy} : Esfuerzo cortante en el plano xy (MPa).

Tras resolver la ecuación se obtiene el valor del esfuerzo crítico $\sigma_{Crit} = 56,64 \text{ MPa}$, se procede a calcular el factor de seguridad por medio de la ecuación 4.7

$$N = \frac{\sigma_{Fluencia}}{\sigma_{Crit}} \quad (4.7)$$

Donde:

$\sigma_{Fluencia}$: Esfuerzo de fluencia del material (MPa).

σ_{Crit} : Esfuerzo critico de trabajo (MPa).

$$N = 6$$

Este valor del factor de seguridad indica que la pieza en el punto crítico de carga trabaja por debajo del límite de fluencia, además indica que puede soportar una carga superior sin llegar a dicho límite.

La barra 3 trabaja a compresión, por esta razón se requiere aplicar el Criterio de Fluencia de Von Mises (ecuación 4.8)

$$\sigma_{Comp} = \frac{2}{\sqrt{3}} \times \sigma_{fluencia} \quad (4.8)$$

Donde:

σ_{Comp} : Esfuerzo máximo de compresión del material (Mpa).

$\sigma_{Fluencia}$: Esfuerzo de fluencia del material (MPa).

De este criterio ha de obtenerse el valor del máximo esfuerzo que puede soportar el material en uso.

$$\sigma_{Comp} = 398,475 \text{ MPa}$$

Ahora se debe calcular el esfuerzo a compresión que genera el estado de cargas al que se encuentra sometida la barra 3, para ello es necesario aplicar la ecuación 4.9.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (4.9)$$

Donde:

σ : Esfuerzo a compresión (Mpa).

F: Carga (MN).

A: Área de la sección transversal (m²).

$$\sigma = 4 \text{ MPa} \quad (4.10)$$

El esfuerzo al que está sometida la barra es mucho menor que el máximo esfuerzo a compresión que esta puede soportar.

El resto de las barras que conforman el asiento y es espaldar tienen el mismo comportamiento que la barra 3 por tal motivo se asume que todas estas se comportan de la misma manera y no fallan.

4.6 Análisis de Esfuerzos Utilizando el Método de Elementos Finitos.

4.6.1 Base de la Silla (9).

Al momento de realizar el análisis de esfuerzos mediante el método de elementos finitos se considera a la base principal como una estructura que soportara una carga crítica de 1500 N con las siguientes condiciones de borde:

- I. Estará fija al suelo a lo largo de barras de soporte o patas mediante pernos para garantizar que no se deslice en ninguna dirección al momento de trabajar con la carga crítica (esta condición se representa con flechas verdes en la figura 4.24).
- II. La carga que ésta soporta en la condición crítica está ubicada en dos lugares en el agujero del extremo superior que soporta un 70% de la carga en dirección de

eje "Z" positivo y en el apoyo para la barra motriz que soporta el 30% restante de la carga crítica en dirección del eje "Z" negativo (condición representada con las flechas violeta en la figura 4.24).

En la figura 4.25 se presenta la curva de convergencia para el modelo de la base de la silla, el valor del esfuerzo en la base principal toma un valor de 56,2 MPa al utilizar una malla de 21434 elementos tetraédricos y se mantiene durante los siguientes modelos de mallado. Esto indica 56,2 MPa es el valor de esfuerzo al cual estará sometida la estructura al trabajar en condiciones críticas. Los demás datos obtenidos del estudio también mostraron una tendencia similar a la del esfuerzo, estos valores se detallan en la tabla 4.2, en dicha tabla están indicados los valores de esfuerzo, factor de seguridad, desplazamiento en dirección X (U_x), desplazamiento en dirección Y (U_y) y desplazamiento en dirección Z (U_z) con los que trabaja le base principal al estar sometida a la carga crítica.

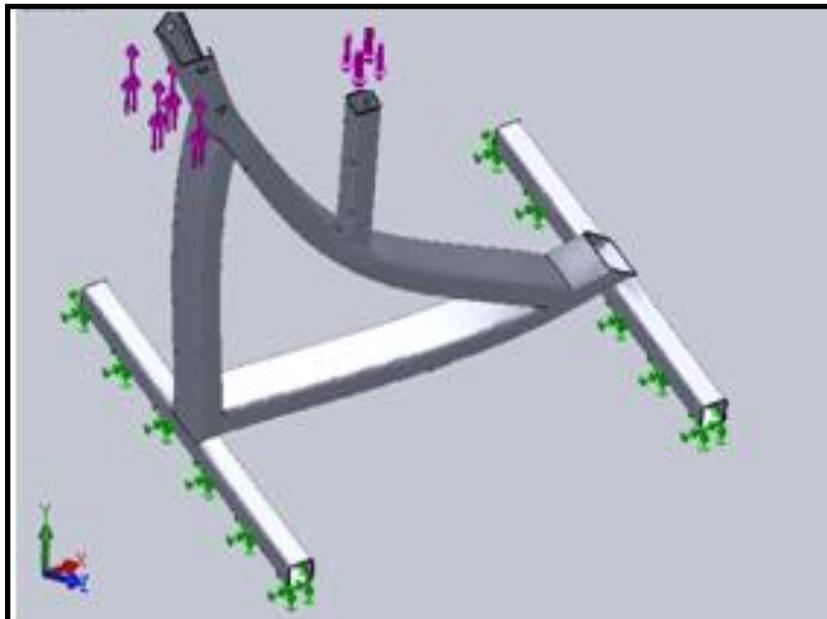


Figura 4.24 Condiciones de borde base de la silla.

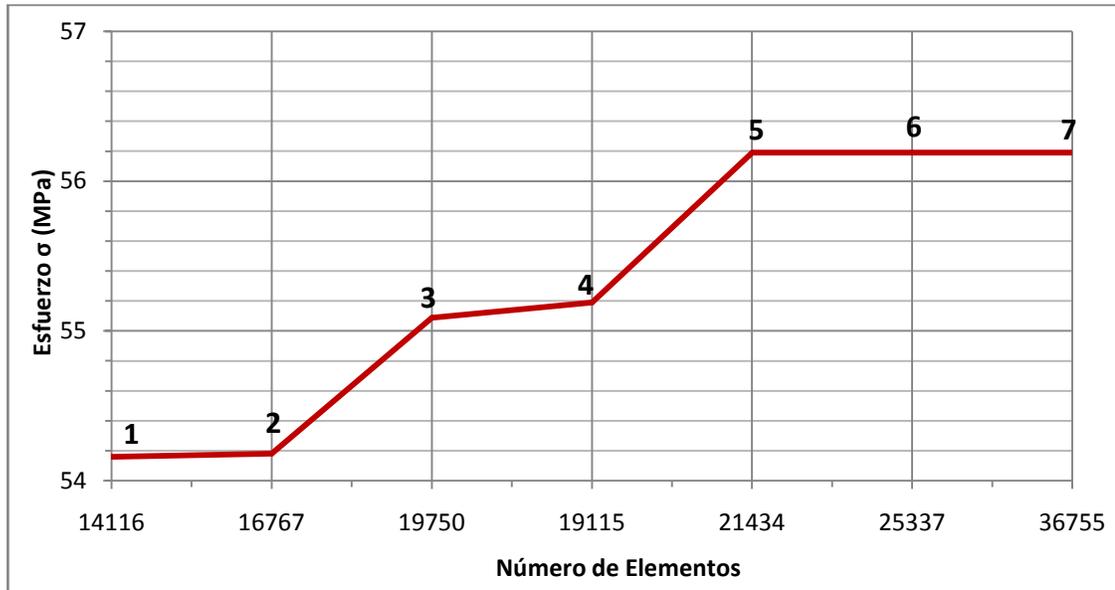


Figura 4.25 Curva de convergencia del esfuerzos equivalente de von Mises en base de la silla vs. Número de Elementos de la Malla.

Tabla 4.2 Resultados del estudio de esfuerzos en la base principal.

Esfuerzo Máximo (MPa).	Factor de Seguridad $N_{Mín.}$	Desplazamientos		
		U_x (mm).	U_y (mm).	U_z (mm).
56,2	5,64	0,12	0,17	0

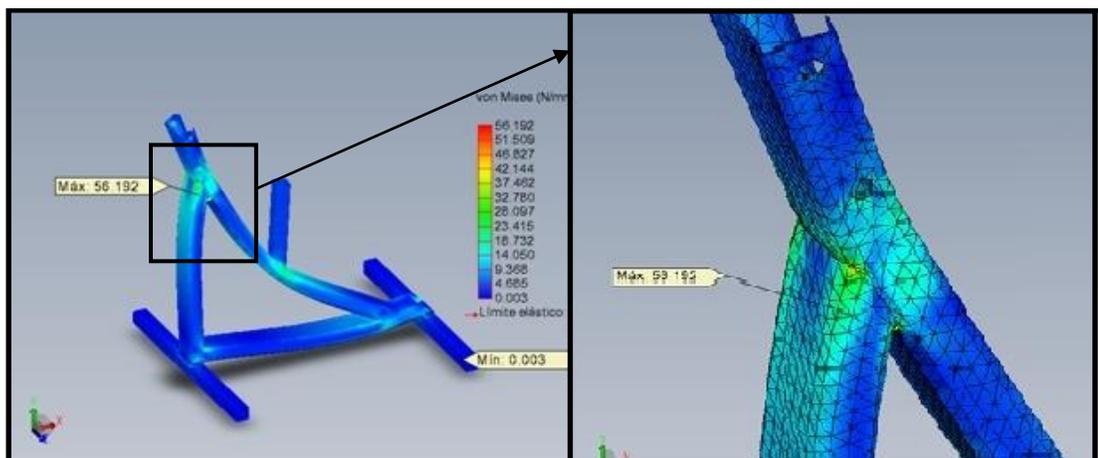


Figura 4.26 Distribución de esfuerzos en base principal.

La base tiene un factor de seguridad alto en comparación con los factores de seguridad que se emplean normalmente, ya que estos tienen valores entre 2 y 3 [10], el factor seguridad de 5,64 se acerca al obtenido en el cálculo analítico para esta misma pieza por lo que se puede inferir que el análisis es preciso y no está fuera del rango pues la diferencia respecto al factor de seguridad analítico es de 0,36 lo que representa un error de 6%. Sin embargo este factor de seguridad indica que el equipo está sobre diseñado, esto se debe a la restricción de solo poder utilizar tubos estructurales en la construcción del mismo. Los desplazamientos mostrados en la tabla 4.2 se ubican en el extremo superior de la base (figura 4.26) ya que esta es la zona que debe soportar la mayor parte de la carga, estos desplazamientos son pequeños podrían considerarse despreciables, lo que permite decir que al momento de trabajar con la carga crítica y cualquiera inferior a esta la base no presenta inestabilidad lo que brinda una sensación de seguridad al usuario.

4.6.2 Barra Motriz (8).

Este elemento es uno de los más importantes del equipo pues es el encargado de transmitir la fuerza del actuador hidráulico al mecanismo que permite realizar la bipedestación. Las condiciones de bordes consideradas para esta barra son las siguientes:

I. En uno de sus extremos se encuentra articulada a la base de la silla (flechas verdes en la figura 4.27) en el otro extremo se encuentra articulada al espaldar de la silla, aproximadamente a los 25 cm de la articulación con la silla tiene un apoyo simple en la base de la silla (flecha amarilla figura 4.27).

II. La carga que soporta este elemento se encuentra distribuida a lo largo de su cara superior (flecha violeta figura 4.27) y representa un 65% de la carga crítica.

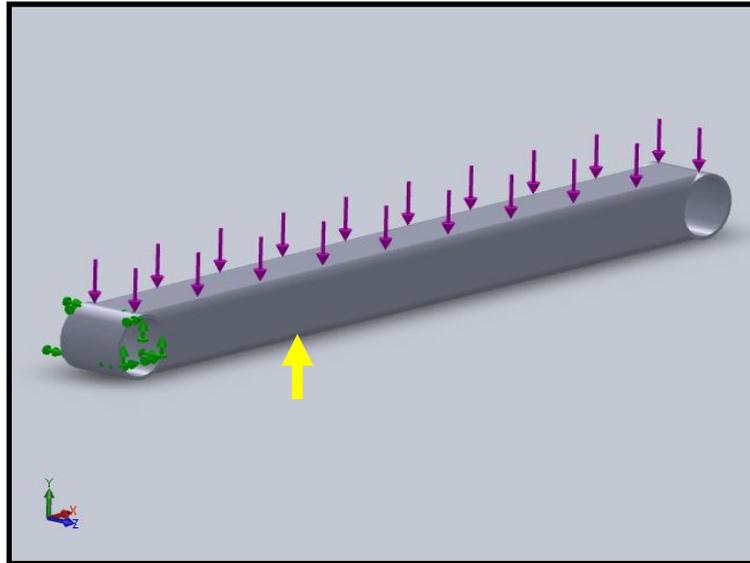


Figura 4.27 Condiciones de borde barra motriz.

La figura 4.28 muestra la curva de convergencia para el modelo de la barra motriz al variar el número de elementos tetraédricos de la malla empleada en el estudio, la tendencia que toma esta variable a partir de los 12901 elementos (ensayo numero 5) permite determinar el valor del esfuerzo en las condiciones evaluadas, pues a partir de ese punto tiende a ser constante e igual a 96,45 MPa. Al igual que en el estudio de la base principal las demás variables a estudiar (factor de seguridad, desplazamiento en dirección X (U_x), desplazamiento en dirección Y (U_y) y desplazamiento en dirección Z (U_z)) en este elemento también presentan una tendencia constante a partir de los 12901 elementos. La tabla 4.3 presenta los resultados obtenidos.

El factor de seguridad de 3,28 se considera satisfactorio pues garantiza que la barra trabajará sin presentar fallas. Por ser la barra motriz un elemento de vital importancia para el correcto funcionamiento del equipo es obligatorio que sea estable, esta condición se garantiza al determinar que los desplazamientos que esta

puede sufrir al momento de trabajar en la condición crítica son despreciables. La figura 4.29 muestra la distribución de esfuerzos a lo largo de esta barra, allí se observa que el mayor esfuerzo se presenta en el extremo articulado con la base de la silla, lo que implica que allí es donde se dan los mayores desplazamientos.

Tabla 4.3 Resultados del estudio de esfuerzos en la barra motriz.

Esfuerzo Máximo (MPa).	Factor de Seguridad $N_{\text{Mín.}}$	Desplazamientos		
		U_x (mm).	U_y (mm).	U_z (mm).
96,45	3,28	0,07	0,25	0

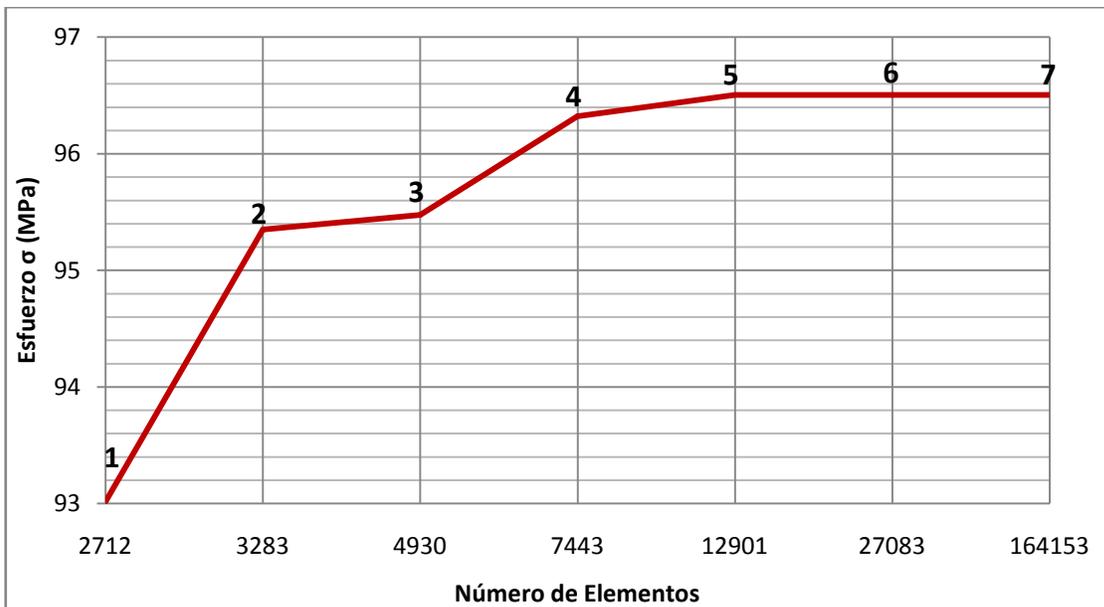


Figura 4.28 Curva de convergencia del esfuerzo equivalente de von Mises en barra motriz vs número de elementos de la malla.

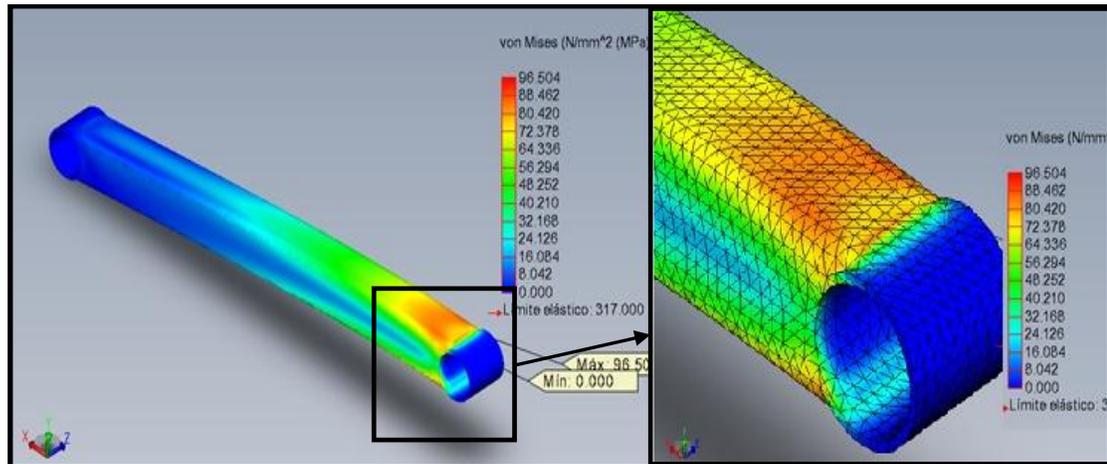


Figura 4.29 Distribución de esfuerzos en barra motriz.

4.6.3 Espaldar (3).

El espaldar es la pieza que se encarga de soportar la parte superior del cuerpo del usuario, por tanto la carga en este elemento se considera uniformemente distribuida a lo largo de su geometría y representa un 35% de la carga crítica (Ver flechas violeta en la figura 4.30). Esta pieza se encuentra sujeto al resto del mecanismo por dos articulaciones simples (indicadas por las flechas verdes de la figura 4.30) la que corresponde al extremo izquierdo es la articulación con la barra que soporta al asiento (pieza numero 7 de la figura 4.19) y la que corresponde a la derecha es la articulación con la barra angular superior (pieza numero 4 de la figura 4.19). La figura 4.31 indica la convergencia del esfuerzo equivalente de von Mises al variar el número de elementos tetraédricos de la malla, dicha grafica indica que a partir de los 20154 elementos el valor del esfuerzo toma un valor constante e igual a 87,5 MPa y al igual que en los análisis anteriores lo mismo ocurre con las demás variables estudiadas (factor de seguridad y desplazamientos). La tabla 4.4

presenta los resultados obtenidos para las demás variables consideradas en el estudio.

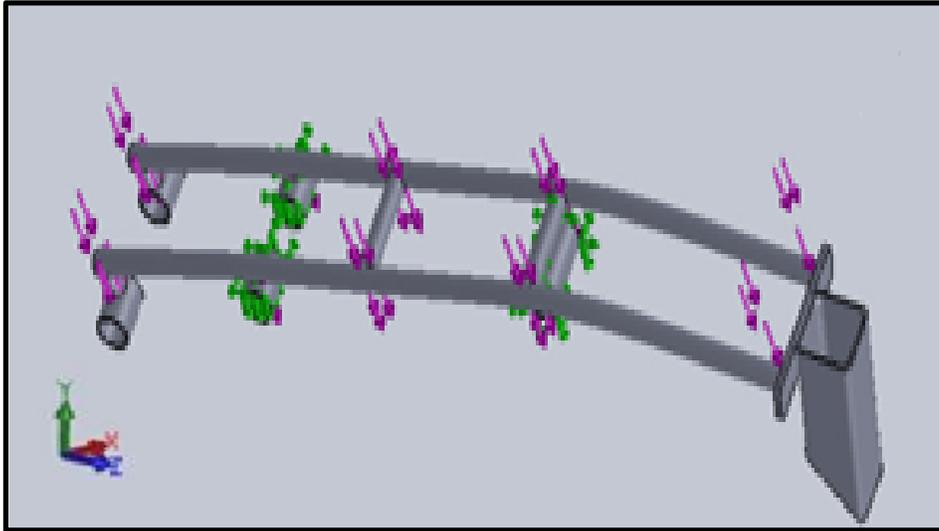


Figura 4.30 Carga y condiciones de borde del espaldar en la posición crítica.

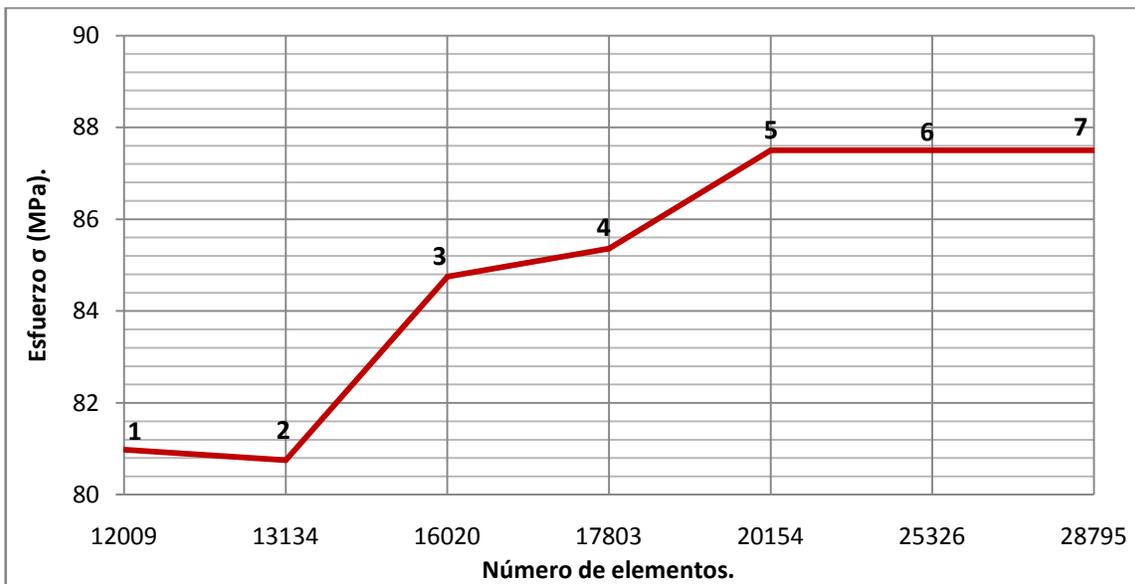
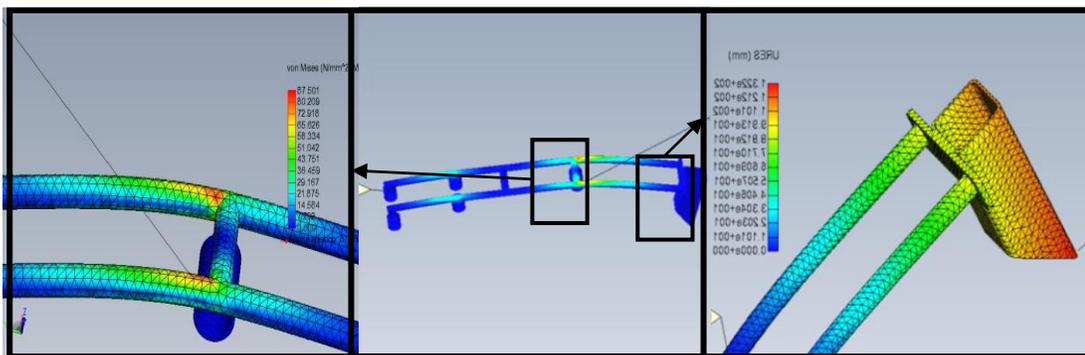


Figura 4.31 Curva de convergencia del esfuerzo de von Mises en el espaldar.

Tabla 4.4 Resultados del estudio de esfuerzos en el espaldar.

Esfuerzo Máximo (MPa).	Factor de Seguridad $N_{\text{Mín.}}$	Desplazamientos		
		U_x (mm).	U_y (mm).	U_z (mm).
87,5	3,6	0	0,14	0

El factor de seguridad de 3,6 indica que el elemento soporta la carga de manera confiable, y que las probabilidades de falla son mínimas, además los desplazamientos son despreciables e indican que el elemento se mantiene muy estable en la condición crítica. El valor de 3,6 en el factor de seguridad obedece a que para la construcción de este elemento se emplea tubería de ventilación, aunque el material de esta tubería sigue siendo el acero, el espesor de la misma es menor que el del tubo estructural, por ende es menos resistente. El cambio a tubería de ventilación para esta pieza tiene como objetivo aligerar la parte superior del equipo y así bajar la ubicación del centro de gravedad del mismo para lograr mayor estabilidad. La figura 4.32 muestra la distribución de esfuerzos en el espaldar.

**Figura 4.32** Distribución de esfuerzos en el espaldar.

4.6.4 Barra paralela al espaldar (5).

Este elemento trabaja paralela al espaldar y debe soportar la carga del espaldar para transmitirla al resto de los elementos del mecanismo. Las condiciones de bordes consideradas para esta barra son las siguientes:

I. En su extremo izquierdo se encuentra apoyada a la barra motriz (flechas verdes en la figura 4.33).

II. A los 15 cm del extremo izquierdo se encuentra una articulación simple que corresponde a la unión con la barra del asiento (representada por flechas verdes en la figura 4.33).

III. Adicionalmente tiene una segunda articulación en su extremo derecho, correspondiente a su conexión con la barra angular superior.

IV. La carga en la barra se toma como varias cargas uniformes ubicadas en el apoyo del extremo izquierdo, en la articulación simple a 15 cm del extremo izquierdo y en la articulación del extremo derecho (flechas violeta figura 4.33).

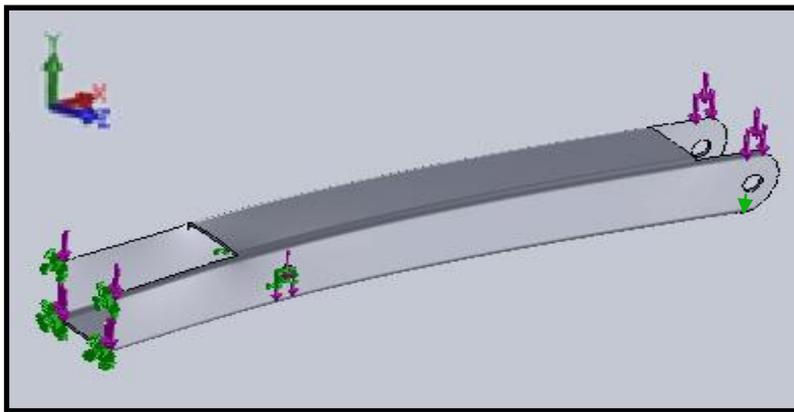


Figura 4.33 Carga y condiciones de borde en barra paralela al espaldar.

Como se observa en la figura 4.34 el valor del esfuerzo en la barra paralela al espaldar converge a un valor de 96,45 MPa al utilizar una malla de 12477 elementos y se mantiene constante durante los siguientes números de elementos. Esto indica que 96,45 MPa es el valor de esfuerzo al cual estará sometida esta barra al trabajar en condiciones críticas. Las demás variables (factor de seguridad, desplazamiento en dirección X (U_x), desplazamiento en dirección Y (U_y) y desplazamiento en dirección Z (U_z)) de interés también tienen una tendencia similar a la del esfuerzo, estos valores se detallan en la tabla 4.5.

El factor de seguridad de 3,3, se considera satisfactorio pues garantiza que la barra trabajara sin presentar fallas, este valor en el factor de seguridad se debe a que al igual que para el espaldar, esta barra se construyo con un tubo de acero mucho más ligero que el tubo estructural recordando que el objeto de este cambio es aligerar la parte superior del equipo y bajar la ubicación del centro de gravedad del equipo. A pesar de utilizar un tubo de menor espesor Los desplazamientos mostrados en la tabla 4.5 se consideran despreciables pues no afectan a la estabilidad del equipo.

El mayor valor de los esfuerzos que se generan en este elemento se concentra en los agujeros por donde pasa el eje permite la conexión con la barra motriz, considerando la escala de colores que se presenta en la figura 4.35 se observa que mas del 90% del elemento trabaja a menos de 32.216 MPa lo que indica que esta barra a pesar de tener menor resistencia que el tubo estructural es capaz de soportar la carga de trabajo.

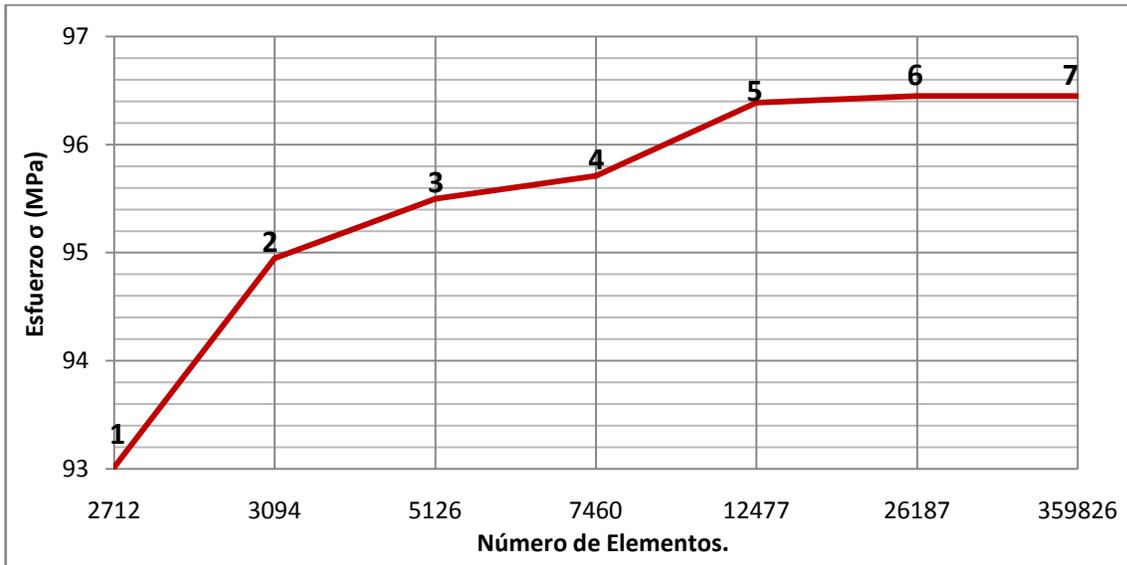


Figura 4.34 Curva de convergencia del esfuerzo de von Mises en la barra paralela al espaldar.

Tabla 4.5 Resultados del estudio de esfuerzos en la barra paralela al espaldar.

Esfuerzo Máximo (MPa).	Factor de Seguridad $N_{\text{Mín.}}$	Desplazamientos		
		U_x (mm).	U_y (mm).	U_z (mm).
96,45	3,3	0	0,03	0

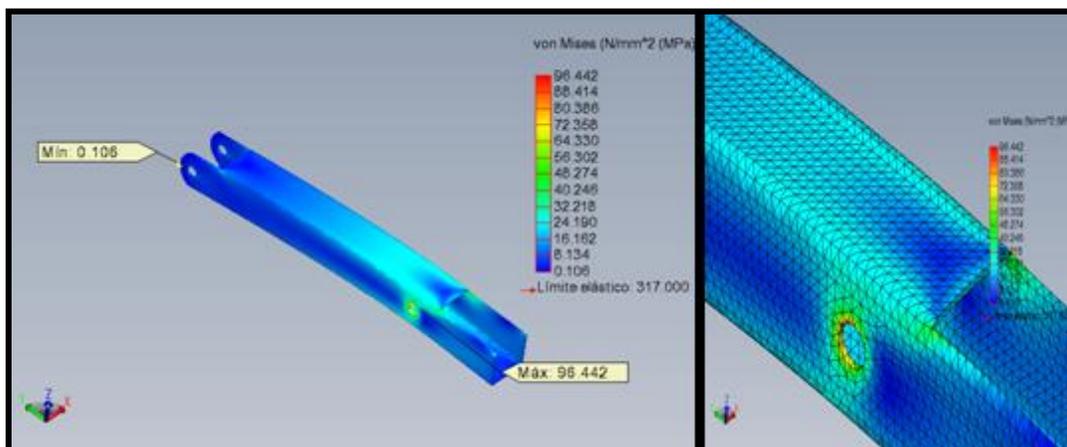


Figura 4.35 Distribución de esfuerzos en la barra paralela al espaldar.

4.6.5 Eje (16).

La mayoría de los ejes utilizados en el equipo de bipedestación tienen las siguientes características: acero 1020, macizos con un diámetro constante de $\frac{1}{2}$ " y con una longitud no mayor a 8". Se decidió que todos tuvieran estas características de manera tal que las uniones pivotadas sean estándar. Por tal motivo se realiza el estudio a fatiga de un eje en su condición crítica y se asume que todos los demás tendrán un comportamiento similar. Las condiciones de borde empleadas para el análisis del eje que une a la barra motriz con la base principal son las siguientes:

- I. Se encuentra apoyado en sus extremos sobre bocinas que permiten su giro más no su desplazamiento en ninguna dirección (flechas verdes figura 4.36).
- II. La carga se distribuye uniformemente a lo largo del eje y entre sus dos apoyos (flechas violetas figura 4.36).

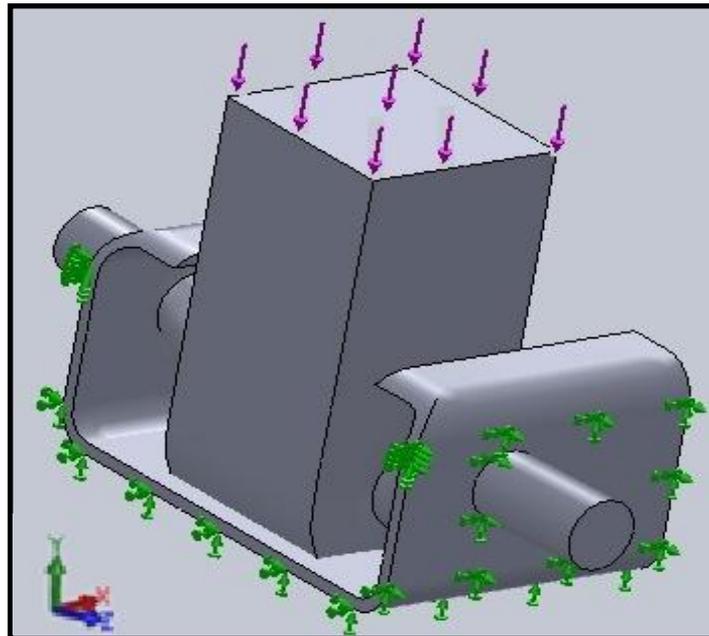
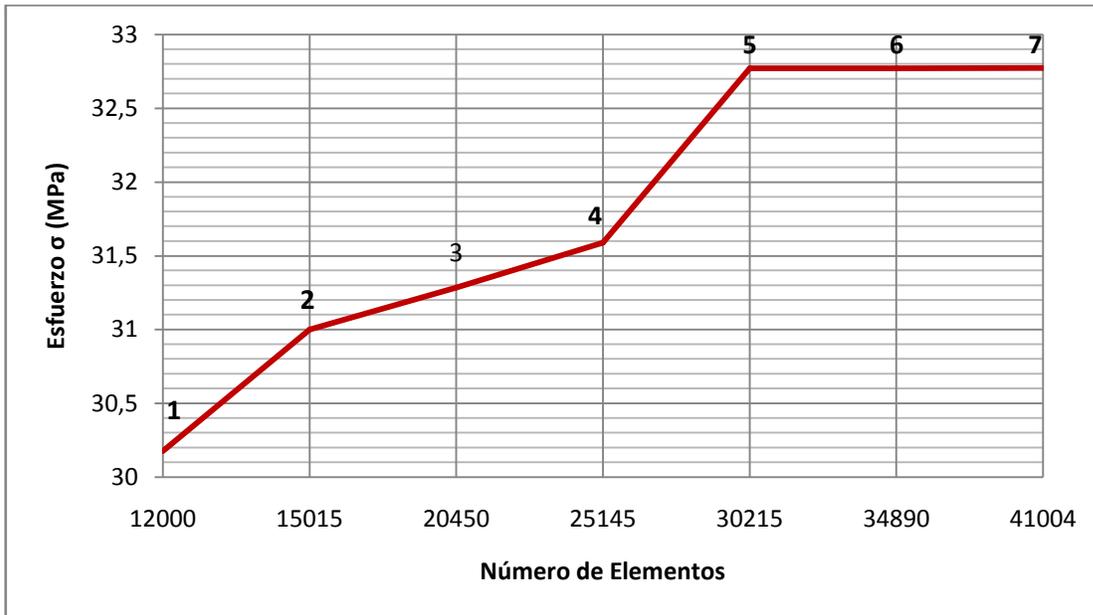
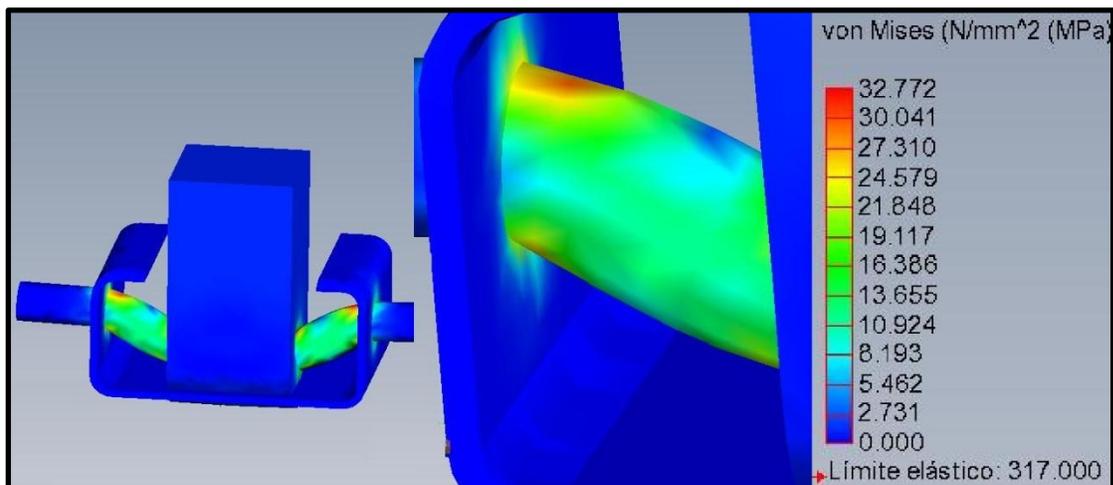


Figura 4.36 Condiciones de borde del Eje.

Tabla 4.6 Resultados del estudio de esfuerzos en el eje.

Esfuerzo Máximo (MPa).	Factor de Seguridad $N_{\text{Mín.}}$	Desplazamientos		
		U_x (mm).	U_y (mm).	U_z (mm).
32,77	9	0	0	0,05

**Figura 4.37** Curva de convergencia del esfuerzo de von Mises en el eje.**Figura 4.38** Distribución de esfuerzos en el eje.

El factor de seguridad de 9, se considera satisfactorio pues garantiza que el eje trabajara sin presentar fallas. Es necesario señalar que según este factor de seguridad este eje está sobre diseñado, sin embargo es empleado en el equipo por ser el más económico y con mayor disponibilidad en el taller donde se llevo a cabo la construcción del equipo. Los desplazamientos mostrados en la tabla 4.6 cumplen con la condición de un diseño robusto o sobre diseño y se consideran despreciables pues no afectan a la estabilidad del equipo. La figura 4.37 ilustra la distribución de esfuerzos a lo largo del eje, aunque estos no representan una carga significativa para el eje se observa que la concentración de estos se encuentra en los puntos de apoyo que tiene el eje cercano a sus extremos.

4.7 Patente.

Debido a que el diseño y construcción de este equipo de bipedestación en el país representa una novedad tanto por su principio de funcionamiento como por su capacidad de ejercitar los miembros inferiores, lo que lo convierte en un equipo versátil y con mucho potencial para ser empleado como herramienta en las terapias de bipedestación y de rehabilitación de marcha, se decide patentarlo con el objetivo de proteger el diseño y el sistema de trabajo del equipo. El número de registro ante el Servicio Autónomo de Propiedad Intelectual (SAPI) es 2011000962, el estatus actual de esta patente indica que aun se encuentra en los trámites administrativos y de validación correspondientes.

4.8 Análisis de Costos.

Para realizar el análisis de costos de fabricación del equipo se considera el costo de materiales y mano de obra (no incluye gastos de patente). Luego este monto se compara con el precio asociado a los equipos existentes en el mercado.

La tabla 4.7 muestra los costos asociados a la fabricación del prototipo.

Tabla 4.7 Costos de Fabricación.

Descripción	Cantidad	Costo Unitario	Costo (Bs)
Tubo estructural 80x40	2,5 metros	15 Bs/Und.	37,5
Tubo estructural 40x40	1,5 metros	12,4 Bs/Und.	18
Eje	12 unidades	70 Bs/Und.	840
Bocina ultraleno	30 unidades	10 Bs/Und.	300
Pintura	17 Piezas	45 Bs/Und.	765
Manguera hidráulica	1 unidad	480 Bs/Und.	480
Actuador hidráulico	1 unidad	1200 Bs/Und.	1200
Tapicería	3 unidad	200 Bs/Und.	600
Soldadura	_____	_____	3500
Mecanizado	_____	_____	4500
Mano de obra	_____	_____	2700
Costo total			15000

El costo total de fabricación del equipo es de 15000 Bs. Un monto mucho menor en aproximadamente un 73%, que el costo de traer un equipo similar del extranjero. Claro esta se debe considerar la posibilidad de que el costo de fabricación disminuya al implementar métodos de fabricación en serie.

4.9 Construcción del Equipo.

La construcción del prototipo se llevo a cabo en el taller de la empresa “Business and Fitness”, las herramientas empleadas se detalla en la tabla 4.8 según la pieza y operación realizada.

Tabla 4.8 Operaciones ejecutadas en la construcción del equipo.

Pieza	Operaciones	Equipos y Herramientas
Base principal y secundaria	Corte, perforado, soldadura, pintado.	Trozadora, taladro de banco, maquina de soldar, alicates de presión, cinta métrica, Vernier, goniómetro, escuadras y falsas escuadras, esmeril, soplete de oxicorte y túnel de pintura.
Pedales		
Barra Motriz		
Barra del Asiento		
Espaldar		
Barra paralela al espaldar		
Palancas		
Angular superior e inferior		
Bocinas.	Cilindrado y refrentado	Torno.
Cojines.	Corte, pegado, costura	Caladora, tijeras, paletas, maquina de coser.

Capítulo 5

Evaluación y Pruebas del Equipo.

Todo equipo o nuevo desarrollo requiere someterse a pruebas que permitan corroborar funcionalidad, aceptación, factibilidad entre otros, pues los resultados de estas pruebas permiten determinar qué aspectos son susceptibles de mejoras o ajustes y así lograr un equipo de mejor calidad que cubra la mayoría de las expectativas. Por tal motivo este capítulo se centra en las pruebas realizadas al equipo de bipedestación y las sugerencias hechas por los usuarios y terapeutas.

5.1 Pruebas Funcionales.

El equipo de bipedestación fue sometido a una serie de pruebas que permitieron evaluar la movilidad de cada una de las piezas que lo conforman, también fue probado y evaluado en el área de fisioterapia del I.V.S.S de Naguanagua en donde se observó la interacción de los pacientes y fisioterapeutas con el equipo. Estas pruebas tienen como objetivo determinar la eficiencia y aceptación del equipo en el área para el cual fue diseñado. La figura 5.1 ilustra el equipo construido, preparado para realizar las primeras pruebas, el equipo tiene un peso aproximado de 105 Kg lo que es conveniente pues ubica al centro de masa del mismo por debajo del asiento.

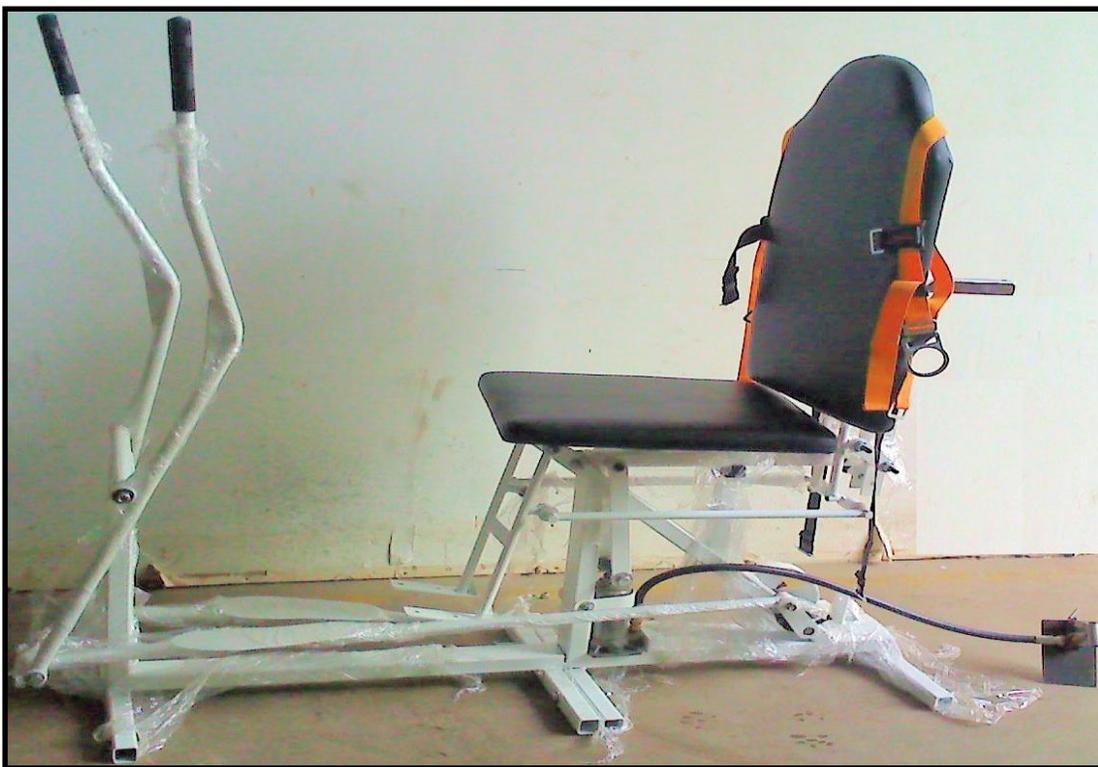


Figura 5. 1 Equipo de bipedestación preparado para iniciar pruebas.

5.1.2 Movilidad.

Con la intención de verificar la movilidad de las piezas que conforman el equipo y su correcto funcionamiento, se realizan dos pruebas al equipo en la primera se realiza el cambio de posición de silla a bípedo y en la segunda el cambio de camilla a bípedo en ambas pruebas se coloca una carga de 1500 N, en el asiento del equipo atada a la estructura del mismo con las tiras del arnés de seguridad y así simular en el equipo el peso máximo que este

deberá soportar. Ambas pruebas se ilustran en las figuras 5.1 y 5.2.



Figura 5. 2 Prueba de cambio de posición silla a bípedo con máxima carga



Figura 5.3 Prueba de cambio de posición de camilla a bípedo con la carga máxima.

5.1.3 Pruebas realizadas en el I.V.S.S

Tras comprobar el correcto funcionamiento del equipo, se realizan otras pruebas esta vez con pacientes. El objetivo de estas pruebas es determinar la aceptación del equipo por parte de sus usuarios es decir pacientes y terapeutas. En las pruebas con pacientes se sigue un procedimiento que define el uso adecuado del equipo, en la prueba con un paciente que debe pasar de sentado a bípedo el procedimiento consiste en sentar al paciente en la silla ajustar el arnés de sujeción y luego comenzar a bombear con el pedal del actuador hidráulico hasta lograr la posición deseada, al momento de retornar a la posición inicial se libera la válvula del actuador y la silla desciende lentamente. Para realizar la prueba de acostado a bípedo se debe llevar el equipo a su configuración de camilla, se acuesta el paciente se ajusta el arnés y se bombea con el pedal hasta lograr la posición deseada, para regresar a la posición horizontal se libera la válvula del actuador, si se desea utilizar la caminadora el usuario debe estar sujeto al arnés de seguridad y completamente vertical, una vez allí el terapeuta que lo asiste en la terapia debe mover los pies del usuario a cada uno de los pedales del equipo. Para la ejecución de estas pruebas se contó con dos pacientes de distintas alturas y pesos, los cuales emitieron sus observaciones sobre el equipo básicamente la evaluación se centró en conocer el grado de comodidad y seguridad que percibieron al usar el equipo empleando un sistema de puntaje del 1 al 10, considerando al 1 como nada seguro o nada cómodo y al diez como muy seguro o cómodo. La tabla 5.1 muestra los datos de los pacientes que evaluaron el equipo, las figuras 5.3, 5.4 y 5.5 ilustran las pruebas que realizaron los pacientes.

Tabla 5.1 Datos de los Pacientes.

Paciente	Sexo	Edad (años)	Altura (m)	Peso (Kg)
1	masculino	37	1,72	70
2	femenino	45	1,65	68

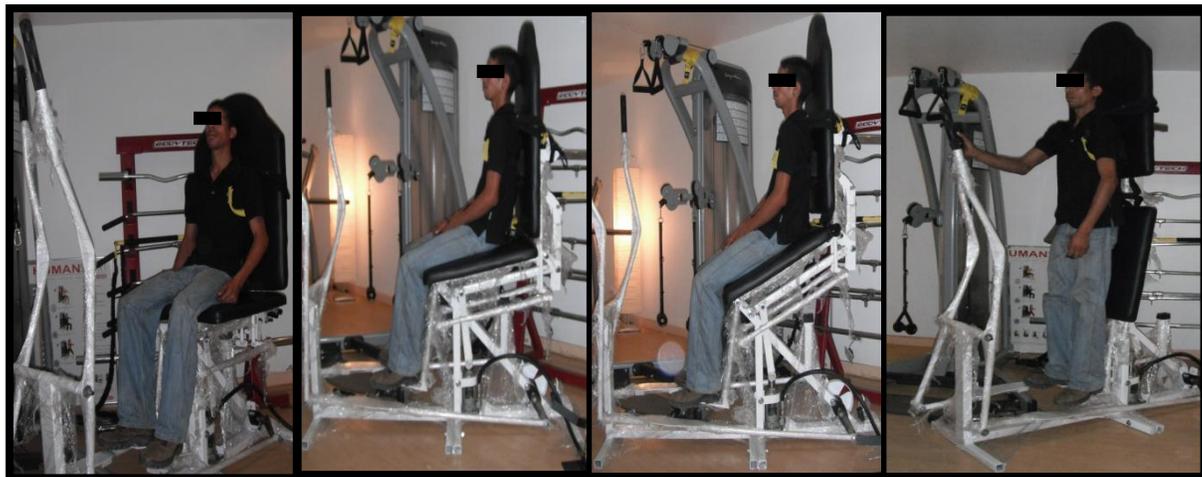


Figura 5.4 Paciente 1 realizando prueba de cambio de posición de sentado a bípedo.



Figura 5.5 Paciente 1 realizando prueba de cambio de posición de horizontal a bípedo.



Figura 5.6 Paciente 2 realizando pruebas en el equipo.

La tabla 5.2 contiene los resultados de la evaluación que cada paciente le dio al equipo.

Tabla 5.2 Resultados de la evaluación por parte de los pacientes.

Paciente	Seguridad	Comodidad	Promedio
1	7	10	8,5
2	8	10	9

La tabla 5.3 presenta los resultados de la evaluación que realizó el personal del área de fisioterapia del I.V.S.S al prototipo. Para esta evaluación se le entregó a cada uno de los evaluadores una planilla en la que se pide que califiquen del 1 al 10 cada

uno de los siguientes aspectos: funcionalidad del equipo, ergonomía, Simplicidad de uso, confiabilidad y seguridad, funcionalidad respecto a otros equipos.

Tabla 5.3 Resultado de la evaluación por parte del personal del I.V.S.S.

Aspecto	E1	E2	E3	E4	Promedio
Funcionalidad del equipo.	10	9	10	10	9,75
Ergonomía.	8	8	10	9	8,75
Simplicidad de uso	10	10	10	10	10
Confiabilidad y seguridad.	9	8	7	8	8
Funcionalidad respecto a otros equipos.	10	10	10	10	10

E1: Dra. Edimar Hernández.

E2: Terapeuta Ocupacional Arli Solano.

E3: Fisioterapeuta Andrea Liendo.

E4: Fisioterapeuta Luis Rosales.

5.2 Consideraciones de Mejoras Partir de las Pruebas Realizadas.

Tras haber realizado las pruebas y comprobar que el equipo de bipedestación tuvo un buen desempeño, lo que generó una buena aceptación tanto por los pacientes como por los terapeutas, estos manifestaron ciertas observaciones referentes a los ajustes que se le deben hacer al equipo:

- A los reposa pies se les debe colocar una correa de sujeción para las piernas.

- En los pedales es necesario colocar un tope que se ubique en la parte posterior del pie.
- El arnés de sujeción también debe sujetar la cintura del paciente.
- Al cojín del espaldar se le deben disminuir sus dimensiones y hacerlo más anatómico.
- Disminuir la altura del asiento.
- Estudiar la posibilidad de modificar el equipo para que se pueda trabajar en dos módulos uno de bipedestación y el otro de caminata.

CAPÍTULO 6

Conclusiones y Recomendaciones.

Una vez diseñado y construido el equipo, tras realizar las pruebas en las cuales fue evaluado por pacientes y fisioterapeutas, se llega a una serie de conclusiones y recomendaciones relacionadas con los objetivos, limitaciones y alcances propuestos para el presente trabajo de grado.

6.1 Conclusiones.

1. El diseño obtenido resultó en un equipo novedoso, que puede suplir en gran medida la necesidad que existe a nivel nacional de equipos que sirvan de herramientas para realizar terapias de bipedestación, lo que intuye a que se un diseño patentable.
2. Los cálculos y las pruebas funcionales realizadas demuestran que es capaz de soportar la carga para la cual fue diseñado, de esta manera se garantiza un buen funcionamiento y una buena vida útil del equipo.
3. El equipo es efectivamente en el rango de estaturas (desde 1, 50m a 1,80 m) para el que fue diseñado, sin embargo no se garantiza que este rango abarque a todos los pacientes en general.
4. El material seleccionado para la construcción del prototipo es acero estructural A500 grado C, ya que es un material comúnmente utilizado en la construcción de equipo de gimnasio de fabricación nacional, sin embargo este acero resulta excesivamente pesado y sus propiedades mecánicas (esfuerzos de fluencia, dureza, % de deformación) están muy por encima de los estados de esfuerzos a los que se somete, lo que indica que desde el punto de resistencia de materiales el equipo está sobredimensionado.
5. El costo del equipo incluyendo mano de obra, materiales, servicios, accesorios y pintura resultó de 15.000 Bs. Este valor es relativamente bajo en comparación con los equipos que se fabrican en el exterior pues el costos de estos es de 40600 Bs. a parte de que ya es alto se ve incrementado mucho

más por políticas de importación e impuestos. El equipo diseñado es aproximadamente un 73% más económico que un equipo importado.

6. Las pruebas realizadas muestran que el mecanismo del prototipo simula con naturalidad el movimiento del cuerpo humano al realizar los movimientos de bipedestación.

6.2 Recomendaciones.

Las recomendaciones presentadas a continuación provienen de las evaluaciones realizadas por los fisioterapeutas y de las observaciones hechas por los técnicos del taller de la empresa “Business and Fitness”.

- Considerar cambiar el material empleado (Acero) en la construcción por otro ligero como el aluminio, sin embargo se deben evaluar las propiedades mecánicas de este material y verificar si es capaz de resistir las cargas que debe soportar el equipo.
- Cambiar los perfiles de las patas de las bases de cuadrados a redondos, con la finalidad de mejorar la apariencia del equipo.
- Sustituir el actuador hidráulico por uno neumático, considerando la necesidad de adaptar un compresor de aire y reguladores de velocidad propios de un sistema neumático, y así garantizar que el sistema no genere derrames de aceite en caso de una eventual falla.

Referencias Bibliográficas.

[1] Liljedahl Gunnar (1999). Patente WO/2000/054722 (Aid for Disabled Persons to Stand Up). Disponible en internet: www.freepatentsonline.com/WO/2000/054722.

[2] Perk Heinrich (2006). Patente WO/2006/036737 (Stand Up Wheel Chair). Disponible en internet: www.freepatentsonline.com/WO/2009/036737.

[3] Hunzikier Kurt (2009). Patente WO/2009/009913 (Stand Up Unit for Stand Up Wheel Chairs and Chairs Particulary Therapy Chairs). Disponible en internet: www.freepatentsonline.com/WO/2009/009913.

[4] Perk Heinrich (2009). Patente WO/2008/001494 (Dispositive for Stand Up Wheel Chairs). Disponible en internet: www.freepatentsonline.com/WO/2008/001494.

[5] Océano Grupo Editorial, S.A. Diccionario de Medicina 4^{ta} Edición.

[6] Hernandez, M y Ortega, E. (1995). Fundamentos de Fisioterapia. Editorial Síntesis.

[7] Wireszen N. (2006) Biomecánica de la Marcha Humana. Mc Graw Hill, Mexico.

[8] Hibbeler, R (2004). Mecánica Vectorial para Ingenieros. Decima Edición. Pearson Educación, México.

[9] Kendaall, F y Otros. Musculos, Pruebas, Funciones y Dolor Postural, 4^{ta} Edición. Editorial Mediterráneo, Chile.

[10] Norton, R. (1999). Diseño de Maquinas. Prentice Hall, México.

[11] Shigley, J. y Mischke, C. (2002) Diseño en Ingeniería Mecánica, Sexta Edición en Español. Mc Graw Hill/Interamericana Editores, S.A de C.V.

[12] Wireszen, N (2003-2005). Análisis de la Actividad Muscular en Posición Bípeda y Durante la Marcha. Universidad del País Vasco. Disponible en internet:

www.sinergiaweb.com/archivos/describir_y_analizar_la_actividad_muscular.pdf

[13] Thalía, S. (2001). Dibujo Mecánico. Universidad de Carabobo. Escuela de Ingeniería Mecánica, Naguanagua Estado Carabobo. Venezuela.

Anexos.

A continuación se presentan imágenes y planos del equipo de bipedestación empleados en el desarrollo y construcción del mismo.

http://consulta.sapi.gob.ve/consulta/detalle_num.php?vopc=1&vusuario=28&lastupdate=14/08/2009

Archivo Edición Ver Favoritos Herramientas Ayuda

Favoritos Search | IVSS Instituto Vene... Servicio Autónomo de la ... X






Resultados de la Búsqueda
 Última Actualización: EN LINEA

PATENTES

Usuario Externo

Solicitud:	2011-00362
Fecha Solicitud:	19/07/2011
Tipo Patente:	ADMISION
País:	VE/VEZUELA
Nº de Registro:	
Fecha Registro:	
Fecha Vencim.:	
Título:	Contenido Confidencial
Estatus:	3
Resumen:	Contenido Confidencial
Tramitante/Agente:	SAN ANTONIO SERRANO THALIA DANIELA
Inventores:	Contenido Confidencial
Clasif. Internac.:	Contenido Confidencial
Locarno:	Contenido Confidencial
Prioridad:	Contenido Confidencial

Titular(es)

Código	Nombre	Nacionalidad	Domicilio
0036232	SAN ANTONIO SERRANO THALIA DANIELA	VE / VEZUELA	San Diego, Estado Carabobo
0036232	SAN ANTONIO SERRANO THALIA DANIELA	VE / VEZUELA	San Diego, Estado Carabobo
0036232	SAN ANTONIO SERRANO THALIA DANIELA	VE / VEZUELA	San Diego, Estado Carabobo

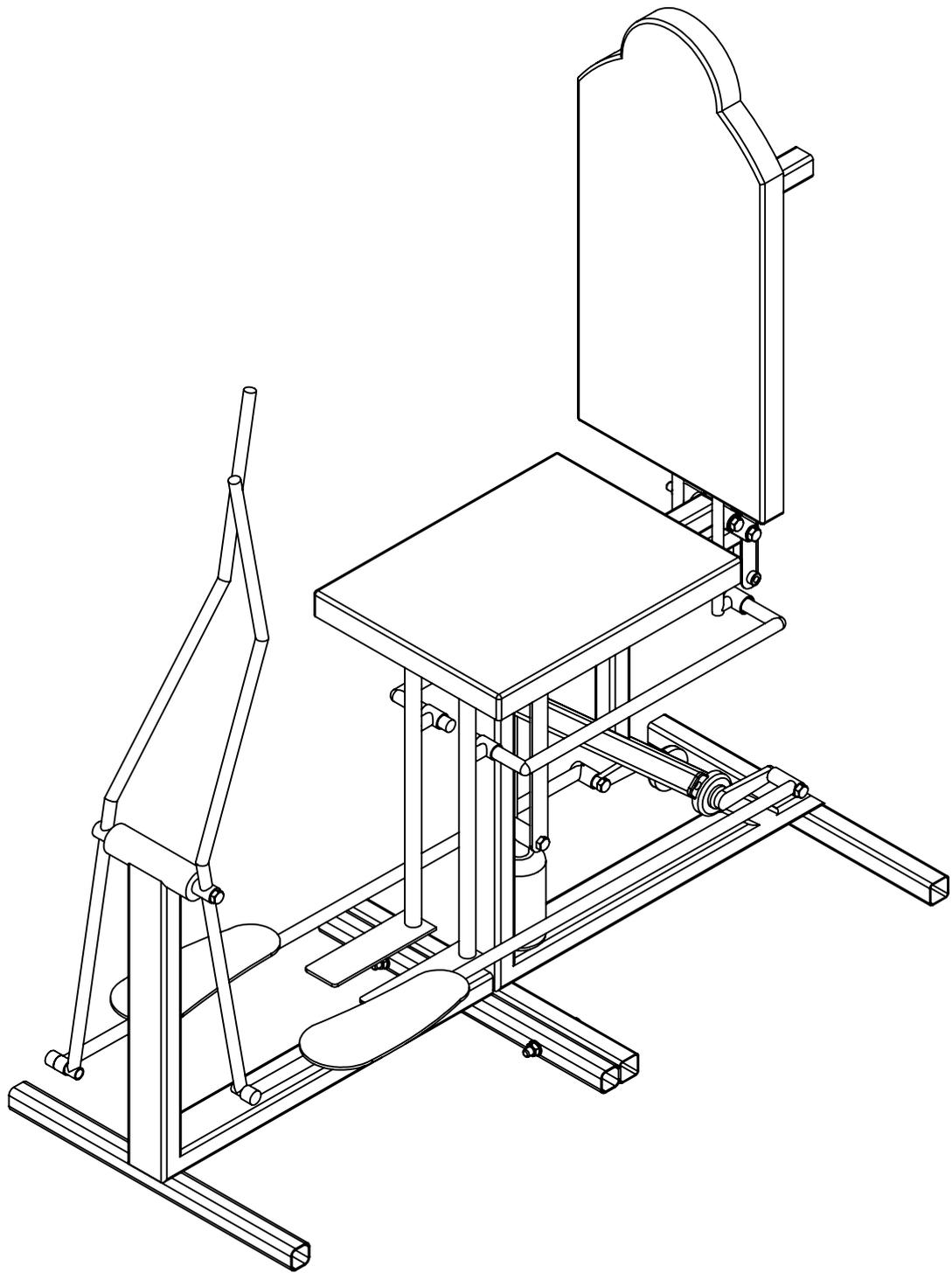
Cronología de Eventos

Fecha Evento	Vencimiento Evento	No. Documento	Código del Evento	Descripción	Fecha de Transacción	Comentarios
19/07/2011		0	300	INGRESO DE SOLICITUD	08/08/2011	
05/08/2011		0	34	EXAMEN DE FORMA APROBADO	05/08/2011	

Los datos emitidos por la siguiente consulta son únicamente informativos.
 la información contenida en la presente página no obliga ni compromete la responsabilidad del SAPI.
 Por lo anterior, no reemplaza en ningún caso los mecanismos legales de notificación
 y se constituye exclusivamente en una ayuda adicional para los usuarios de la misma.
 La validez legal de las consultas se notifica a través del boletín.

Internet 65%

Anexo1 Estatus de patente.



ISO A

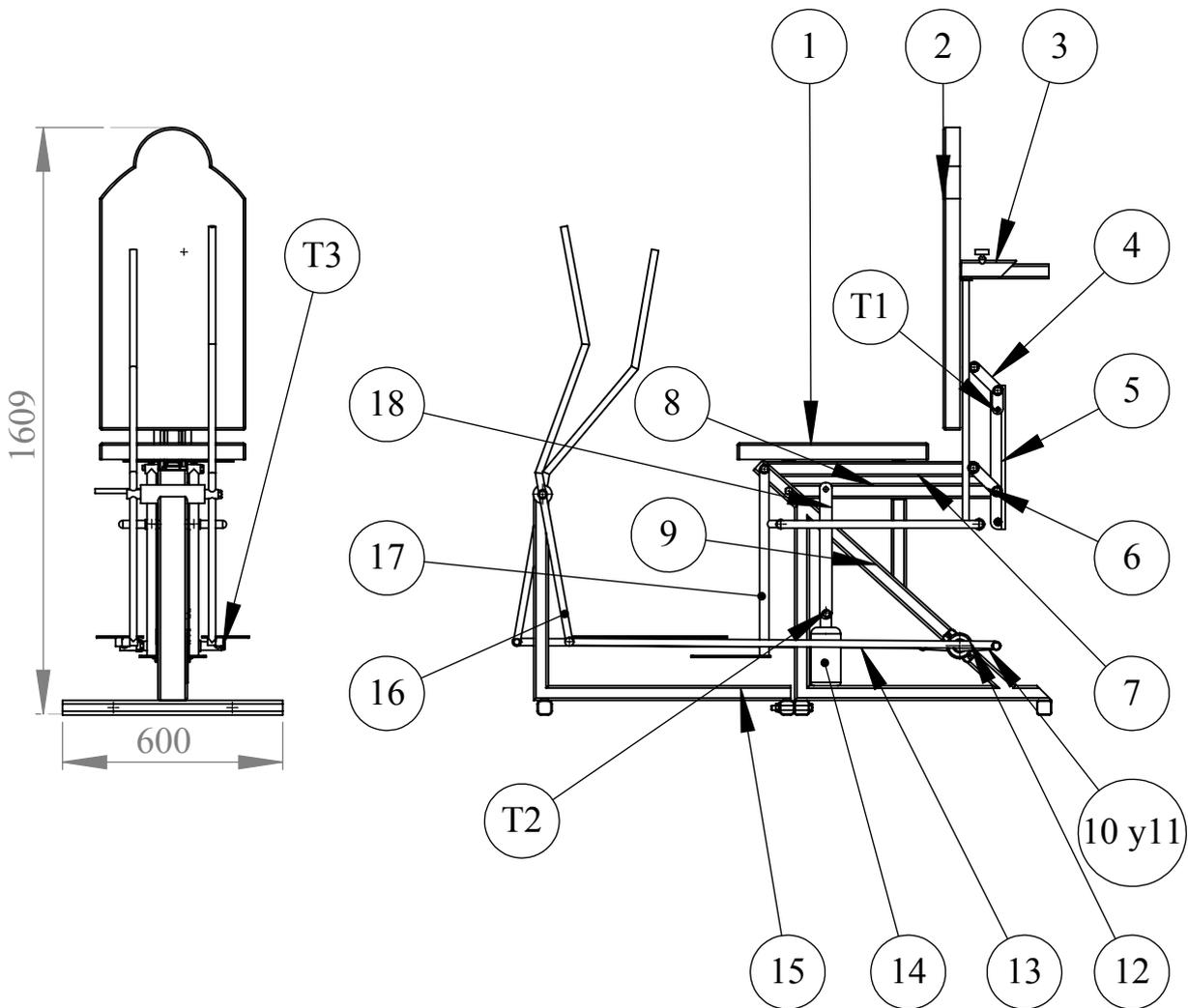
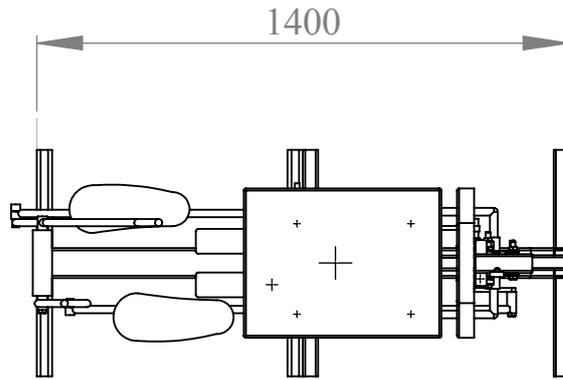
UNIVERSIDAD DE CARABOBO
ESCUELA DE INGENIRÍA MECÁNICA

Escala
1: 10

EQUIPO DE BIPEDESTACIÓN

DEPARTAMENTO DE DISEÑO

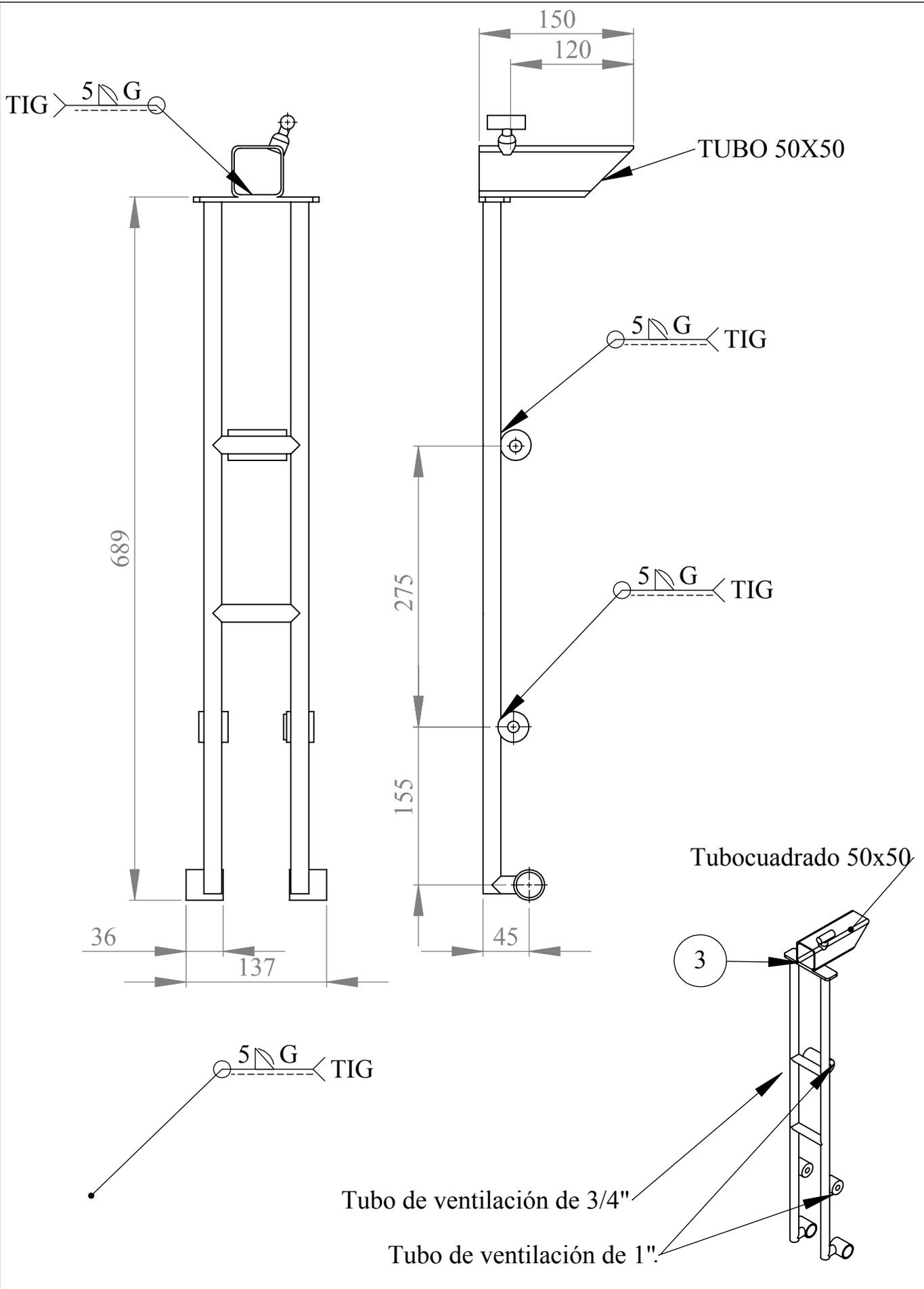
Plano: 1/14



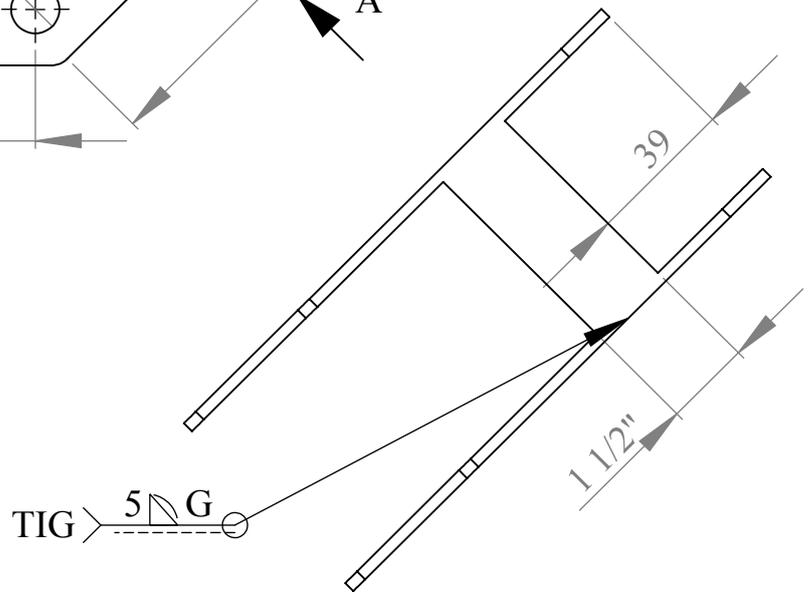
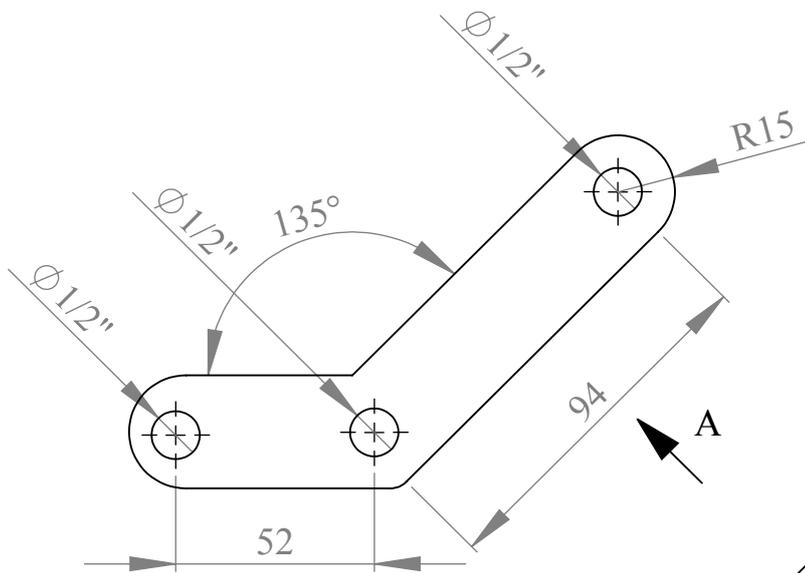
ISO A	UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIRÍA MECÁNICA	
Escala 1: 20	EQUIPO DE BIPEDESTACIÓN	DEPARTAMENTO DE DISEÑO Plano: 2/14

NÚMERO	DESCRIPCION	CANTIDAD
1	COJIN DE ASIENTO	1
2	COJIN DE RESPALDO	1
3	RESPALDAR	1
4	BARRA ANGULAR SUPERIOR	1
5	BARRA DE RESPALDAR	1
6	BARRA ANGULAR INERIOR	2
7	BARRA DE ASIENTO	1
8	BARRA MOTRÍZ	1
9	BASE PRINCIPAL	1
10	PEDAL IZQUIERDO	1
11	PEDAL DERECHO	1
12	CHUMACERA DE 1"	2
13	BARRA DE PEDAL	2
14	ACTUADOR HIDRAULICO	1
15	BASE SECUNDARIA	1
16	MANILLAR	2
17	POSAPIES	1
18	BARRA DE TRANSMICIÓN	1
19	FRENO	1
T1	TORNILLO HEXAGONAL DE 1/2"X2 1/2"	5
T2	TORNILLO HEXAGONAL DE 3/4"X3"	1
T3	TORNILLO HEXAGONAL DE 1/2"X3"	2
T4	TORNILLO HEXAGONAL DE 1/2"X6"	2

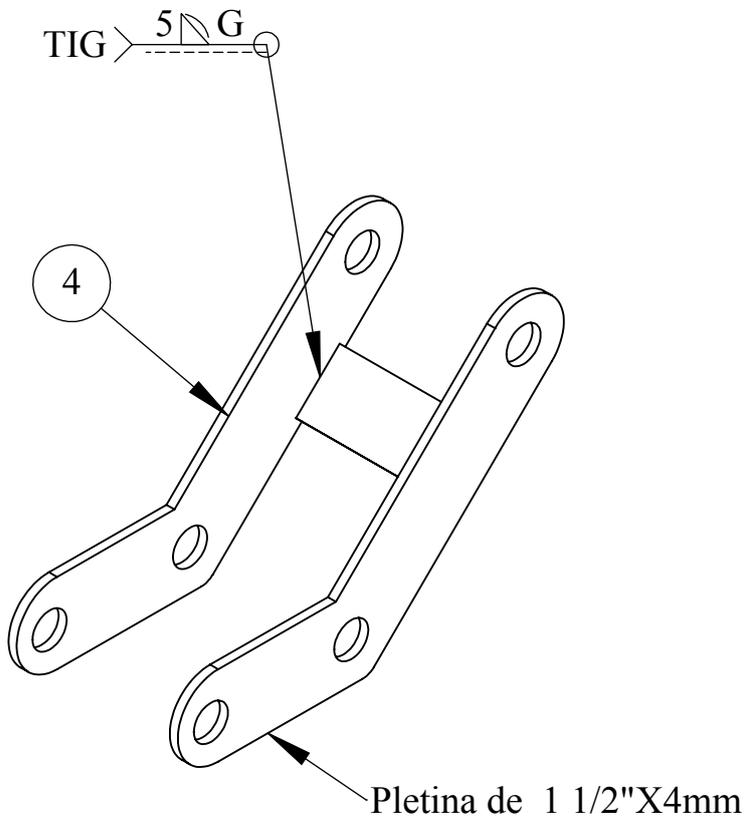
ISO A	UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIRÍA MECÁNICA	
Escala	LISTA DE PARTES	DEPARTAMENTO DE DISEÑO
		Plano:3/14



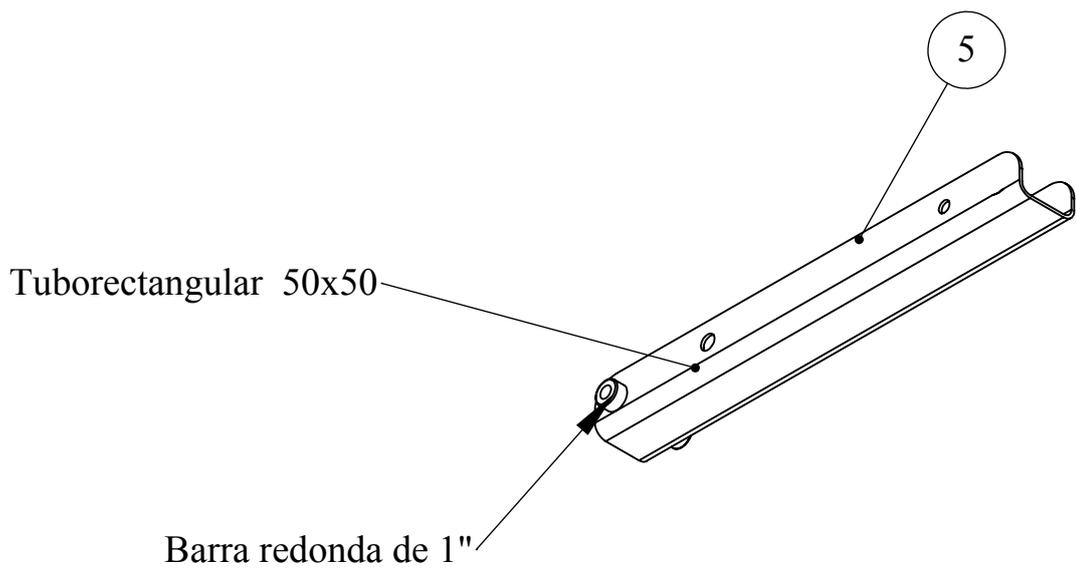
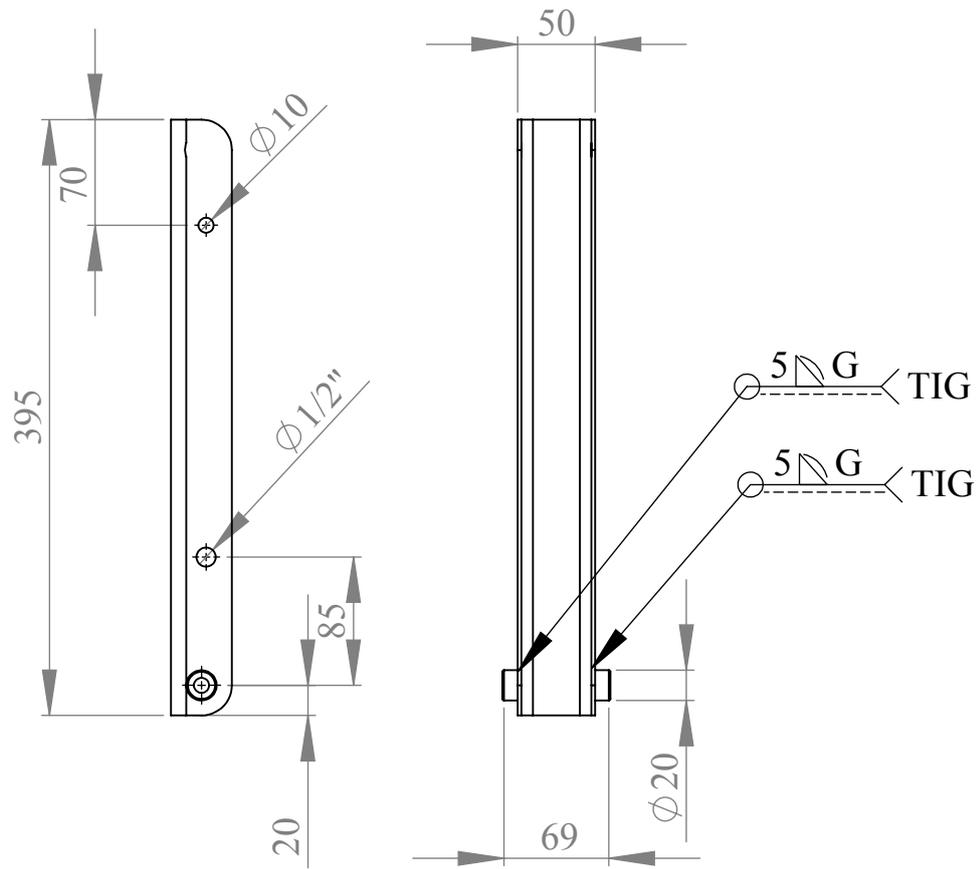
ISO A	UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIRÍA MECÁNICA	
Escala 1:5	PLANO DE PIEZA	DEPARTAMENTO DE DISEÑO
		Plano: 4/14



VISTA A
ESCALA 1 : 2



ISO A	UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIRÍA MECÁNICA	
Escala 1:2	PLANO DE PIEZA	DEPARTAMENTO DE DISEÑO
		Plano: 5/14



ISO A

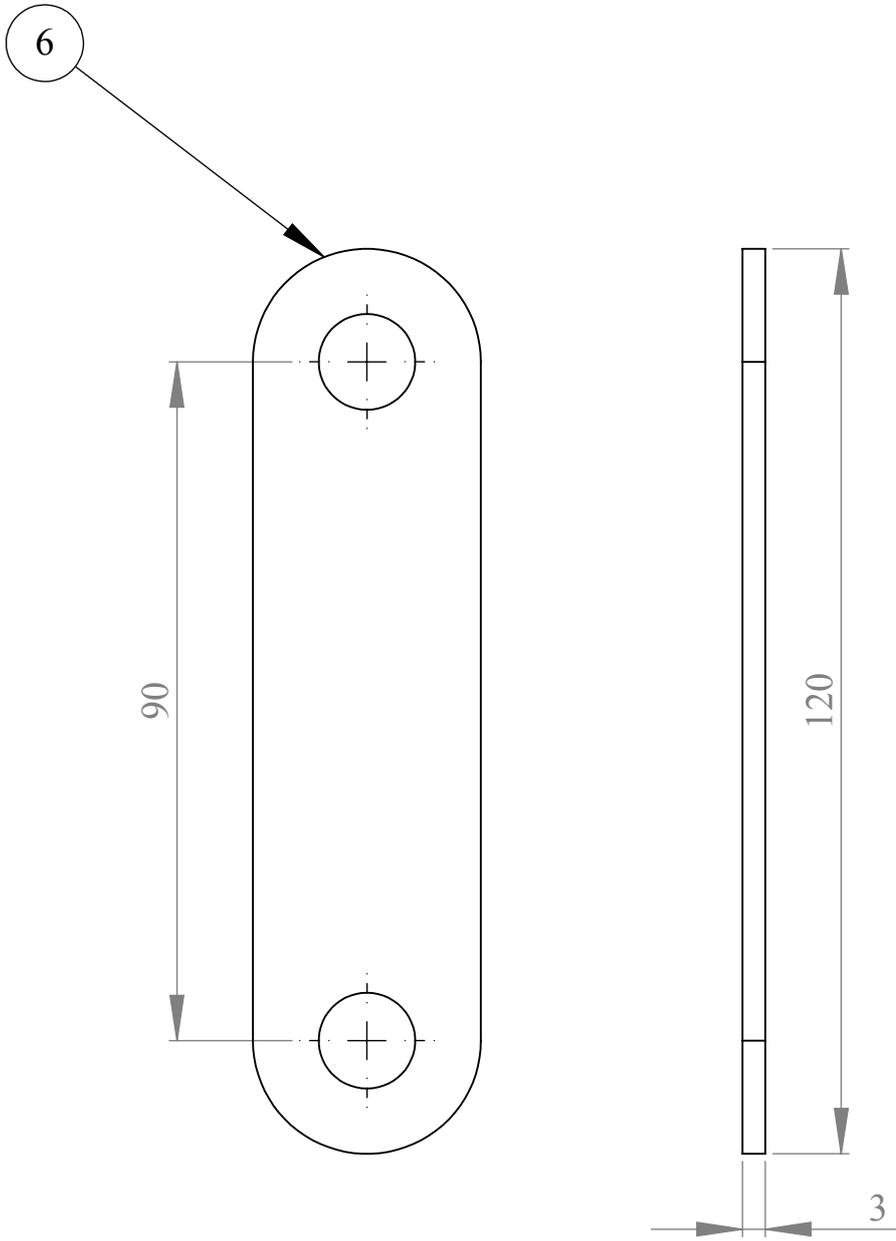
UNIVERSIDAD DE CARABOBO
 ESCUELA DE INGENIRÍA MECÁNICA

Escala
 1:5

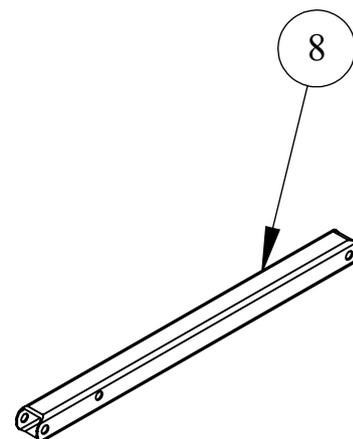
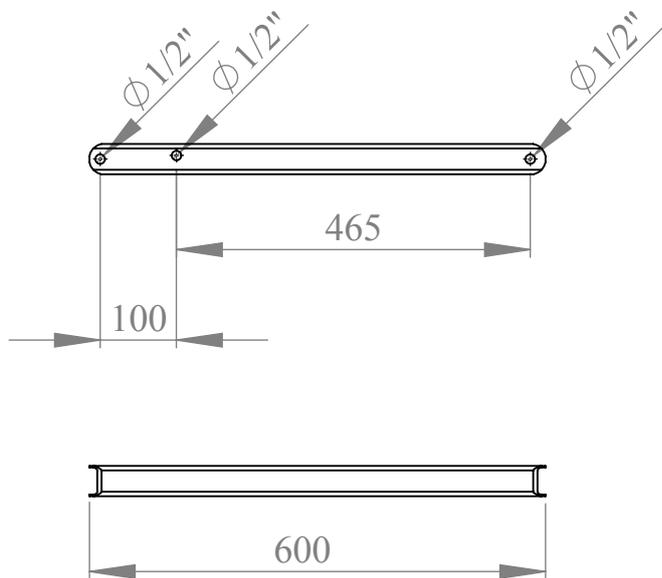
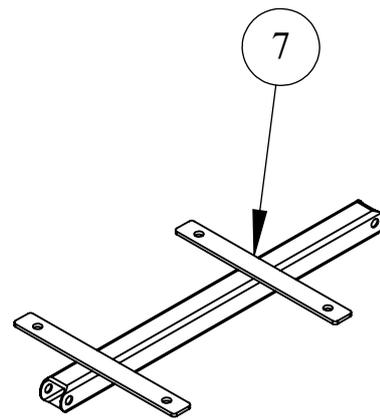
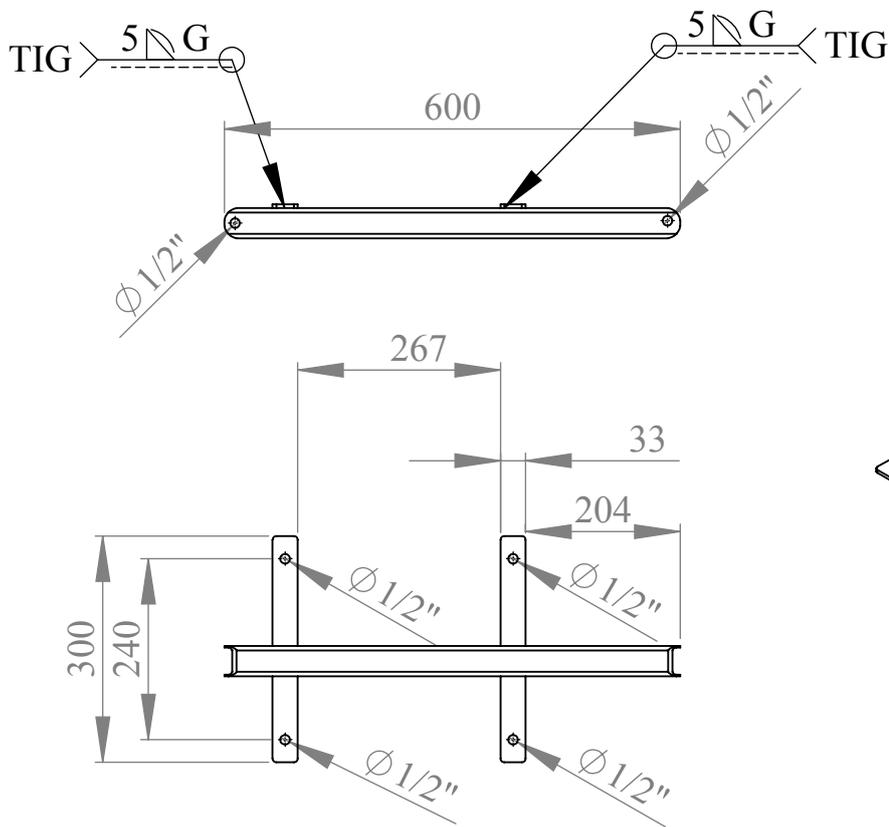
PLANO DE PIEZA

DEPARTAMENTO DE DISEÑO

Plano: 6/14



ISO A	UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIRÍA MECÁNICA	
Escala 1:1	PLANO DE PIEZA	DEPARTAMENTO DE DISEÑO Plano: 7/14



ISO A

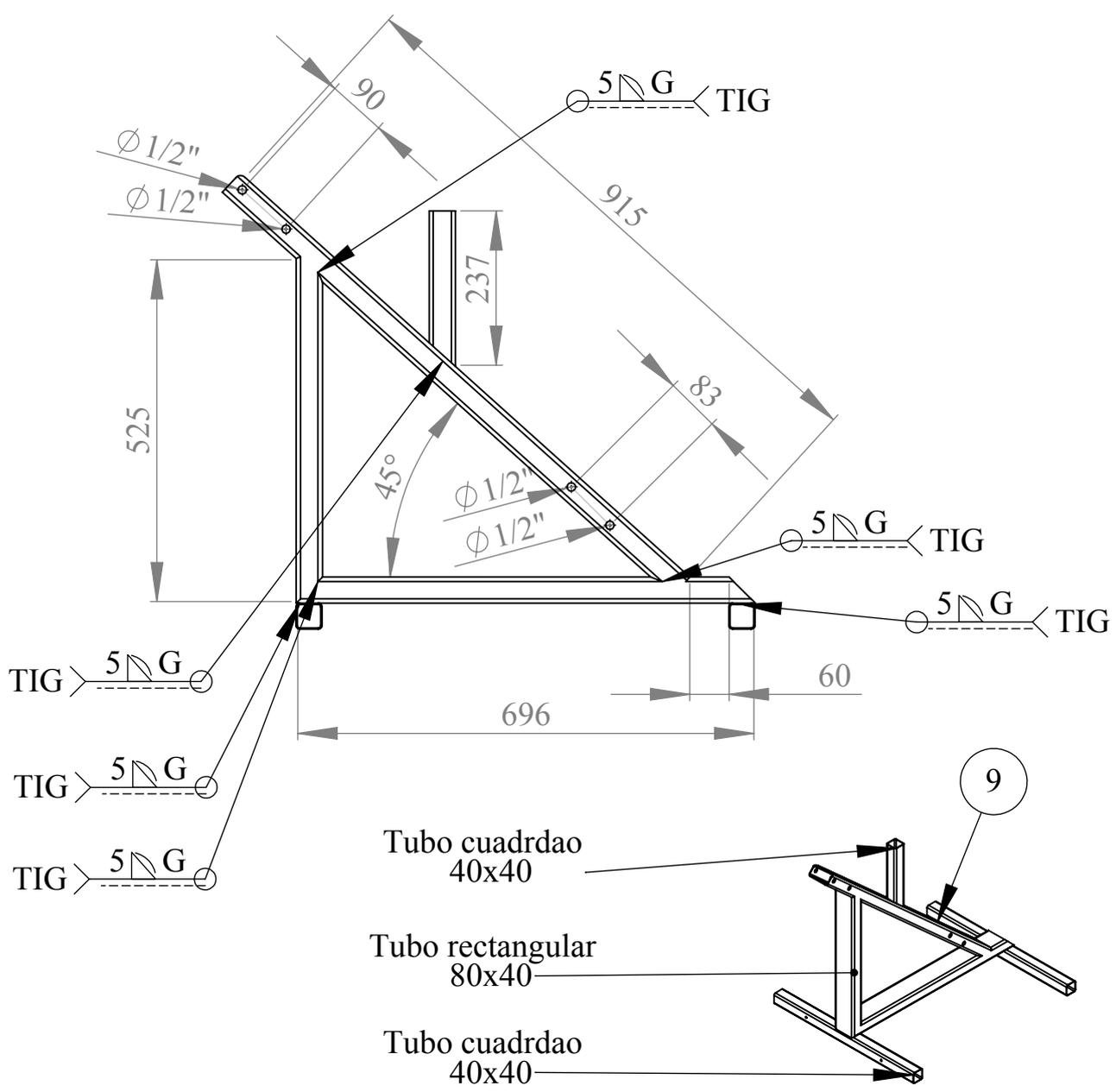
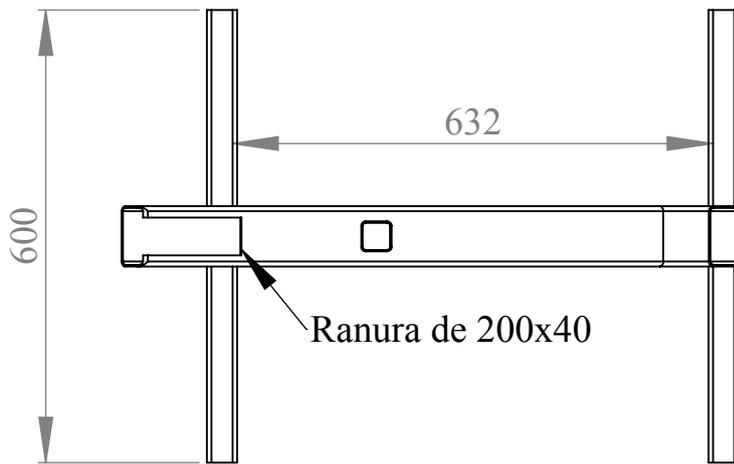
UNIVERSIDAD DE CARABOBO
 ESCUELA DE INGENIRÍA MECÁNICA

Escala
 1: 10

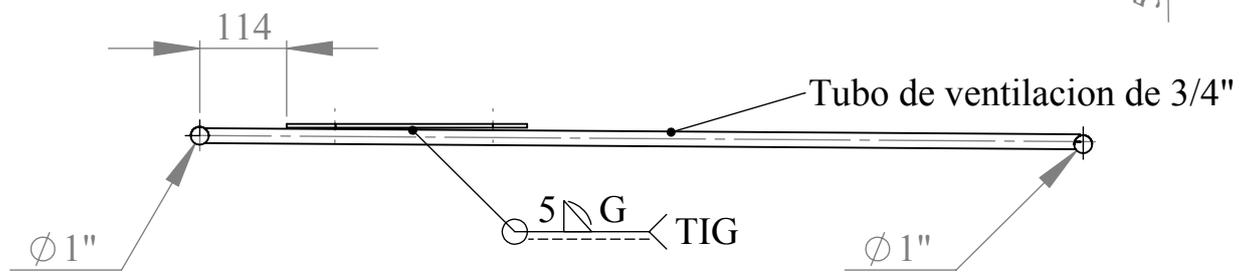
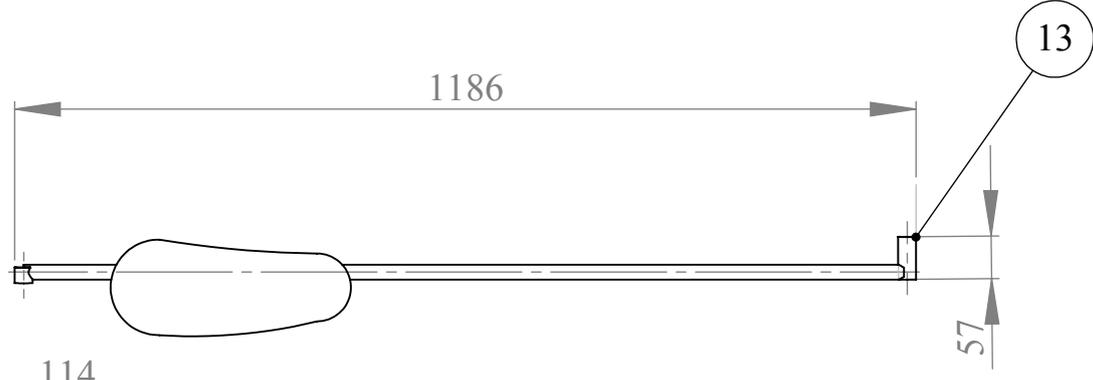
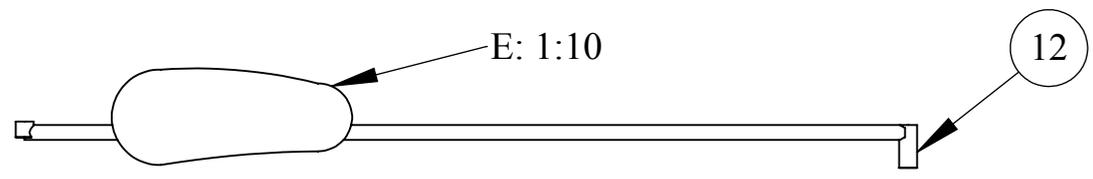
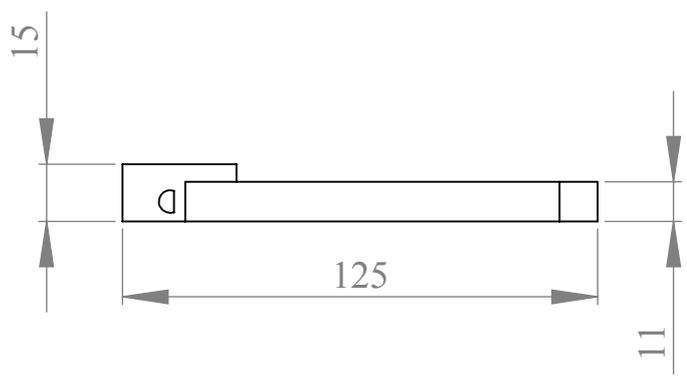
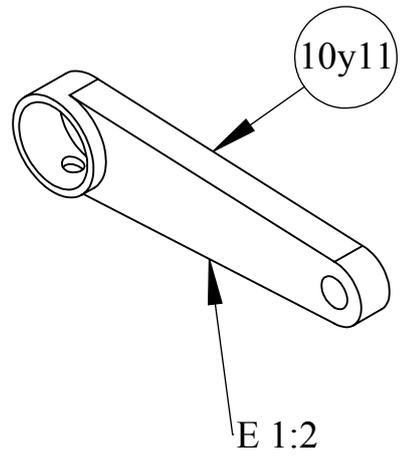
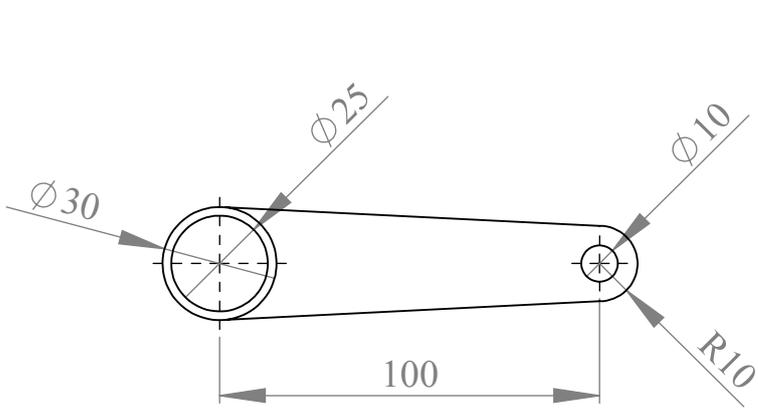
PLANO DE PIEZA

DEPARTAMENTO DE DISEÑO

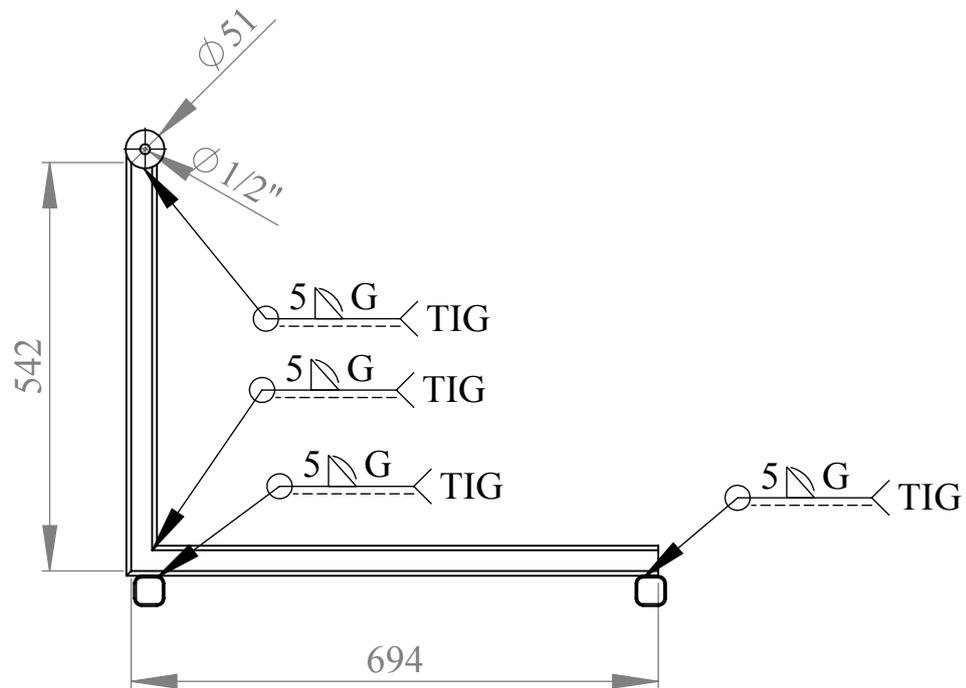
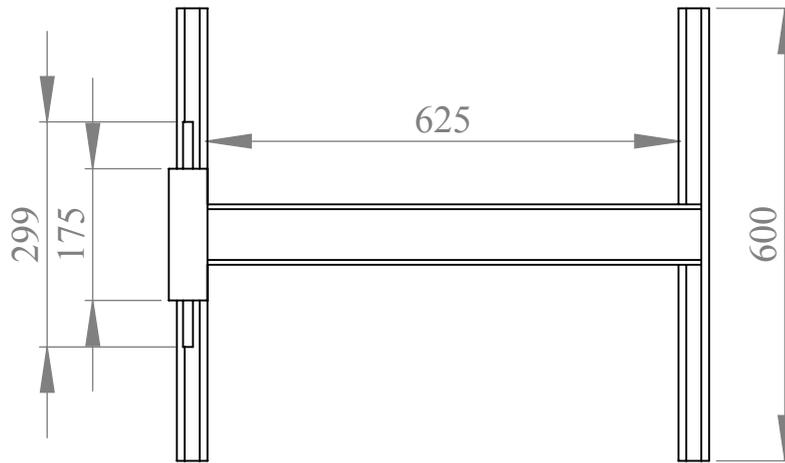
Plano: 8/14



ISO A	UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA		DEPARTAMENTO DE DISEÑO
Escala 1: 10	PLANO DE PIEZA	Plano: 9/14	



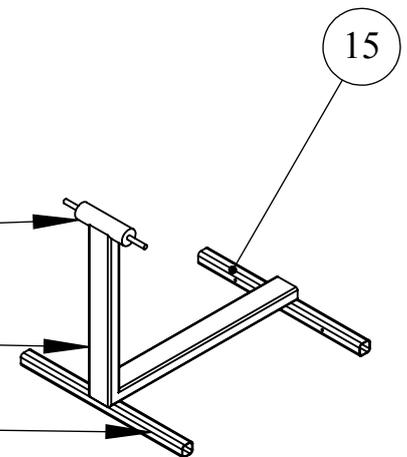
ISO A	 UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIRÍA MECÁNICA	DEPARTAMENTO DE DISEÑO
Escala		PLANO DE PIEZAS



Tubo redondo de 2"

Tubo rectangular
80x40

Tubo cuadrado
40x40



ISO A

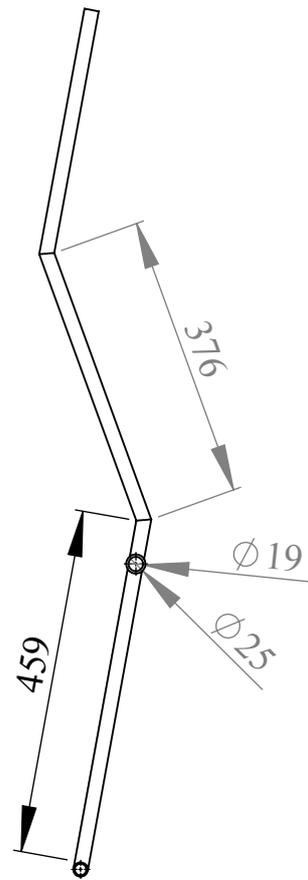
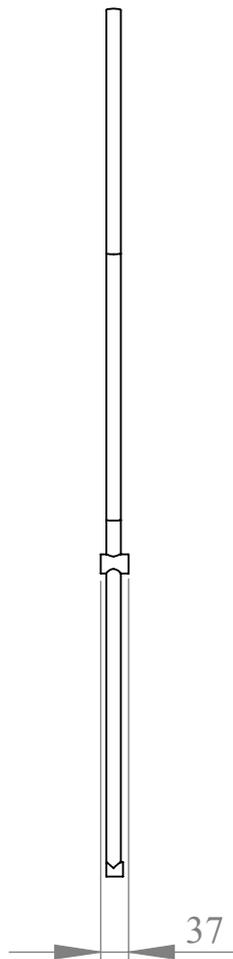
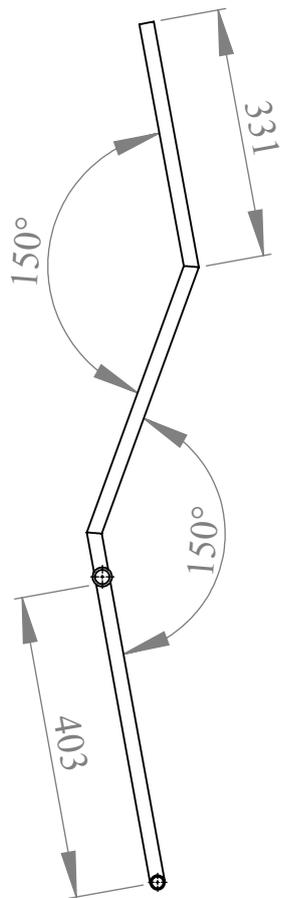
UNIVERSIDAD DE CARABOBO
ESCUELA DE INGENIRÍA MECÁNICA

Escala
1:10

PLANO DE PIEZA

DEPARTAMENTO DE DISEÑO

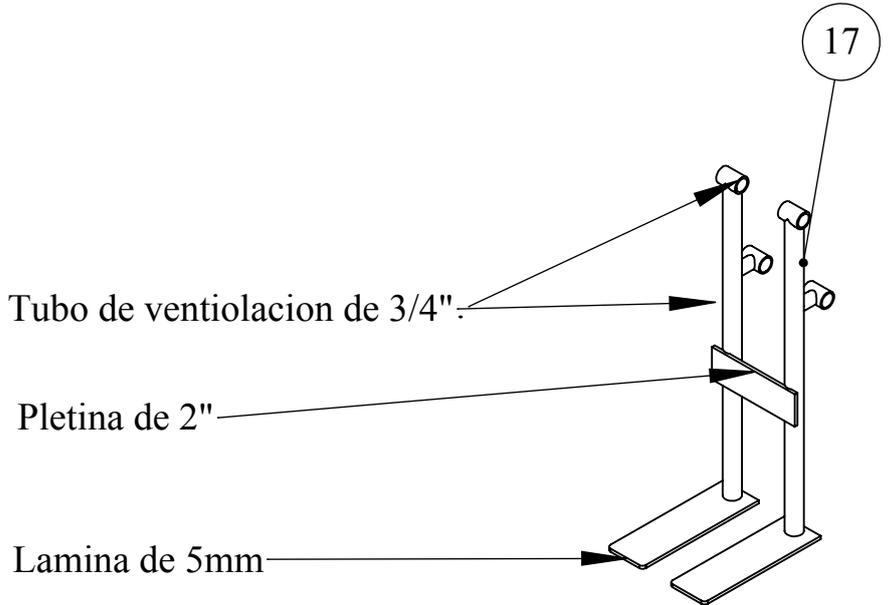
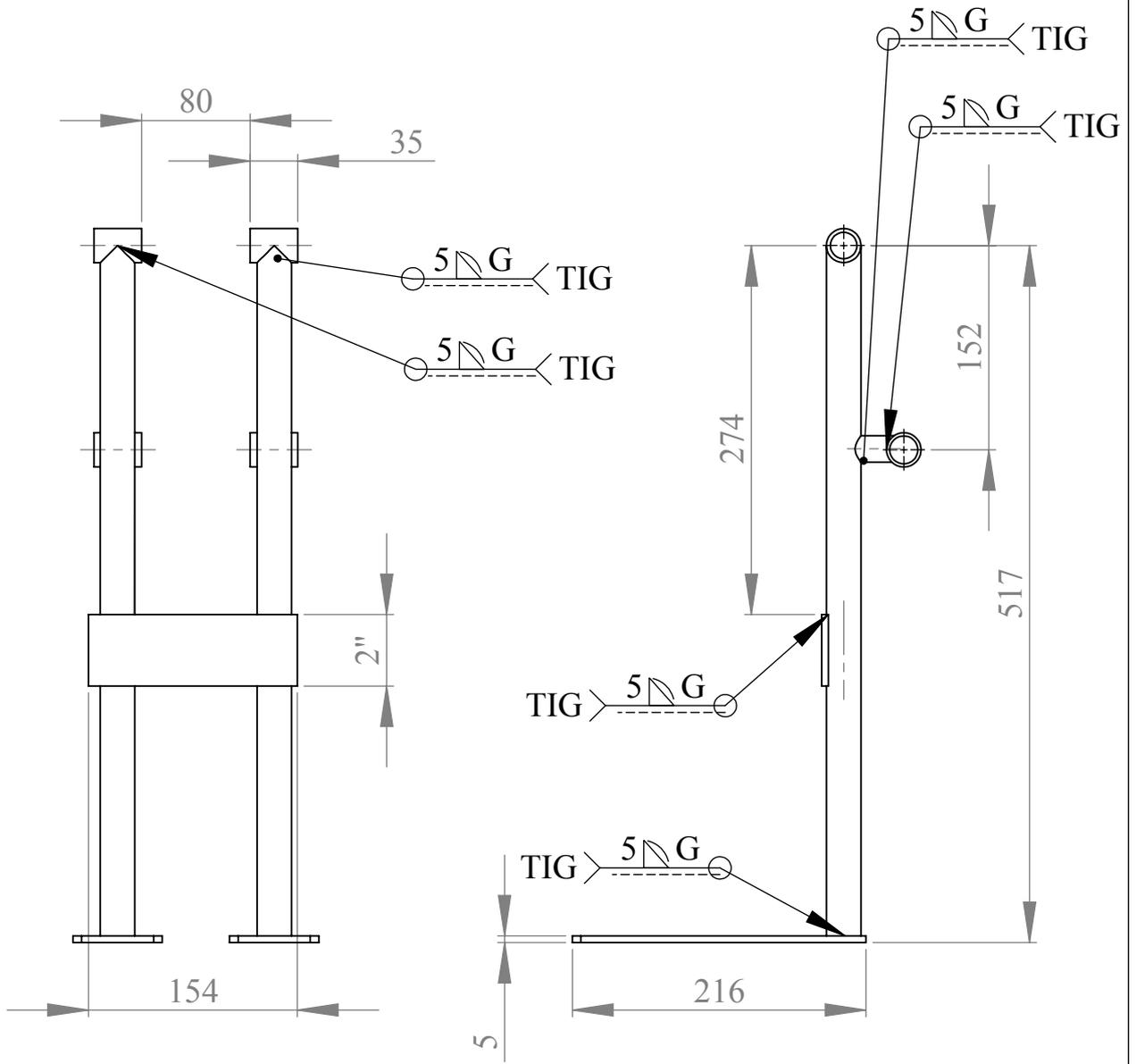
Plano: 11/14



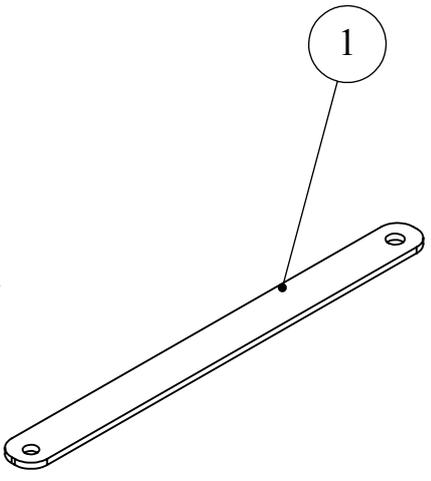
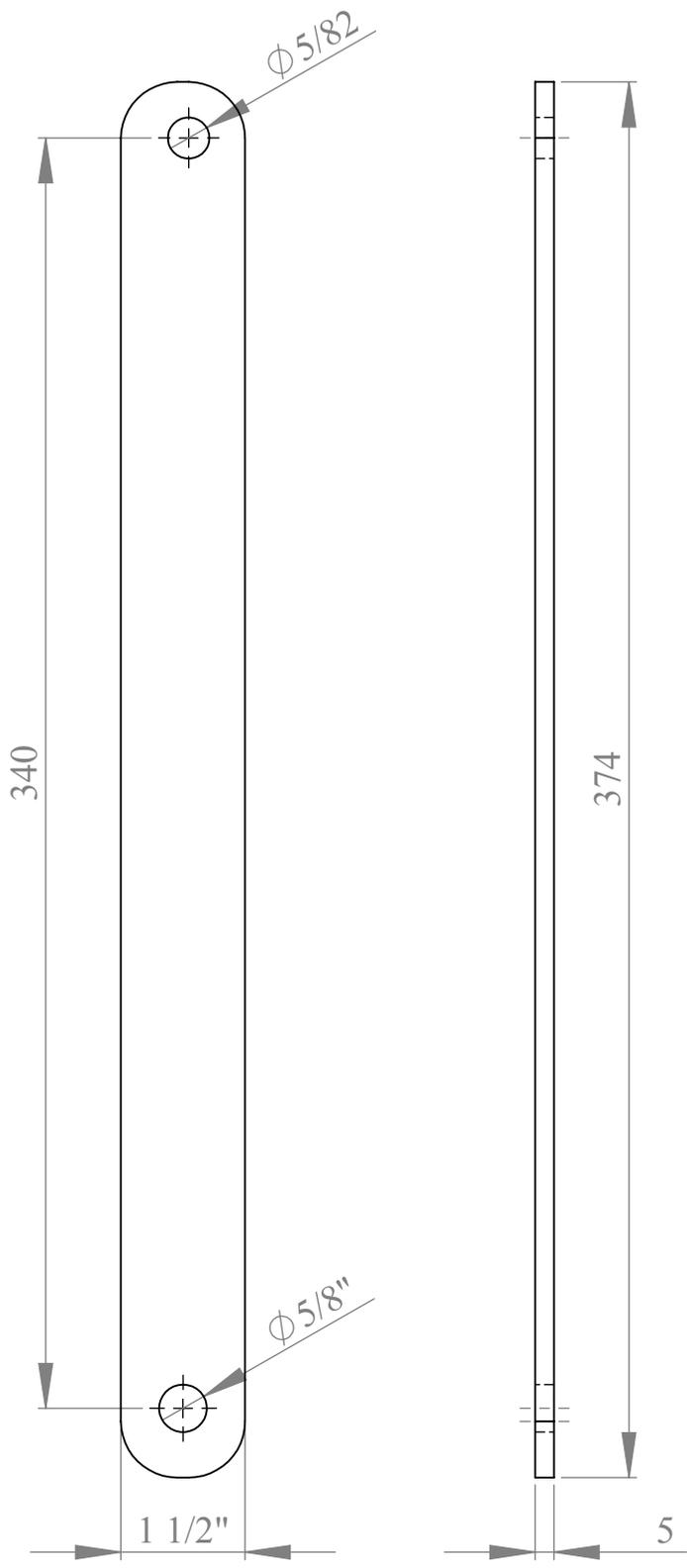
16

Tubo de ventilacion de 1"
 Tubo de ventilacion de 3/4"

ISO A	UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIRÍA MECÁNICA	
Escala 1: 10	PLANO DE PIEZA	DEPARTAMENTO DE DISEÑO Plano: 12/14



ISO A	UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIRÍA MECÁNICA	
Escala 1:5	PLANO DE PIEZA	DEPARTAMENTO DE DISEÑO Plano: 13/14



ISO A	UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIRÍA MECÁNICA	
Escala 1:2	PLANIO DE PIEZA	DEPARTAMENTO DE DISEÑO Plano: 14/14