



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA**

TEMA:

**DISEÑO DE UNA CAMILLA PARA MOVILIZACIÓN Y
BIPEDESTACIÓN DE PACIENTES**

AUTOR:

DIEGO FRANCISCO CARVAJAL FLORES

DIRECTOR:

Ing. DIEGO ORTIZ

Ibarra – Ecuador

2016



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

**AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD
 TÉCNICA DEL NORTE**

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

La UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE dentro del proyecto Repositorio Digital Institucional, determinó la necesidad de disponer de textos completos en formato digital con la finalidad de apoyar los procesos de investigación, docencia y extensión de la Universidad.

Por medio del presente documento dejo sentada mi voluntad de participar en este proyecto, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DEL CONTACTO	
Cédula de Identidad	100343422-0
Apellidos y Nombres	Carvajal Flores Diego Francisco
E-mail	diegofcarvajalf@hotmail.com
Teléfono Fijo	062932359
Teléfono Móvil	0984689673
DATOS DE LA OBRA	
Título	DISEÑO DE UNA CAMILLA PARA MOVILIZACIÓN Y BIPEDESTACIÓN DE PACIENTES
Autor	Carvajal Flores Diego Francisco
Fecha	12 de julio del 2016
Programa	Pregrado
Título por el que aspira	Ingeniero en Mecatrónica
Director	Ing. Diego Ortiz

2. AUTORIZACION DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD

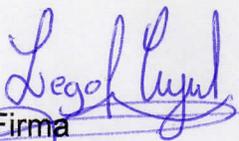
Yo, Diego Francisco Carvajal Flores, con cédula de identidad N 100343422-0, en calidad de autor y titular de los derechos patrimoniales de la obra o trabajo de grado descrito anteriormente, hago entrega del ejemplar respectivo en forma digital y autorizo a la Universidad Técnica del Norte, la publicación de la obra en el Repositorio Digital Institucional y uso del archivo digital en la Biblioteca de la Universidad con fines académicos, para ampliar la disponibilidad de material y como apoyo a la educación, investigación y extensión; en concordancia con la Ley de Educación Superior, Artículo 144.

3. CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 8 días del mes de octubre del 2016

EL AUTOR:


Firma

Nombre: Diego Francisco Carvajal Flores

Cédula: 100343422-0



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

**CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE
LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**

Yo, Diego Francisco Carvajal Flores, con cedula de identidad Nro. 1002866133, manifiesto mi voluntad de ceder a la Universidad Técnica del Norte los derechos patrimoniales consagrados en la Ley de Propiedad intelectual del Ecuador, Artículos 4, 5 y 6 en calidad de autor de la obra de trabajo de grado denominado: "DISEÑO DE UNA CAMILLA PARA MOVILIZACIÓN Y BIPEDESTACIÓN DE PACIENTES", que ha sido desarrollada para optar por el título de Ingeniero en Mecatrónica en la Universidad Técnica del Norte quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente. En mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia suscribo este documento en el momento que hago la entrega del trabajo final en formato impreso y digital en la biblioteca de la Universidad Técnica del Norte.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Diego Flores', is written over a horizontal line.

Diego Francisco Carvajal Flores

100343422-0

Ibarra, octubre 2016



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICACIÓN

En calidad de Director del Trabajo de Grado “DISEÑO DE UNA CAMILLA PARA MOVILIZACIÓN Y BIPEDESTACIÓN DE PACIENTES”, presentado por el señor Diego Francisco Carvajal Flores, para optar por el título de Ingeniero en mecatrónica, certifico que el mencionado proyecto fue realizado bajo mi dirección

A handwritten signature in blue ink that reads "Diego Ortiz" with a stylized flourish at the end.

Ing. Diego Ortiz

DIRECTOR



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

DECLARACIÓN

Yo, Diego Francisco Carvajal Flores, declaro que el trabajo aquí descrito es de mí autoría, no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional y certifico la veracidad de las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A handwritten signature in blue ink, which appears to read "Diego Flores", is written over a horizontal line.

Diego Francisco Carvajal Flores

100343422-0

Ibarra, octubre 2016

AGRADECIMIENTO

A Dios, a mis padres, hermanos, maestros y cada una de las personas que me apoyaron en los diferentes momentos de esta etapa de mi vida.

Diego C.

DEDICATORIA

A Dios, a mis padres, hermanos y sobrinos.

Diego C.

ÍNDICE GENERAL

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE	ii
CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE	v
CERTIFICACIÓN	vi
DECLARACIÓN	vii
AGRADECIMIENTO	viii
DEDICATORIA	ix
ÍNDICE GENERAL	x
INDICE DE FIGURAS, TABLAS Y ECUACIONES	xiii
FIGURAS	xiii
TABLAS	xv
ECUACIONES	xvi
RESUMEN	xvii
ABSTRACT	xviii
CAPÍTULO I	1
ANÁLISIS SITUACIONAL	1
1.1 Planteamiento del problema	1
1.2 Objetivos de la investigación	2
1.2.1 Objetivo general	2
1.2.2 Objetivos específicos	2
1.3 Justificación	3
1.4 Alcance	4
CAPÍTULO II	5
MARCO TEÓRICO	5
2.1 Antecedentes	5
2.1.1 Camillas bipedestadoras	5
2.2 Bipedestación	7
2.3 Movilidad temprana de pacientes	10
2.4 Ergonomía en fisioterapeutas	11
2.5 Sistemas de elevación	13
2.5.1 Sistemas de elevación tipo tijeras	13
2.5.2 Columna de elevación	14
2.5.3 Sistema de elevación con barras en paralelo	15

2.6 Actuadores Lineales	15
2.6.1 Actuador Lineal Neumático.....	16
2.6.2 Actuador Lineal Hidráulico	17
2.6.3 Actuador Lineal Eléctrico.....	18
2.7 Tarjeta Controladora Arduino	19
2.7.1 Arduino Nano	20
2.7.2 Arduino Uno	21
2.7.3 Arduino Mega.....	22
2.8 Sensores de distancia.....	23
2.8.1 Sensor de distancia Hc-Sr04	23
2.8.2 Sensor sharp gp2y0a21yk0f.....	25
CAPÍTULO III.....	27
METODOLOGÍA	27
3.1 Investigación	28
3.2 Criterios para el diseño.....	28
3.3 Diseño mecánico de la camilla.....	28
3.4 Diseño electrónico del equipo	29
3.5 Planos	29
3.6 Construcción.....	29
3.6 Pruebas	29
CAPÍTULO IV.....	30
DISEÑO MECÁNICO DEL PROTOTIPO	30
4.1 Especificaciones del sistema	30
4.2 Esquema cinemático.....	33
4.3 Evaluación y selección del sistema de elevación	34
4.4 Modelo 3D.....	35
4.5 Selección de materiales	36
4.6 Análisis de cargas.....	37
4.6.1 Cálculo de reacciones y momentos	37
4.7 Análisis de la estructura	40
CAPÍTULO V.....	46
DISEÑO ELECTRÓNICO DEL PROTOTIPO	46
5.1 Evaluación y selección del actuador lineal	46
5.2 Características de los actuadores para el diseño de la camilla	47
5.3 Control de los actuadores	49

5.3.1 Análisis y selección de la tarjeta.....	50
5.3.2 Evaluación y selección del sensor	51
5.4 Desarrollo del sistema de control	52
5.4.1 Control en lazo abierto	52
5.4.2 Control en lazo cerrado	53
5.4.3 Ecuaciones de los sensores	53
5.4.4 Programación de la tarjeta arduino	56
CAPÍTULO VI.....	58
CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO	58
6.1 Construcción del sistema mecánico	58
6.2 Ensamblaje de la estructura de la camilla	60
6.3 Fabricación del sistema electrónico	60
6.4 Pruebas de funcionamiento	61
CAPÍTULO VII	65
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	65
7.1 Conclusiones	65
7.2 Recomendaciones para futuras investigaciones	65
BIBLIOGRAFÍA	67
ANEXOS	70
ANEXO 1: Acuerdos sobre necesidades para el diseño de la camilla.....	71
ANEXO 2: Código del control de la camilla	74
ANEXO 3: Catálogo tubería estructural rectangular	92
ANEXO 4: Catálogo tubería estructural cuadrada.....	93
ANEXO 5: Catálogo ángulos lados iguales	94
ANEXO 6: Catálogo ángulos lados desiguales.....	95
ANEXO 7: Manual del usuario actuador lineal windynation	96
ANEXO 8: Manual del usuario Arduino MEGA 2560.....	98
ANEXO 9: Manual de funcionamiento y mantenimiento.....	107
ANEXO 10: Correcciones.....	111
ANEXO 11: Planos	112

INDICE DE FIGURAS, TABLAS Y ECUACIONES

FIGURAS

Fig. 1 Camilla bipedestadora eléctrica.....	6
Fig. 2 Andador bipedestador dinámico.....	8
Fig. 3 Mesa basculante.....	8
Fig. 4 Silla bipedestación.....	9
Fig. 5 Camilla Bipedestadora.....	10
Fig. 6 Cuidado crítico.....	10
Fig. 7 Tipos de tratamientos de movilización disponibles en UCI.....	11
Fig. 8 Riesgos en fisioterapia.....	12
Fig. 9 Camilla con elevación tipo tijeras.....	13
Fig. 10 Camilla con columna de elevación.....	14
Fig. 11 Camilla con elevación con barras en paralelo.....	15
Fig. 12 Cilindro actuador a pistón de accionamiento simple a resorte.....	16
Fig. 13 Cilindro actuador a pistón de accionamiento doble.....	17
Fig. 14 Cilindro hidráulico telescópico.....	18
Fig. 15 Actuador lineal eléctrico LINAK.....	18
Fig. 16 Esquema de funcionamiento del sensor HC-SR04.....	23
Fig. 17 Sensor HC-SR04.....	23
Fig. 18 Sensor GP2Y0A21YK0F.....	25
Fig. 19 Flujograma Metodología.....	27
Fig. 20 Modelo CAD de la estructura de la camilla.....	35
Fig. 21 Carga distribuida y reacciones.....	37
Fig. 22 Diagrama de cortes.....	38
Fig. 23 Diagrama de momentos.....	38
Fig. 24 Sujeciones y cargas aplicadas.....	40
Fig. 25 Estructura mallada.....	41
Fig. 26 Factor de seguridad.....	41
Fig. 27 Factor de seguridad base.....	42
Fig. 28 Factor de seguridad sistema de elevación.....	42
Fig. 29 Factor de seguridad espaldar.....	42
Fig. 30 Factor de seguridad sección femur.....	43
Fig. 31 Factor de seguridad Pies.....	43
Fig. 32 Factor de seguridad rejilla espaldar.....	43
Fig. 33 Factor de seguridad rejilla femur.....	44
Fig. 34 Factor de seguridad rejilla tibia y peroné.....	44
Fig. 35 Factor de seguridad sección fija.....	44
Fig. 36 Factor de seguridad tibia y peroné.....	45
Fig. 37 Circuito inversor de giro motor DC.....	49
Fig. 38 Circuito de funcionamiento de un módulo de relés.....	50
Fig. 39 Diagrama de bloques lazo abierto.....	52
Fig. 40 Diagrama de bloques lazo cerrado.....	53
Fig. 41 Gráfica del sensor 1.....	54

Fig. 42 Gráfica del sensor 2.	56
Fig. 43 Base general y base para la bipedestación.	58
Fig. 44 Sistema de elevación.	59
Fig. 45 Secciones para el espaldar y las piernas.	59
Fig. 46 Ensamblaje preliminar de la camilla.	60
Fig. 47 Ensamblaje final de la estructura de la camilla.	60
Fig. 48 Circuitos electrónicos fabricados.....	61
Fig. 49 Caja del mando de control.	61
Fig. 50 Mediciones del posicionamiento a 45°	62
Fig. 51 Mediciones del posicionamiento a 80cm.....	63

TABLAS

Tabla 1 Ventajas y desventajas de las camillas según su accionamiento	7
Tabla 2 Especificaciones Arduino Nano.....	20
Tabla 3 Especificaciones Arduino UNO.....	21
Tabla 4 Especificaciones Arduino MEGA	22
Tabla 5 Especificaciones sensor HC-SR04.....	24
Tabla 6 Especificaciones sensor GP2Y0A21YK0F	26
Tabla 7 Análisis de los sistemas de elevación propuestos.	35
Tabla 8 Características de los materiales seleccionados.....	36
Tabla 9 Análisis de los actuadores lineales propuestos.	47
Tabla 10 Especificaciones actuador lineal eco-worthy.....	48
Tabla 11 Especificaciones actuador lineal windynation.....	49
Tabla 12 Análisis de las tarjetas Arduino propuestas.	51
Tabla 13 Análisis de los sensores de distancia.	51
Tabla 14 Valores experimentales del sensor 1.....	54
Tabla 15 Valores experimentales del sensor 2.....	55
Tabla 16 Mediciones del posicionamiento del espaldar a 45°.	62
Tabla 17 Mediciones del posicionamiento de la altura a 80cm.	63

ECUACIONES

Ecuación 1 Distancia medida por el sensor	25
Ecuación 2 Relación entre la estatura y el femur para mujeres, según Pearson.	31
Ecuación 3 Relación entre la estatura y el femur para hombres, según Pearson.	31
Ecuación 4 Relación entre la estatura y el femur para mujeres, según Trotter y Glewser.	32
Ecuación 5 Relación entre la estatura y el femur para hombres según Trotter y Glewser.	32
Ecuación 6 Módulo de sección para una sección rectangular.....	38
Ecuación 7 Esfuerzo por flexión.....	39
Ecuación 8 Factor de seguridad	39
Ecuación 9 Distancia sensor 1	55

DISEÑO DE UNA CAMILLA PARA MOVILIZACIÓN Y BIPEDESTACIÓN DE PACIENTES

Autor: Diego Carvajal
Director: Ing. Diego Ortiz

RESUMEN

El presente trabajo nace de la necesidad de mejorar la calidad del tratamiento de rehabilitación que reciben los pacientes que tienen incapacidad, parcial o total, de desplazarse y cambiar de posición por su propia motricidad. Así también, de la necesidad de reducir el riesgo ergonómico que se presenta en los fisioterapeutas el momento de realizar el trabajo de rehabilitación con los pacientes mencionados anteriormente.

Se plantean varias soluciones para satisfacer las diferentes necesidades a las que debe responder el prototipo y luego de analizarlas se seleccionan las más convenientes para cada caso. Se realiza el análisis de esfuerzos que debe soportar la estructura de la camilla, así como el factor de seguridad para lo cual se utiliza el software Solidworks; se efectúa también la selección de los actuadores lineales que accionarán los diferentes movimientos del prototipo. Seguido, se realiza el diseño del sistema de control en base a la tarjeta seleccionada y al final se implementa el sistema completo.

El prototipo permite realizar los siguientes movimientos articulares: flexión de rodillas, elevación de piernas, elevación de tronco; así como también bipedestación y movilización del paciente a diferentes ambientes según sus necesidades. También se puede controlar la altura de la camilla desde el piso en un rango de 70cm a 100cm.

STRETCHER DESIGN FOR MOBILIZATION AND STANDING PATIENTS

Author: Diego Carvajal
Director: Ing. Diego Ortiz

ABSTRACT

Present work is born of the need to improve the quality of rehabilitation treatment for those patients that have partial or total disability, to move and change positions by themselves. As well, the need to reduce the ergonomic risk that is presented during physiotherapy, the time performing rehabilitation work with patients referred to above.

There are several possible solutions to meet the different needs that should be met by the prototype and then to analyze and select the most appropriate in each case. There is an analysis of efforts that must support the structure of the stretcher, as well as the safety factor for which is used Solidworks software; is carried out also the selection of the linear actuators that operated the different movements of the prototype.

The prototype allows you to perform the following articular movements: Bend your knees, leg lift, lifting of trunk; as well as standing and mobilization of the patient to different environments according to their needs. You can also control the height of the bed from the floor in a range of 70cm to 100cm

CAPÍTULO I

ANÁLISIS SITUACIONAL

1.1 Planteamiento del problema

Diversos factores pueden ocasionar en el ser humano la disminución considerable de su movilidad; las causas pueden ser accidentes cerebrovasculares, traumatismos medulares, entre otros. Una de las consecuencias es la incapacidad, parcial o total, de desplazarse y cambiar de posición por su propia motricidad.

Las personas que tienen movilidad limitada pueden presentar problemas como: la rotura de la piel y las escaras, la debilidad muscular, las caídas, la depresión, la neumonía y la pérdida total de movilidad con inmovilidad prolongada. La formación de coágulos de sangre, así como la constipación también podrían aparecer como resultado de la movilidad limitada (Oguejiofo).

Es parte importante dentro del plan de cuidado de pacientes con movilidad física dañada, el ofrecerles un ambiente seguro para su rehabilitación; mantener la capacidad de movimiento que tengan y prevenir el futuro deterioro de sus habilidades funcionales (Oguejiofo).

La pérdida de la capacidad de movimiento por parte del paciente dificulta el trabajo para los empleados de salud; pacientes hospitalizados y ambulatorios necesitan moverse adecuadamente para poder recibir el tratamiento según su necesidad. Pacientes encamados necesitan ser movidos en posición supina o en posición bípeda; esto hace que el trabajo del personal de salud sea más complicado.

Según un estudio realizado para determinar el riesgo ergonómico en fisioterapeutas del Departamento de Investigación y Docencia de Lesiones Centrales del Instituto Nacional de Rehabilitación del Callao, en el cual cada fisioterapeuta fue evaluado

durante su labor con 3 pacientes, realizando el manejo de 5 posturas de estabilización: posición de cuatro puntos, arrodillado con apoyo anterior, sentado, bípedo y posición de paso anterior. En 7/9 se encontraron niveles de riesgo alto y en 2/9 riesgo medio. Según el sexo, 5/5 mujeres tuvieron riesgo alto y 2/4 varones; 2/4 varones tuvieron riesgo medio (Leyva, Martínez, & Meza, 2011).

Causa contrariedad que, siendo los terapeutas los encargados de atender pacientes afectados por lesiones ocupacionales debido a la mala postura, sean ellos también afectados por este mismo motivo mientras realizan su trabajo. Esto se debe en parte a la falta de equipamiento acorde a las necesidades ergonómicas y de trabajo para el paciente y el terapeuta; y también a la incorrecta distribución del espacio físico en el área asignada a rehabilitación en las unidades de salud.

En nuestro medio son escasos los lugares que cuentan con una camilla para movilización en diferentes ángulos y posiciones, ya que no son fáciles de conseguir y su costo es muy elevado, sumado a los valores de importación lo cual hace mucho más cara su aplicación.

1.2 Objetivos de la investigación

1.2.1 Objetivo general

- Diseñar y construir un prototipo de una camilla de múltiples posiciones y bipedestación, para pacientes hospitalizados y ambulatorios.

1.2.2 Objetivos específicos

- Determinar los criterios y lineamientos para el diseño de la camilla
- Elaborar el diseño cinemático.
- Realizar el diseño mecánico para el equipo.
- Elaborar el diseño electrónico del sistema de control del equipo.

- Construir una camilla prototipo a partir del diseño final.
- Efectuar pruebas de funcionalidad de la camilla.

1.3 Justificación

Es importante el empleo correcto de la terapia física encaminada a la movilidad precoz, ya que mediante su aplicación se disminuye el tiempo de recuperación de pacientes con enfermedad cerebro vascular de la Unidad de Cuidados Intensivos (UCI), de esta manera se logra una satisfactoria evolución; al mismo tiempo se mantiene activo su sistema osteo-múo-articular, previniendo deformidades (Salazar & Isaac, 2015).

Los terapeutas físicos ayudan a los sobrevivientes a recuperar el uso de las extremidades lesionadas por la apoplejía, les enseñan estrategias de compensación para reducir el efecto de los déficits restantes, y establecen programas de ejercicio para ayudar a las personas a retener las habilidades que acaban de recuperar. Las personas con discapacidades tienden a evitar el uso de sus extremidades deterioradas, un comportamiento llamado no uso aprendido. No obstante, el uso repetitivo de las extremidades deterioradas fomenta la plasticidad del cerebro y ayuda a reducir las discapacidades (Office of Communications and Public Liaison).

Según el punto de vista profesional de los docentes de la carrera de terapia física médica de la Universidad Técnica del Norte, es una necesidad de los terapeutas contar con una camilla para movilización y bipedestación temprana para mejorar las condiciones en la atención médica a pacientes hospitalizados y ambulatorios. El uso de esta camilla favorece al paciente en los cambios de posiciones y movilizaciones; logrando así movilidad temprana, lo cual contribuye a mejorar su calidad de vida.

Esta camilla ayudará a que el trabajo del personal de salud sea óptimo sin desgastar al mismo. A su vez servirá para reducir el riesgo ergonómico que tienen los terapeutas el momento de realizar la atención a las diversas necesidades de los pacientes.

En la actualidad en nuestro país, este tipo de camillas es de difícil acceso; una de las principales causas es el elevado costo que supone la adquisición de las mismas y la falta de producción nacional.

El presente trabajo se enfoca en realizar un diseño eficiente con materiales que se encuentren en nuestro medio, que permitan reducir los costos de fabricación y contribuir de esta manera a la generación de un nuevo tipo de industria nacional.

1.4 Alcance

Se diseña la camilla seleccionando los materiales adecuados que garanticen el cómodo desplazamiento y movilidad de la misma por parte del personal de salud; así como el soportar un peso máximo de 90 kg.

Se utiliza actuadores eléctricos para realizar los diferentes movimientos de las articulaciones de la camilla, así como también la bipedestación.

Se cuenta con un sistema de sujeción para cuando el paciente se encuentre en posición bípeda no pierda contacto con la camilla, y así pueda permanecer bipedestado el tiempo que sea necesario.

La camilla puede realizar los siguientes movimientos articulares: flexión de rodillas, elevación de piernas, elevación de tronco; así como también bipedestación y movilización del paciente a diferentes ambientes según sus necesidades.

Se cuenta con un dispositivo de control electrónico desde donde el empleado de salud podrá controlar la posición que requiera que adopte la camilla.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes

La mecanoterapia tiene su origen en Estocolmo, siendo Zander el padre de esta ciencia; quien se basó en los principios sobre los movimientos pasivos y activos, a su vez propuestos por Pedro Ling. En un principio se construyeron equipos destinados a la movilidad del hombro y de las rodillas; después de ver el beneficio que estos presentaban, científicos alemanes y franceses desarrollaron equipos de rehabilitación para el resto de la anatomía humana, dentro de estos el plano inclinado. Este dispositivo presenta una variante de movimiento sin que se realice en forma horizontal ni vertical, si no, en un plano oblicuo (Dávila, 1984).

Entre 1815 y 1825 se crearon en Inglaterra unas camas de hospital, las cuales podían subir o bajar sus partes accionando unas manivelas; posteriormente el Dr. Willis D. Gatch (1878-1954), presidente del Departamento de Cirugía en la Escuela de Medicina de la Universidad de Indiana, inventó la cama “Gatch” o cama del hospital ajustable. Esta cama permite la elevación de la cabeza o las rodillas de un paciente de manera independiente (González, Moreno, & Gómez, 2012).

2.1.1 Camillas bipedestadoras

En la actualidad existen diferentes tipos de camillas utilizadas para la bipedestación y movilización temprana de pacientes; estos equipos utilizados para mejorar la calidad de vida del paciente y favorecer el trabajo de los terapeutas, pueden variar en forma, tamaño, tipo de accionamiento y a su vez presentar diferentes funciones.

En nuestro entorno podemos encontrar camillas para bipedestación accionadas manualmente por el personal de salud, donde se requiere del esfuerzo del terapeuta para

colocar la camilla en la posición requerida. Estas camillas cumplen la función de bipedestar al paciente, pero no cuentan con secciones articulares que ayuden al terapeuta en la aplicación de otros ejercicios de movilidad temprana.

Es usual que las camillas bipedestadoras sean accionadas por diferentes tipos de actuadores (ver Fig. 1), permitiendo así que el terapeuta controle desde un mando el ángulo y la velocidad de bipedestación; también pueden incorporar el control de la altura de la misma. Este tipo de accionamiento hace que el terapeuta realice menos esfuerzo físico y mejore la atención a cada paciente; la implementación de estos actuadores eléctricos hace también que se incremente el costo del equipo.



Fig. 1 Camilla bipedestadora eléctrica

Fuente: (La Nueva, 2015)

En la tabla 1 se muestran algunas de las ventajas y desventajas que presentan las camillas bipedestadoras según el tipo de accionamiento con el que cuentan.

Tabla 1 Ventajas y desventajas de las camillas según su accionamiento

Camillas Bipedestadoras		
Tipo de accionamiento	Ventajas	Desventajas
Accionamiento manual	<ul style="list-style-type: none"> • No se necesita una fuente externa de energía. • Menos sistemas a los cuales dar mantenimiento. 	<ul style="list-style-type: none"> • Los empleados de salud pueden sufrir lesiones por el esfuerzo que realizan al accionar el mecanismo por su propia fuerza. • No se puede controlar con rapidez y eficacia el correcto posicionamiento de la camilla.
Accionamiento mediante actuador	<ul style="list-style-type: none"> • Se pueden controlar con precisión las diferentes posiciones que puede adoptar la camilla. • El empleado de salud no realiza esfuerzo físico para manipular la camilla. 	<ul style="list-style-type: none"> • Se cuenta con más sistemas que necesitan mantenimiento. • El costo es mayor.

Se puede conjugar en una misma camilla, la bipedestación y los movimientos articulares de las extremidades del paciente; esta integración genera beneficios en la movilidad y traslado del mismo. En el mercado existe poca oferta de este tipo de camillas y su costo es muy superior a las camillas bipedestadoras normales.

2.2 Bipedestación

Siendo la bipedestación una posición natural que puede ser adoptada por los seres humanos, es de gran importancia la práctica de la misma por parte de personas que no la pueden realizar de forma autónoma. Entre los beneficios de adoptar la posición bípeda encontramos: la prevención de las retracciones y contracturas musculotendinosas, la prevención de la osteoporosis y de las fracturas patológicas, la prevención de las úlceras por presión, la disminución y el control de la espasticidad, la mejora de la función renal y vesical, la regulación del patrón intestinal, la mejora de la función cardiorrespiratoria, así como la mejora de la coordinación y del equilibrio en general (Gandarias).

Las personas con tetraplejía y parálisis total de las extremidades inferiores pueden estar de pie con ayuda de bipedestadores (ver Fig.2), mesas basculantes (ver Fig.3), o sillas de ruedas de bipedestación (ver Fig.4). El objetivo de la bipedestación es obtener los beneficios terapéuticos asociados a la verticalidad y al soporte de peso a través de las piernas (Harvey, 2010).



Fig. 2 Andador bipedestador dinámico

Fuente: (Tienda Ortopédica Vegueta, 2015)



Fig. 3 Mesa basculante

Fuente: (Saceda, s.f.).



Fig. 4 Silla bipedestación

Fuente: (*Ortopedia: Ortosoluciones S.L, s.f.*)

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 asociado a encontrarse a la misma altura de sus interlocutores (García, Saavedra, & San Antonio, 2013).

En la mayoría de unidades de salud de nuestro medio los equipos destinados para la bipedestación de pacientes, consisten de una estructura metálica con tableros de madera sujetos a ella a manera de mesa (ver Fig. 5), donde un terapeuta amarra al paciente y realiza el trabajo de colocarlo en posición vertical al hacer girar la mesa. Este tipo de equipos genera varios inconvenientes para la correcta realización de la terapia como son: (i) se requiere de un gran esfuerzo físico de parte del terapeuta, (ii) se dificulta la colocación del paciente en ángulos intermedios, (iii) no se puede controlar la velocidad de verticalización de acuerdo a la respuesta fisiológica del paciente y (iv) no permite realizar el movimiento natural del cuerpo de flexionar las articulaciones de las piernas y el tronco (García, Saavedra, & San Antonio, 2013).



Fig. 5 Camilla BipeDESTADORA

Fuente: (Respirar S.A., 2007).

2.3 Movilidad temprana de pacientes

Se define como movilidad precoz a la terapia que se realiza después de la estabilización fisiológica de un paciente crítico tomando en cuenta los factores neurológicos, respiratorios y cardiovasculares (Soria, 2015).

La movilidad temprana genera grandes beneficios en el paciente; según la Sociedad de Cirugía de Bogotá - Hospital de San José, con la implementación de ejercicios tempranos (ver Fig. 6) se ha logrado disminuir en 70% el consumo de medicamentos sedantes, a su vez, previene una hospitalización prolongada. La aplicación de esta terapia disminuye el tiempo de estancia en la unidad de cuidados intensivos y pretende combatir las consecuencias del Síndrome post UCI que deja en el paciente secuelas neurológicas y físicas cuya recuperación puede tomar hasta un año (Superintendencia de Industria y Comercio, 2014).



Fig. 6 Cuidado crítico

Fuente: (Superintendencia de Industria y Comercio, 2014).

El tono muscular es el estado de contracción leve de los músculos dependiente de los nervios y sus conexiones centrales; así como de las propiedades complejas de los músculos como son la contractibilidad, la elasticidad, plasticidad y extensibilidad de los mismos. Es por eso que la movilidad es una parte muy importante en el proceso de rehabilitación para los pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular, ya que, por medio de esta, se ayuda a los pacientes a conservar o recuperar el tono muscular, a ser más independientes y sobre todo a mantener una actitud positiva (Salazar & Isaac, 2015).

Existen tres tipos de tratamientos de movilización de pacientes disponibles al momento de aplicar movilización temprana, estos son: totalmente pasivos, activos-asistidos, activos independientes (ver Fig. 7).

Totalmente pasivos	Activos-asistidos	Activos – independientes
<ul style="list-style-type: none"> • Movilización de extremidades. • Cambios posturales. • Sentar en la cama. • Electroterapia. 	<ul style="list-style-type: none"> • En cama (pesas, ciclismo). • Sentar en el borde de la cama. • Traslado de la cama a sillón (de pie). • Deambulaci3n asistida. 	<ul style="list-style-type: none"> • Deambulaci3n independiente.

Fig. 7 Tipos de tratamientos de movilización disponibles en UCI

Fuente: (Criollo, 2014).

2.4 Ergonomía en fisioterapeutas

La ergonomía es definida por la Asociación Española de Ergonomía como el conjunto de conocimientos de carácter multidisciplinar aplicados para la adecuaci3n de los productos, sistemas y entornos artificiales a las necesidades, limitaciones y características de sus usuarios, optimizando la eficacia, seguridad y bienestar (Asociaci3n Española de Ergonomía, 2008).

Según la Asociación Internacional de Ergonomía, la ergonomía es el conjunto de conocimientos científicos aplicados para que el trabajo, los sistemas, productos y ambientes se adapten a las capacidades y limitaciones físicas y mentales de la persona (Asociación Española de Ergonomía, 2008).

El campo laboral de los fisioterapeutas es muy amplio, por ello, existen múltiples y variados factores de riesgo que pueden tener incidencia sobre su salud. Causa contrariedad que con el papel que desempeñan en las unidades de salud y los conocimientos que poseen sean susceptibles a sufrir lesiones osteomusculares al momento de realizar su trabajo (Badia, 2011).

Cabe señalar que la aparición de estas lesiones músculo-esqueléticas no sólo se debe a que un gran número de profesionales no practica habitualmente los cuidados ergonómicos que conoce, sino que hay otros factores como los diseños inadecuados de los lugares de trabajo (ver Fig. 8), la falta de ayudas mecánicas y equipos, y una deficiente gestión de los factores organizativos del trabajo (distribución de descansos, horarios, rotación de tareas...) que influyen en su aparición (Badia, 2011).



Fig. 8 Riesgos en fisioterapia

Fuente: (Revilla, 2011).

2.5 Sistemas de elevación

Los sistemas de elevación mecánicos son sistemas que permiten realizar una variación en la altura de una estructura determinada de la cual son parte. Se utilizan en gran medida en aplicaciones hospitalarias en las que se debe tener control sobre la altura de los pacientes para beneficio de estos y de los empleados de salud que se encargan de su cuidado y tratamiento.

En el esquema cinemático se observa la necesidad de contar con un sistema de elevación para así generar una variación de altura en la estructura de la camilla que posicione la misma según la necesidad del terapeuta.

2.5.1 Sistemas de elevación tipo tijeras

El sistema de elevación tipo tijeras está formado por un mecanismo que utiliza barras articuladas para desplazarse, variando así la altura de la superficie que se encuentra sobre este sistema.



Fig. 9 Camilla con elevación tipo tijeras

Fuente: (Camillas Online, 2016).

Como se observa en la figura 9, el sistema de elevación tipo tijeras es utilizado para el control de la altura en camillas sencillas, siendo este muy usado por su fácil aplicación y control mediante un solo actuador.

Se puede identificar también que, al momento de variar la altura, uno de los extremos de cada barra cambia su posición con respecto a la base y a la superficie que está

sobre el sistema tipo tijera. Esto genera la variación del punto de apoyo de la superficie donde se encuentra el paciente; aplicando este sistema al diseño que se necesita para la bipedestación tendríamos inestabilidad al no contar con los puntos de apoyo fijos.

Es importante tener en cuenta que para realizar la bipedestación el diseño debe contar con un eje estable para realizar la misma.

2.5.2 Columna de elevación

Las columnas de elevación son sistemas que permiten el control de la altura de una superficie que se encuentra sobre ellas. Están formadas por una estructura telescópica la cual a través de la acción de uno o varios actuadores lineales se eleva o desciende de acuerdo a las necesidades de su operador.

La figura 10 muestra una camilla de tres cuerpos la cual cuenta con una columna de elevación para el control de su altura. Se puede utilizar el sistema tal cual se observa en dicha figura o se pueden incrementar el número de columnas dependiendo de la aplicación que tenga la camilla, así como de las posiciones que se busca lograr en el paciente.



Fig. 10 Camilla con columna de elevación

Fuente: (logarsalud, 2016).

Este sistema proporciona estabilidad en el diseño ya que los puntos de apoyo se mantendrán fijos y no existirá desplazamiento de la estructura en el plano horizontal al momento de elevar o descender al paciente. De esta manera la fuerza de los actuadores se

aplicará completamente en la dirección del movimiento, a diferencia del sistema tipo tijeras donde el actuador se instala con un ángulo de inclinación que hace que su fuerza se divida.

2.5.3 Sistema de elevación con barras en paralelo

Este sistema de elevación está formado, como su nombre lo indica, por una estructura que cuenta con barras instaladas en paralelo entre la base y la superficie de la camilla como nos muestra la figura 11. El actuador ejerce la fuerza solamente sobre las barras de un extremo y las otras copian su movimiento al tener las mismas dimensiones.



Fig. 11 Camilla con elevación con barras en paralelo

Fuente: (HIDEMAR, 2012).

El sistema de elevación con barras en paralelo es similar al de elevación tipo tijeras, pero este no produce ninguna reacción por el contacto entre las barras ya que están separadas; aunque este sistema sí cuenta con los dos puntos de apoyo fijos. A su vez difiere con el sistema antes mencionado en que al momento de variar la altura también varía la ubicación de la superficie donde se encuentra el paciente, de este modo no solo se tendría un desplazamiento vertical sino también horizontal.

2.6 Actuadores Lineales

Los actuadores lineales son aquellos capaces de realizar un proceso determinado en un sistema automatizado mediante la transformación de energía hidráulica, neumática o eléctrica en una fuerza lineal.

Antes de seleccionar el actuador lineal se compara las características de los tres tipos de actuadores lineales antes mencionados para saber cuál de estos satisface las necesidades de nuestro diseño.

2.6.1 Actuador Lineal Neumático

Los actuadores neumáticos convierten la energía del aire comprimido en trabajo mecánico generando un movimiento lineal mediante servomotores de diafragma o cilindros (Creus, 2007).

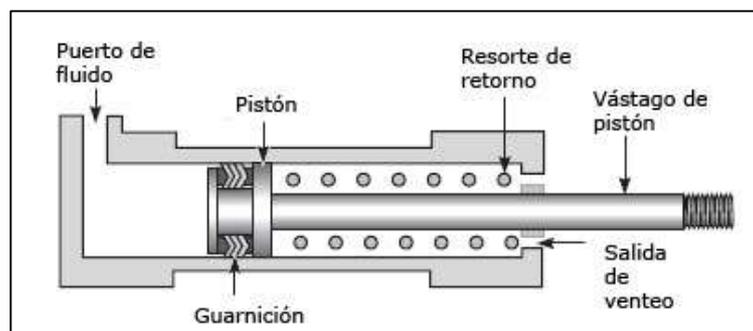


Fig. 12 Cilindro actuador a pistón de accionamiento simple a resorte

Fuente: (Sapiensman, s.f.).

El movimiento lineal en estos actuadores se obtiene por cilindros de émbolos, los mismos que pueden ser de simple o doble efecto dependiendo de las necesidades del sistema. La diferencia entre estos tipos de cilindros radica en que el de simple efecto utiliza un resorte, como se observa en la figura 12, para que el vástago regrese a su posición original; en cambio, observamos en la figura 13 que el cilindro de doble efecto utiliza aire comprimido para controlar las dos posiciones del mismo.

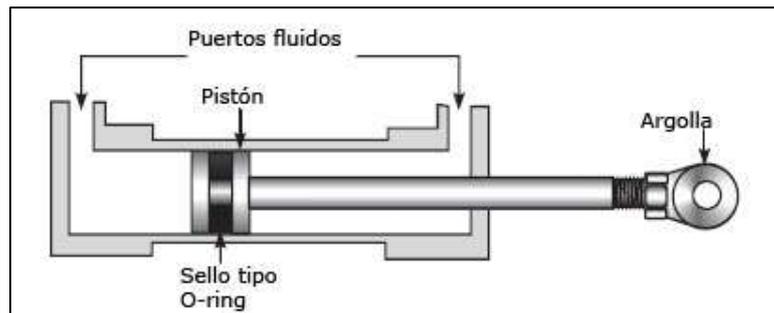


Fig. 13 Cilindro actuador a pistón de accionamiento doble

Fuente: (Sapiensman, s.f.).

La fuente de energía para el funcionamiento de estos actuadores, como se mencionó anteriormente, es una fuente de aire comprimido como un compresor. Esto hace que los sistemas en los que se utiliza este tipo de actuadores no puedan desplazarse con facilidad a diferentes ambientes.

Estos cilindros son generalmente utilizados como actuadores en diferentes procesos productivos en las industrias.

2.6.2 Actuador Lineal Hidráulico

Los actuadores hidráulicos aprovechan la energía de un circuito o instalación hidráulica de forma mecánica, generando movimientos lineales. Estos cilindros pueden ser de simple efecto, de doble efecto y telescópicos (Creus, 2007).

Al igual que en los actuadores de simple efecto neumáticos los hidráulicos cumplen el mismo principio de funcionamiento, el principal cambio es el del fluido de trabajo ya que en el hidráulico se utiliza por lo general aceite en lugar del aire comprimido.

Lo mismo ocurre con los cilindros de doble efecto hidráulicos que utilizan la fuerza del aceite a presión para controlar la salida y la entrada del vástago del actuador.

Como se observa en la figura 14 el cilindro hidráulico telescópico contiene otros cilindros de menor diámetro en su interior y estos se expanden por etapas, son muy utilizados en el diseño de grúas.

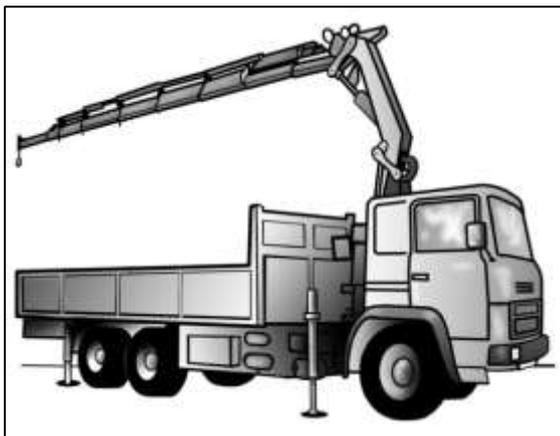


Fig. 14 Cilindro hidráulico telescópico

Fuente: (Fundación Laboral de la Construcción, 2011).

Estos actuadores son usados en ambientes que no necesitan mantener un alto grado de limpieza y a su vez en sistemas que necesitan de una gran fuerza de trabajo para cumplir las necesidades del mismo.

2.6.3 Actuador Lineal Eléctrico

Un actuador lineal eléctrico es un dispositivo que convierte el movimiento de rotación de un motor de corriente continua de baja tensión en movimiento lineal, es decir, los movimientos de empuje y halado (LINAК, 2016).



Fig. 15 Actuador lineal eléctrico LINAK

Fuente: (LINAК, 2016).

La figura 15 nos muestra el actuador lineal eléctrico, el cual está formado por un motor de corriente continua que se conecta a un sistema de engranajes; este sistema a su

vez está acoplado a un tornillo sin fin que es el que hace que el vástago del actuador salga o entre dependiendo del sentido del giro del motor.

La instalación de un actuador lineal eléctrico es más fácil en comparación a los actuadores antes mencionados ya que no se necesita la instalación de elementos adicionales como bombas o filtros para que el actuador pueda operar en el sistema diseñado.

Este tipo de actuadores son muy utilizados en aplicaciones hospitalarias por que no necesitan poco mantenimiento, son seguros, no se necesita un gran espacio para su instalación y no producen suciedad en el ambiente.

2.7 Tarjeta Controladora Arduino

Arduino es una plataforma de creación de prototipos de código abierto basado en hardware y software fácil de usar. Las tarjetas Arduino son capaces de leer las entradas - la luz en un sensor, un dedo sobre un botón o un mensaje de Twitter - y lo convierten en una salida - la activación de un motor, encender un LED, publicar algo en línea (Arduino, 2016).

El diseño del sistema de control de la altura y el espaldar debe cumplir ciertos criterios que se presentan a continuación.

- Contar con un teclado 4x3.
- Visualización en una pantalla LCD 16x2.
- Entradas para dos sensores de distancia.
- Salidas hacia los canales del módulo de relés de los motores que controlan la altura y el espaldar de la camilla.
- Entrada para la activación del control predeterminado.
- Entrada para la activación de la posición inicial de la camilla.

A continuación, se detallan las características de las tarjetas Arduino que podrían adaptarse a las necesidades antes mencionadas. Partiendo de esto se seleccionará la tarjeta para el diseño del sistema de control junto con los demás componentes.

2.7.1 Arduino Nano

El Arduino Nano es una pequeña y completa placa basada en el ATmega328 (Arduino Nano 3.x) o ATmega168 (Arduino Nano 2.x). Carece de una toma de corriente continua, y funciona con un cable USB Mini-B en lugar de uno normal (Arduino, 2016).

En la tabla 1 se pueden observar las especificaciones técnicas con las que cuenta esta tarjeta Arduino, esto servirá para identificar si cumple las necesidades del diseño que se requiere para el control de la camilla.

Tabla 2 Especificaciones Arduino Nano

Especificaciones	
Microcontrolador	Atmel ATmega168 o ATmega328
Voltaje de funcionamiento (nivel lógico)	5 V
Voltaje de entrada (recomendado)	7-12 V
Voltaje de entrada (límites)	6-20 V
E / S digitales prendedores	14 (de los cuales 6 proporcionan salida PWM)
Pines de entrada analógica	8
Corriente continua para Pin I / O	40 mA
Memoria flash	16 KB (ATmega168) o 32 KB (ATmega328) de los cuales 2 KB utilizado por el gestor de arranque
SRAM	1 KB (ATmega168) o 2 KB (ATmega328)
EEPROM	512 bytes (ATmega168) o 1 KB (ATmega328)
Velocidad de reloj	16 MHz
Dimensiones	0,73 "x 1,70"
Longitud	45 mm
Ancho	18 mm
Peso	5 g

Fuente: (Arduino, 2016).

2.7.2 Arduino Uno

El Uno es una placa electrónica basada en el ATmega328P. Cuenta con 14 pines digitales de entrada / salida (de los cuales 6 se podrán utilizar como salidas PWM), 6 entradas analógicas, un cristal de cuarzo de 16 MHz, una conexión USB, un conector de alimentación y un botón de reinicio. Contiene todo lo necesario para apoyar al microcontrolador; basta con conectarlo a un ordenador con un cable USB o a la corriente con un adaptador de AC a DC o una batería para empezar (Arduino, 2016).

El Arduino UNO incrementa varias de las características del Arduino Nano, las mismas que se muestran en la tabla 2.

Tabla 3 Especificaciones Arduino UNO

Especificaciones	
Microcontrolador	ATmega328P
Voltaje de funcionamiento	5V
Voltaje de entrada (recomendado)	7-12V
Voltaje de entrada (límite)	6-20V
E / S digitales prendedores	14 (de los cuales 6 proporcionan salida PWM)
PWM digital pines I / O	6
Pines de entrada analógica	6
Corriente continua para Pin I / O	20 mA
Corriente CC para Pin 3.3V	50 mA
Memoria flash	32 KB (ATmega328P) de los cuales 0,5 KB utilizado por el gestor de arranque
SRAM	2 KB (ATmega328P)
EEPROM	1 KB (ATmega328P)
Velocidad de reloj	16 MHz
Longitud	68,6 mm
Anchura	53,4 mm
Peso	25 g

Fuente: (Arduino, 2016).

2.7.3 Arduino Mega

El Arduino Mega 2560 es una placa electrónica basada en el Atmega2560 . Cuenta con 54 pines digitales de entrada / salida (de los cuales 15 se pueden utilizar como salidas PWM), 16 entradas analógicas, 4 UARTs (puertos serie de hardware), un oscilador de 16MHz, una conexión USB, un conector de alimentación, una cabecera ICSP, y un botón de reinicio. Contiene todo lo necesario para apoyar al microcontrolador; basta con conectarlo a un ordenador con un cable USB o a la corriente con un adaptador de AC a DC o una batería para empezar (Arduino, 2016).

Tabla 4 Especificaciones Arduino MEGA

Especificaciones	
Microcontrolador	Atmega2560
Voltaje de funcionamiento	5V
Voltaje de entrada (recomendado)	7-12V
Voltaje de entrada (límite)	6-20V
E / S digitales prendedores	54 (de los cuales 15 proporcionan salida PWM)
Pines de entrada analógica	dieciséis
Corriente continua para Pin I / O	20 mA
Corriente CC para Pin 3.3V	50 mA
Memoria flash	256 KB, 8 KB utilizado por el gestor de arranque
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Velocidad de reloj	16 MHz
Longitud	101.52 mm
Anchura	53,3 mm
Peso	37 g

Fuente: (Arduino, 2016).

En la tabla 3 se encuentran las características con las que cuenta el Arduino MEGA, siendo esta tarjeta más completa que el Arduino UNO o Nano.

2.8 Sensores de distancia

Como su nombre lo dice, un sensor de distancia es aquel que convierte la distancia que existe entre dos superficies en una variable eléctrica que se pueda medir con la ayuda de la tarjeta de control.

Para las aplicaciones con Arduino son muy utilizados dos tipos de sensores de diferentes características que se detallan a continuación.

2.8.1 Sensor de distancia Hc-Sr04

El HC-SR04 es un sensor ultrasónico de distancia de bajo costo que funciona emitiendo un sonido y midiendo el tiempo que le toma al mismo en ir y volver hasta el receptor (ver Fig. 16). Tiene cuatro pines de conexión y todo viene en una placa como se muestra en la figura 17.

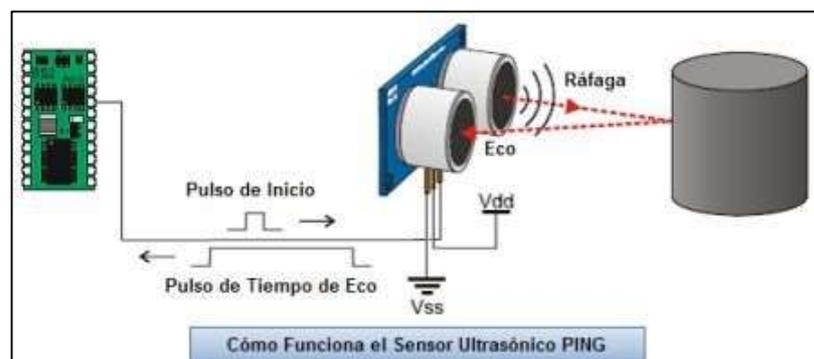


Fig. 16 Esquema de funcionamiento del sensor HC-SR04

Fuente: (Alvarez, s.f.).



Fig. 17 Sensor HC-SR04

Fuente: (Diosdado, s.f.).

En la tabla 4 se encuentran las características técnicas de este sensor, las mismas que servirán para determinar si es este el sensor adecuado para el diseño de este sistema.

Tabla 5 Especificaciones sensor HC-SR04

Especificaciones	
Dimensiones del circuito	43 x 20 x 17 mm
Tensión de alimentación	5 Vcc
Frecuencia de trabajo	40 KHz
Rango máximo	4.5 m
Rango mínimo	1.7 cm
Duración mínima del pulso de disparo (nivel TTL)	10 μ S.
Duración del pulso eco de salida (nivel TTL)	100-25000 μ S.
Tiempo mínimo de espera entre una medida y el inicio de otra	20 mS.

Fuente: (AccuDIY, 2011).

Para establecer la ecuación de trabajo con la que se podrá determinar la distancia que mide el sensor se inicia desde la ecuación de distancia lineal del MRU.

$$Distancia = Velocidad * Tiempo$$

La velocidad del sonido es 0.0343 cm/ μ s, reemplazando en la ecuación anterior quedaría:

$$Distancia = (0.0343 \text{ cm}/\mu\text{s}) * Tiempo$$

Como la onda ha recorrido el camino de ida y vuelta se debe dividir entre dos para obtener la distancia.

$$Distancia = \frac{(0.0343 \text{ cm}/\mu\text{s}) * Tiempo}{2}$$

Ecuación 1 Distancia medida por el sensor

$$Distancia = (0.01715 \text{ cm}/\mu\text{s}) * Tiempo$$

2.8.2 Sensor sharp gp2y0a21yk0f

El GP2Y0A21YK0F es un sensor de medición de distancia, compuesto de una combinación integrada de PSD (Posición detector sensible), IRED (diodo emisor de infrarrojos) y el circuito de procesamiento de señales. La variedad de la reflectividad del objeto, la temperatura ambiental y la duración de funcionamiento no influyen fácilmente en la detección de distancia debido a la adopción del método de triangulación (SHARP, 2006).

Este sensor cuenta con tres pines para alimentación, tierra y salida (ver Fig.18).

El panel de soporte incluye todos los componentes que el sensor necesita para funcionar.

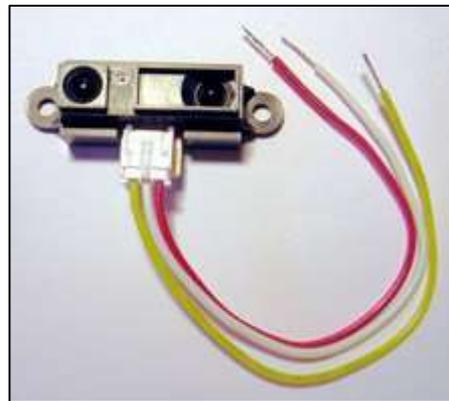


Fig. 18 Sensor GP2Y0A21YK0F

Fuente: (G, 2013).

La tabla 5 presenta a continuación las especificaciones técnicas de este sensor, con estas características podremos definir si el GP2Y0A21YK0F cumple o no los requisitos de este diseño del sistema para el control de la camilla.

Tabla 6 Especificaciones sensor GP2Y0A21YK0F

Características:	
Dimensiones	33 mm x 10 mm x 9 mm
Peso	2.5 Gramos
Máximo rango de lectura	150 cm
Mínimo rango de lectura	10 cm
Frecuencia de muestreo	60 HZ
Mínimo voltaje de operación	2.7 V
Máximo voltaje de operación	5.5 V
Corriente de operación	33 mA
Voltaje de salida	Análogo
Diferencia de voltaje de salida	3 V.

Fuente: (SHARP, 2006).

CAPÍTULO III

METODOLOGÍA

En la figura 19 se muestra el flujograma del proceso que se sigue para el diseño y construcción de un prototipo de una camilla de múltiples posiciones, para movilizar pacientes hospitalizados y ambulatorios.



Fig. 19 Flujograma Metodología.

3.1 Investigación

En el periodo inicial del desarrollo de la camilla se mantienen reuniones con docentes de fisioterapia de la Universidad Técnica del Norte y también con profesionales en fisioterapia de la ciudad de Ibarra, con la finalidad de conocer las necesidades que se presentan al momento de aplicar la bipedestación y movilidad temprana a los pacientes. Se realiza la consulta de libros, publicaciones y revistas que contengan información acerca de la bipedestación, la movilidad precoz, ergonomía en los fisioterapeutas, así también la relación entre la altura y el largo del fémur de una persona.

3.2 Criterios para el diseño

Se definen los criterios y requerimientos a los cuales debe responder el diseño de la solución, tomando en cuenta los ángulos de los movimientos articulares de la anatomía del paciente, el peso máximo y tamaño de las secciones según la estatura del mismo, el rango de elevación del nivel de la camilla; de igual manera se considera que el equipo será utilizado para trasladar al paciente a diferentes ambientes dentro de la unidad de salud. Seguidamente se realiza un esquema del mecanismo para identificar las secciones que son parte del mismo y los movimientos que puede realizar.

3.3 Diseño mecánico de la camilla

Se plantea varias soluciones para la estructura y los mecanismos de las secciones de la camilla, para la bipedestación y para el control de la altura de la misma; después de realizar una evaluación de cada una se selecciona la mejor para el diseño final. Se diseña también el sistema de sujeción, para mantener al paciente en contacto la camilla.

Simultáneamente se seleccionan los materiales que cumplan las características adecuadas para la construcción de la estructura, se establecen las restricciones de movimiento, las cargas presentes en el sistema. Se realizan los análisis para obtener el factor

de seguridad y se calcula el torque necesario para el cambio de nivel de la camilla, así como también para elevar o cambiar de posición las demás secciones articuladas de la camilla.

3.4 Diseño electrónico del equipo

Una vez finalizado el diseño mecánico se realiza el diseño electrónico que cumpla los criterios de la camilla. Conociendo el valor de cada torque calculado en nuestro diseño mecánico, se selecciona los actuadores eléctricos que satisfagan estas condiciones de diseño; se escoge también el controlador que comanda a los mismos.

Se elabora el flujograma de procedimientos que será luego plasmado en la programación del controlador; además se selecciona el sistema de batería del equipo y se diseña el mando para uso del terapeuta.

Para finalizar, se crea un instructivo para facilitar el uso del equipo por parte de los empleados de salud.

3.5 Planos

Partiendo del diseño mecánico y el diseño electrónico de la camilla, se elaboran los planos respectivos para que sea posible su construcción.

3.6 Construcción

Al final de nuestro desarrollo se procede a la construcción y ensamblaje de los diferentes sistemas con los que cuenta la camilla. Se construye el mando para operar el equipo y se integran todos los sistemas, dando como resultado la camilla para bipedestación y movilización temprana de pacientes.

3.6 Pruebas

Con el prototipo construido se realizan pruebas para comprobar el correcto funcionamiento de los mecanismos, accionamientos y sistemas. Se revisa que la camilla funcione correctamente con el paciente en ella y se verifica que se logre todas las posiciones requeridas.

CAPÍTULO IV

DISEÑO MECÁNICO DEL PROTOTIPO

4.1 Especificaciones del sistema

Antes de proceder con el diseño de la camilla, se realiza una investigación sobre los ángulos y posiciones que se utilizan para la movilidad y bipedestación precoz; se recopila información sobre las medidas del fémur en relación a la estatura de personas adultas. Se entrevista a profesionales del área de terapia física con el fin de conocer los procedimientos que aplican en estos casos y así determinar las necesidades que se presentan en pacientes y terapeutas durante la terapia.

A continuación, se muestran las características que debe tener el dispositivo a diseñarse, para satisfacer las necesidades que se presentan durante los procesos de rehabilitación (Anexo 1).

- Ser trasladada con facilidad.
- Soportar un peso máximo de 100 kg.
- Debe contar con un sistema de sujeción para el paciente.
- Levantar la espalda y las piernas hasta un ángulo de 45°.
- Realizar bipedestación.
- Altura regulable.
- Sistema de control con un mando para el terapeuta.

Para definir el tamaño de las secciones de la camilla se toma en cuenta que la única sección crítica es sobre la que va el fémur del paciente, ya que de esta depende que se pueda realizar correctamente la flexión de las rodillas; es importante que la medida de esta sección esté diseñada según la estatura promedio de los ecuatorianos, siendo las mujeres las del promedio más bajo con 145 cm estatura (Vida y Salud, 2010).

Calculamos el tamaño del fémur con relación al promedio de estatura de una persona antes mencionado, según las siguientes fórmulas.

Según las fórmulas de Pearson (Martínez Navarro & Turégano García, 2015):

– Para mujeres.

Ecuación 2 Relación entre la estatura y el fémur para mujeres, según Pearson.

$$Estatura (cm) = 1,94 \times Longitud\ del\ fémur (cm) + 72,84$$

Despejando la Longitud del fémur y reemplazando el valor de la estatura:

$$Longitud\ del\ fémur (cm) = \frac{Estatura (cm) - 72,84}{1,94}$$

$$Longitud\ del\ fémur (cm) = \frac{145cm - 72,84}{1,94}$$

Donde se obtiene:

$$Longitud\ del\ fémur (cm) = 37,2\ cm$$

– Para hombres.

Ecuación 3 Relación entre la estatura y el fémur para hombres, según Pearson.

$$Estatura (cm) = 1,88 \times Longitud\ del\ fémur (cm) + 81,31$$

Despejando la Longitud del fémur y reemplazando el valor de la estatura:

$$Longitud\ del\ fémur (cm) = \frac{Estatura (cm) - 81,31}{1,88}$$

$$Longitud\ del\ fémur (cm) = \frac{145cm - 81,31}{1,88}$$

Donde se obtiene:

$$\text{Longitud del fémur (cm)} = 33,9 \text{ cm}$$

Según las fórmulas de Trotter y Glewser (Gómez & Maestro, s.f.):

– Para mujeres.

Ecuación 4 Relación entre la estatura y el femur para mujeres, según Trotter y Glewser.

$$\text{Estatura (cm)} = 2,47 \times \text{Longitud del fémur (cm)} + 54,10$$

Despejando la Longitud del fémur y reemplazando el valor de la estatura:

$$\text{Longitud del fémur (cm)} = \frac{\text{Estatura (cm)} - 54,10}{2,47}$$

$$\text{Longitud del fémur (cm)} = \frac{145\text{cm} - 54,10}{2,47}$$

Donde se obtiene:

$$\text{Longitud del fémur (cm)} = 36,8 \text{ cm}$$

– Para hombres.

Ecuación 5 Relación entre la estatura y el femur para hombres según Trotter y Glewser.

$$\text{Estatura (cm)} = 2,38 \times \text{Longitud del fémur (cm)} + 61,41$$

Despejando la Longitud del fémur y reemplazando el valor de la estatura:

$$\text{Longitud del fémur (cm)} = \frac{\text{Estatura (cm)} - 61,41}{2,38}$$

$$\text{Longitud del fémur (cm)} = \frac{145\text{cm} - 61,41}{2,38}$$

Donde se obtiene:

$$\text{Longitud del fémur (cm)} = 35,1 \text{ cm}$$

Para el diseño de la sección crítica de la camilla seleccionamos el menor de los resultados obtenidos anteriormente, siendo este 34 cm.

4.2 Esquema cinemático

La figura 8 muestra el esquema cinemático de la camilla en el cual podemos identificar las partes que conforman la misma.

- Base (1)
- Sistema de elevación (2)
- Soporte bipedestación (3)
- Sistema flexión de rodillas (4)
- Sistema bipedestación (5)
- Sistema elevación espaldar (6)
- Barras de soporte miembros inferiores (7)
- Barra de soporte tronco (8)

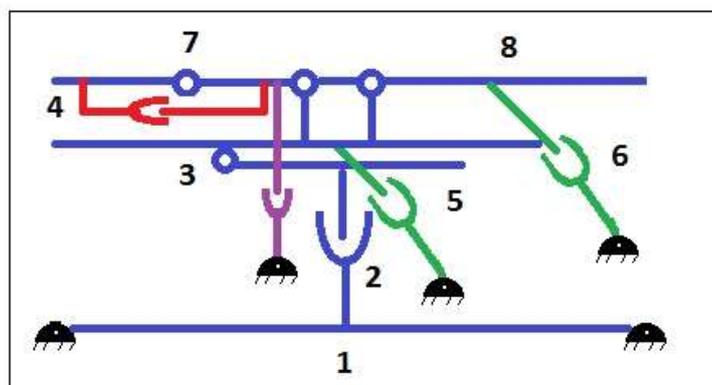


Fig. 8 Esquema cinemático.

El primer sistema en definirse es el sistema de elevación de la camilla, una vez seleccionado dicho sistema se realiza la selección del modelo 3D.

4.3 Evaluación y selección del sistema de elevación

Partiendo de la investigación realizada y de los requerimientos que debe cumplir el sistema de elevación dentro de la estructura de la camilla se realiza la evaluación de los sistemas antes mencionados.

Requisitos del sistema de elevación:

- El sistema debe contar con todos los puntos de apoyo fijos con respecto a la superficie de la camilla.
- El sistema no debe ubicarse en los extremos de la camilla.
- El desplazamiento vertical que realice será de 30 cm aproximadamente.
- El mantenimiento del sistema no debe ser complejo.
- Debe brindar estabilidad al momento de realizar la bipedestación.

Criterios de evaluación:

- Peso.
- Robustez.
- Estabilidad para bipedestar.
- Mantenimiento.
- Ubicación

Luego de haber estudiado las diferentes opciones para el diseño del sistema de elevación de la camilla se realiza la tabla comparativa 6; en la misma se encuentran valorados en una escala entre 1 y 10 los diferentes sistemas propuestos, siendo 10 el más apropiado. Esta tabla permite seleccionar el sistema óptimo y adecuado para implementar en el diseño de la camilla.

Tabla 7 Análisis de los sistemas de elevación propuestos.

Sistemas de elevación			
Características	Tipo tijeras	Columna de elevación	Barras en paralelo
Peso	7	9	7
Robustez	7	9	6
Estabilidad para bipedestiar	6	9	6
Mantenimiento	9	8	9
Ubicación	7	9	7
TOTAL	36	44	35

De esta manera se determina que el sistema de elevación a utilizarse en la camilla es el que se compone por una columna de elevación.

4.4 Modelo 3D

Partiendo del diagrama cinemático y del sistema de elevación seleccionado para la camilla se realiza el modelo en 3D que muestra la figura 20.

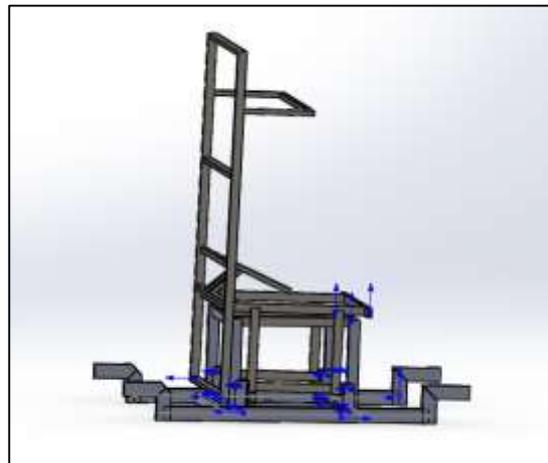


Fig. 20 Modelo CAD de la estructura de la camilla.

Para el diseño de este modelo se utiliza el software SolidWorks 2014, siendo esta una herramienta muy completa para el proceso de producción. Este entorno de trabajo ayuda al diseño preliminar, así también sus herramientas de simulación son un gran apoyo para la validación del modelo del prototipo de la camilla

En el anexo se encuentran los planos detallados para la construcción de la estructura del prototipo.

4.5 Selección de materiales

Para seleccionar los materiales con los que se va a construir la estructura de la camilla se evalúan los requerimientos que estos deben cumplir para satisfacer las necesidades de la misma; entre los más importantes a considerar está la rigidez, peso y costo del material.

Rigidez: La estructura de la camilla estará sometida a la carga distribuida del paciente que, según la relación entre el promedio más alto de la estatura de los ecuatorianos y su peso ideal, estaría aproximadamente en 65 kg (Vida y Salud, 2010). Por este motivo se requiere un material que dentro del ensamblaje se mantenga estable y no se deforme.

Peso: La estructura de la camilla necesita tener estabilidad y robustez al momento de que esta ponga al paciente en posición bípeda, al mismo tiempo necesita que las secciones de la camilla que realizan los demás movimientos articulares sean livianas para facilitar el desplazamiento de las mismas.

Costo: Es importante que la camilla se puede implementar a un bajo costo y así hacer de este un producto de fácil acceso para los pacientes y los centros de rehabilitación.

La tabla comparativa 7 muestra a continuación las propiedades de los materiales que cumplen las características necesarias para la implementación de la estructura de la camilla.

Tabla 8 Características de los materiales seleccionados

Materiales seleccionados			
Material	Resistencia a la tracción (MPa)	Peso específico (g/cm ³)	Costo
Acero ASTM A500	400	7,85	Medio
Aluminio 6005	255	2,71	Alto

Fuente: (Aceros Otero, s.f.), (Grupo Inalsa, 2014), (SABATER FUNDIMOL, 2014).

Una vez analizados los requerimientos y las características de los materiales, se determina que se utilizará los 2 materiales de la tabla 7. El aluminio para las rejas de las secciones del espaldar y las piernas, y el acero para el resto de la estructura.

Se selecciona el Aluminio de la serie 6005 y el acero de la serie ASTM A500 que cumplen los requerimientos del diseño de la estructura y son accesibles en el país.

4.6 Análisis de cargas

Para el análisis de la carga se toma en cuenta el peso máximo que debe soportar el prototipo y se aplica la carga como muestra la figura 21.

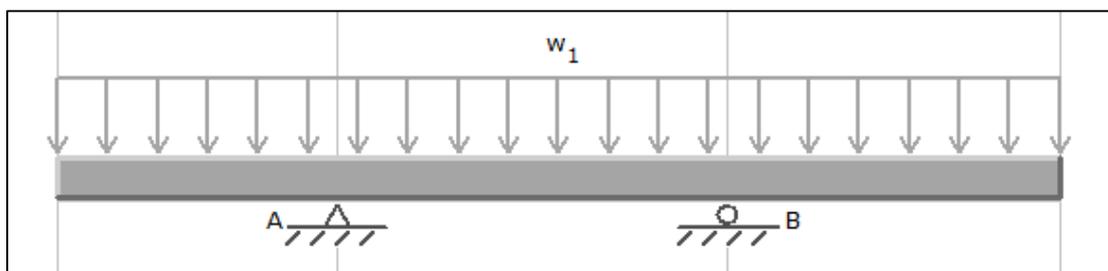


Fig. 21 Carga distribuida y reacciones.

En donde $W1 = 464,2 \text{ N/m}$, es la carga distribuida máxima del paciente sobre la camilla; A y B son las reacciones que se ejercen en el punto inicial y final de apoyo respectivamente.

4.6.1 Cálculo de reacciones y momentos

Se realiza el cálculo de las reacciones y los momentos presentes en la estructura. La figura 22 muestra el diagrama de cortes y la figura 23 el diagrama de momentos.

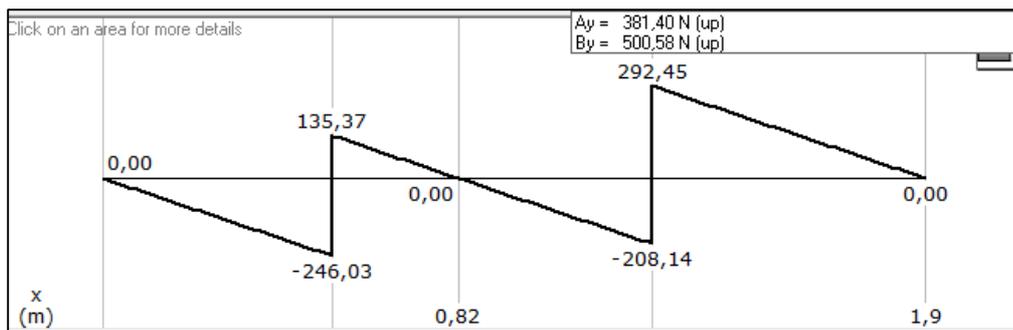


Fig. 22 Diagrama de cortes.

Como se observa en la figura 22, la reacción en A es de 381,40 N y en B de 500,58 N.

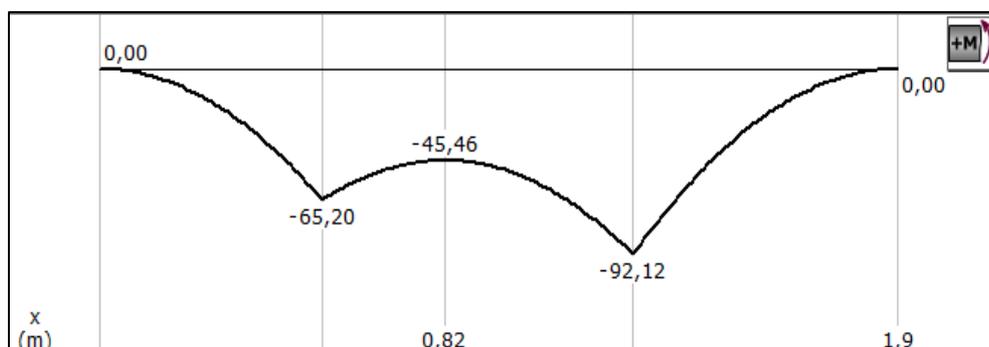


Fig. 23 Diagrama de momentos.

Se realiza el cálculo del factor de seguridad para la sección más crítica de la camilla para luego validar el cálculo realizado mediante software. Primero se calcula el esfuerzo que soporta la viga de la sección crítica sabiendo que en ese punto se produce un momento de 157,456 [Nm].

Para calcular el esfuerzo se necesita conocer el módulo de sección de la barra, el mismo que se muestra a continuación:

Ecuación 6 Módulo de sección para una sección rectangular

$$S = \frac{b \times h^2}{6}$$

Fuente: (Mott, 2000)

Los datos para la barra son los siguientes:

$$b = 0,05 \text{ [m]}$$

$$h = 0.025 \text{ [m]}$$

Aplicando la ecuación 6 se tiene:

$$s = \frac{0,05 \times 0,025^2}{6}$$

$$s = 0,0000052 \text{ [m]}^3$$

Ahora se calcula el esfuerzo con la siguiente ecuación:

Ecuación 7 Esfuerzo por flexión

$$T = MA / s$$

Fuente: (Mott, 2000)

Reemplazando por los valores antes obtenidos se tiene:

$$T = 157,456 \text{ [Nm]} / 0,0000052 \text{ [m]}^3$$

$$T = 30,28 \text{ [MPa]}$$

Para obtener el factor de seguridad en la sección crítica se utiliza la siguiente fórmula:

Ecuación 8 Factor de seguridad

$$n = S_y / T$$

Fuente: (Mott, 2000)

Se conoce que la resistencia a la fluencia del acero ASTM A500 es $S_y = 320$ [MPa]; si se reemplaza este valor y el del esfuerzo se tiene:

$$n = 320 \text{ [MPa]} / 30,28 \text{ [MPa]}$$

$$n = 10,57$$

Siendo este el factor de seguridad en el punto más crítico.

4.7 Análisis de la estructura

El análisis de la estructura se realiza mediante el método de elementos finitos, el cual ayuda a la resolución de diferentes problemas con cierto grado de complejidad. Se realiza un análisis estático con la ayuda del complemento de simulación de SolidWorks, con esto se obtiene la concentración de esfuerzos, la deformación y el factor de seguridad de la camilla.

Para realizar el análisis estático se inicia asignando en el software el material correspondiente a cada una de las piezas que conforman la estructura de la camilla. Se configura los conectores presentes en el mecanismo y se crean contactos globales

Una vez realizadas estas configuraciones se procede con la aplicación de sujeciones para restringir el movimiento del mecanismo según las referencias correspondientes; se coloca también la carga distribuida de 90 kg (ver Fig. 24).

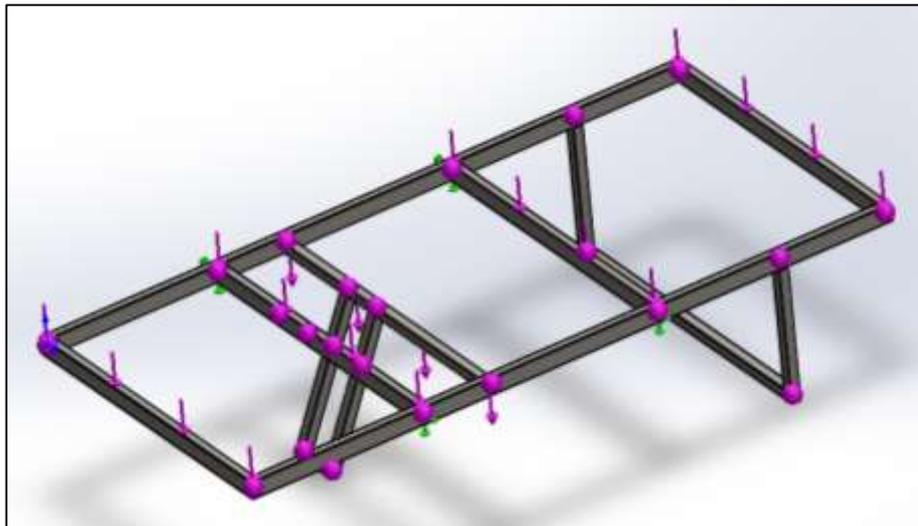


Fig. 24 Sujeciones y cargas aplicadas.

Se continúa realizando el mallado como se muestra en la figura 25.

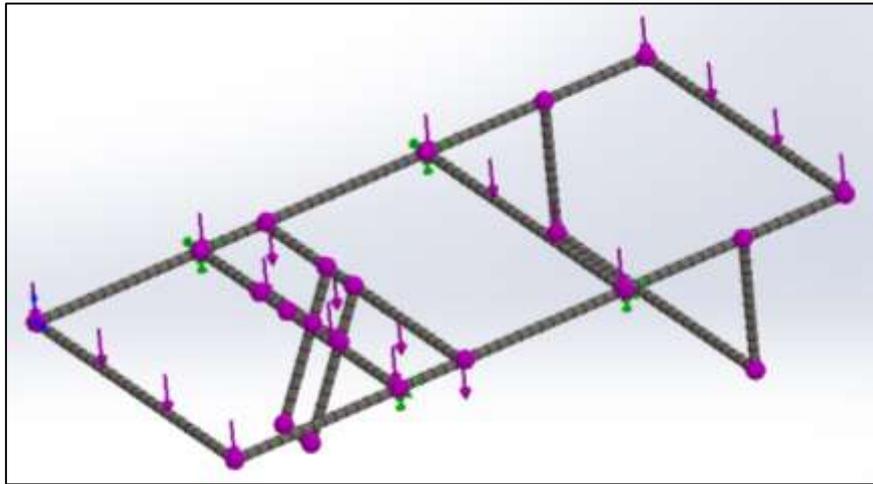


Fig. 25 Estructura mallada.

En la figura 26 podemos observar los resultados del estudio realizado a la sección crítica de la camilla en el cual muestra que cuenta con un factor de seguridad de 10.

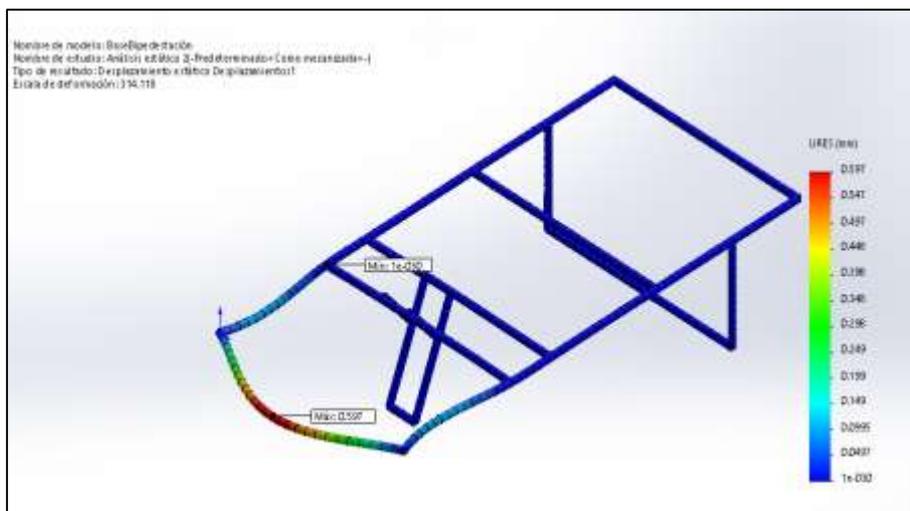


Fig. 26 Factor de seguridad.

Con esto queda validada la simulación con los cálculos en la sección crítica y a continuación, en las figuras de la 27 a la 36, se muestran los resultados del factor de seguridad para los demás mecanismos de la camilla.

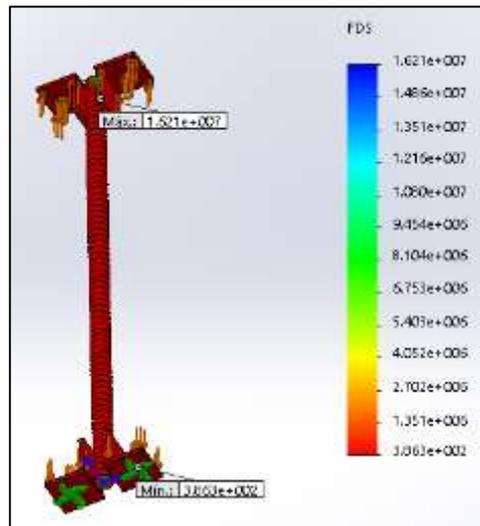


Fig. 27 Factor de seguridad base

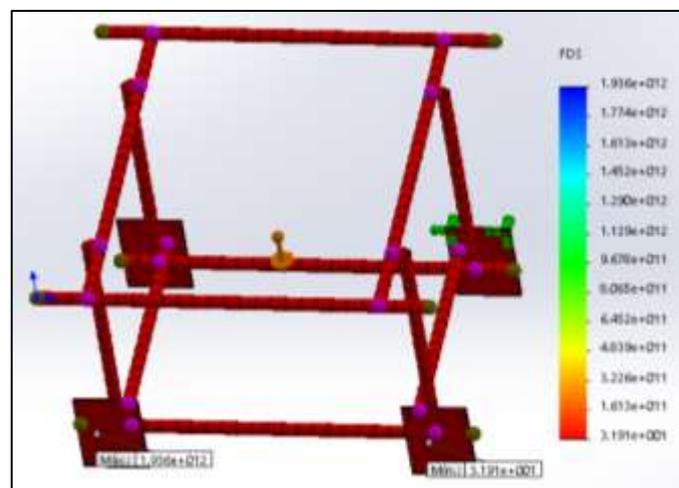


Fig. 28 Factor de seguridad sistema de elevación

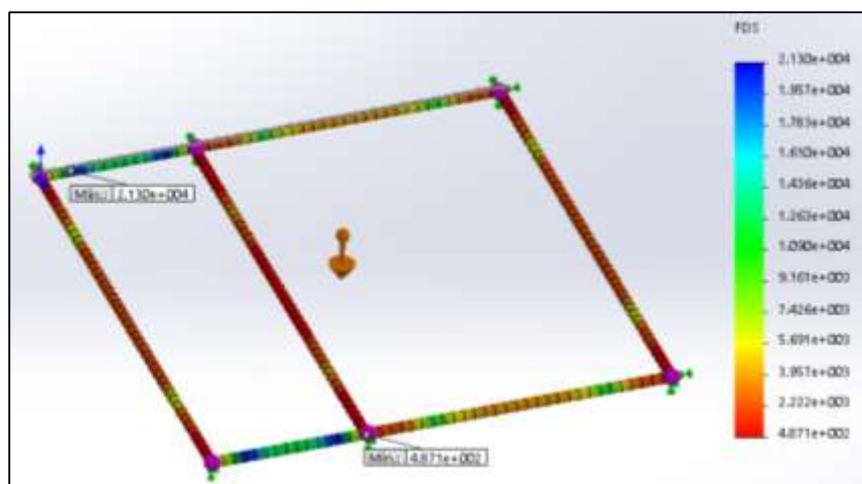


Fig. 29 Factor de seguridad espaldar

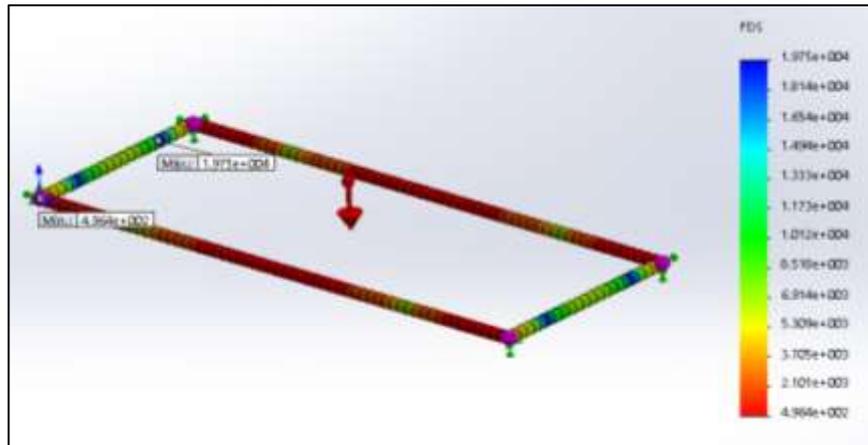


Fig. 30 Factor de seguridad sección femur

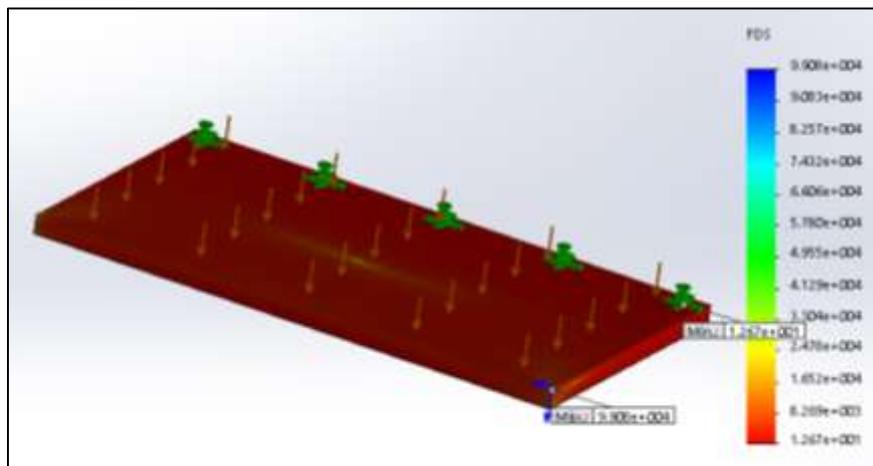


Fig. 31 Factor de seguridad Pies

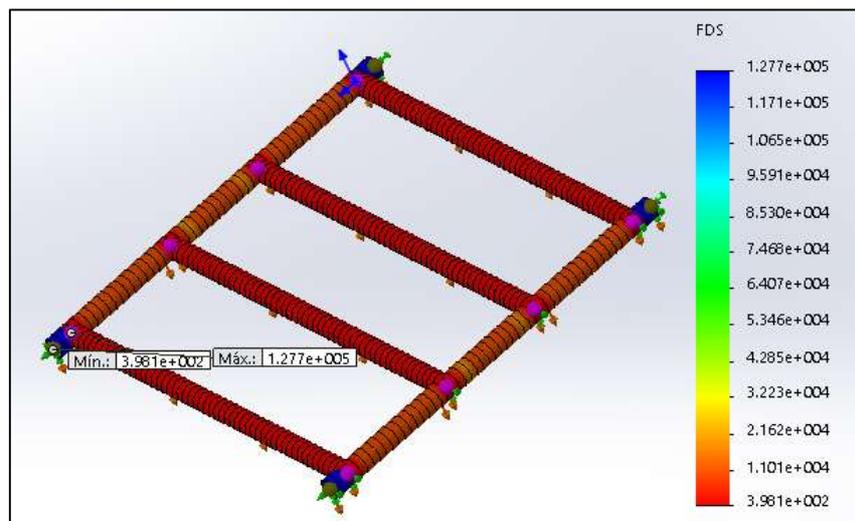


Fig. 32 Factor de seguridad rejilla espaldar

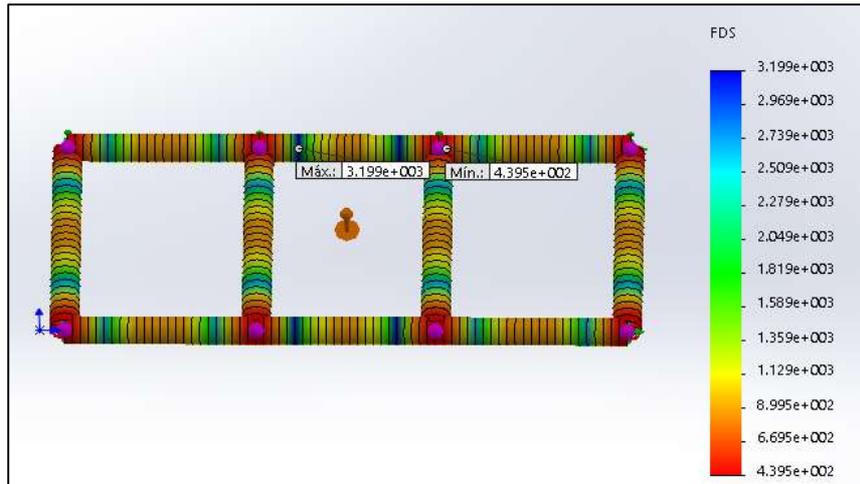


Fig. 33 Factor de seguridad rejilla femur

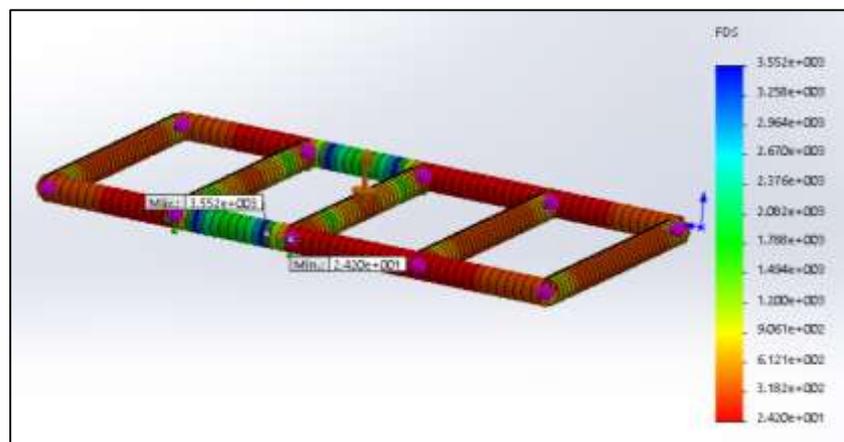


Fig. 34 Factor de seguridad rejilla tibia y peroné

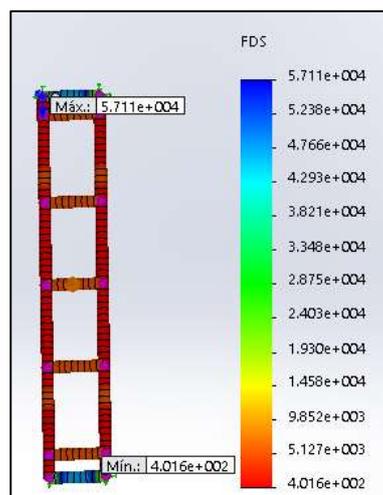


Fig. 35 Factor de seguridad sección fija

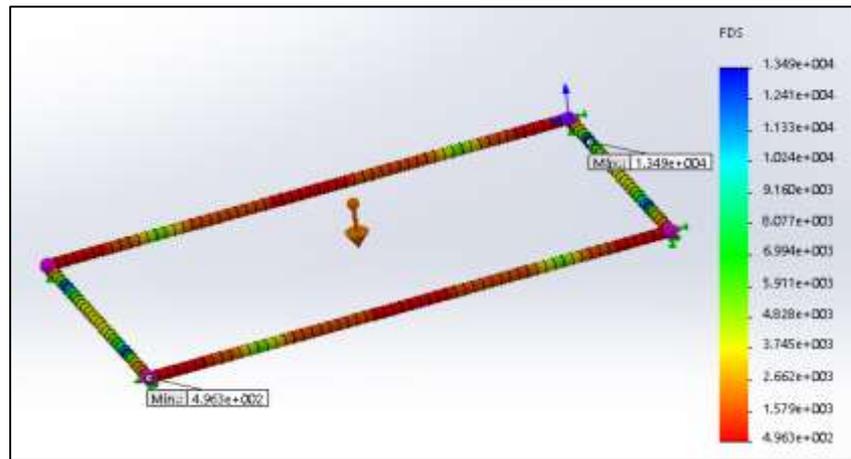


Fig. 36 Factor de seguridad tibia y peroné

CAPÍTULO V

DISEÑO ELECTRÓNICO DEL PROTOTIPO

El presente capítulo abarca el diseño y la construcción del sistema electrónico de la camilla, la selección de los actuadores lineales y el sistema de control.

5.1 Evaluación y selección del actuador lineal

Las diferentes necesidades del sistema permiten evaluar los actuadores antes mencionados, las mismas que se detallan a continuación.

- Limpieza.
- Precisión.
- Fácil mantenimiento.
- Optimización del espacio.
- Fácil de trasladar.
- Facilidad para ser controlado.

Una vez estudiado las características de los diferentes tipos de actuadores lineales se realiza la tabla comparativa 8, en la que se evalúa el cumplimiento de los requerimientos de cada actuador para el diseño de la camilla; de esta manera se determinará el tipo de actuador a utilizar para los diferentes movimientos y la bipedestación de la misma.

En la tabla 9 se encuentran valorados estos requerimientos en una escala entre 1 y 10, siendo 10 el más conveniente.

Tabla 9 Análisis de los actuadores lineales propuestos.

Actuadores lineales			
Características	Neumáticos	Hidráulicos	Eléctricos
Limpieza	8	7	10
Precisión	7	7	9
Fácil mantenimiento	8	7	10
Optimización del espacio	7	6	9
Fácil de trasladar	6	6	10
Facilidad para ser controlado	8	8	9
TOTAL	44	41	57

Según lo evaluado en la tabla 9 el actuador que se utilizará para el diseño de la camilla será el actuador lineal eléctrico, el mismo que será el encargado de efectuar los movimientos en las diferentes articulaciones de la camilla.

5.2 Características de los actuadores para el diseño de la camilla

Según el diseño de la estructura de la camilla se necesitarán dos grupos diferentes de características de deben cumplir los actuadores eléctricos seleccionados para el control de los movimientos de la misma.

Para la bipedestación y para la variación de la altura del sistema se necesitan actuadores que tengan una carrera de 400mm y a su vez que cumplan con la carga determinada en cada movimiento.

Se selecciona los actuadores lineales de la marca ECO-WORTHY cuyas especificaciones se encuentran en la tabla 10.

Tabla 10 Especificaciones actuador lineal eco-worthy

Especificaciones	
Tipo	12V 16 pulgadas
Longitud de carrera (S)	400MM
Voltaje	12V
Longitud de carrera (pulgadas)	16inches
Min. Distancia de instalación (RL)	$RL = S + 105MM$
Distancia mínima de instalación	18.51inches
Corriente de arranque (sin carga)	0.8A
Corriente mínima	0.8A
Corriente máxima	3 A
Max. Carga	Empuje 1500N, 1200N Tire
Ciclo de trabajo	15% (parada de 17 minutos después de trabajar continuamente 3 minutos)
temperatura de operación	-25 °C -65 °C
Clase de protección	IP54
Conector trasero	Sin rotación
Color	Plata

Fuente: (Eco-worthy, 2015).

Para los demás movimientos de la camilla como son elevación del espaldar, elevación de piernas y flexión de rodillas, se necesita que los actuadores eléctricos lineales tengan una carrera de 300mm y que cumplan con la carga determinada en cada posición antes mencionada.

Se realiza la selección de los actuadores lineales de la marca windynation los cuales cumplen las especificaciones que se muestran en la tabla 11.

Tabla 11 Especificaciones actuador lineal windynation

Parámetro	Especificación
Longitud de la carrera	2 " / 4" / 6 " / 8" / 12 " / 16" / 20 " / 30"
Voltaje de entrada	12 VDC
Carga máxima	225 lbs. (900N)
Velocidad de viaje	0,39 pulg./seg (10 mm / seg.)
Ciclo de trabajo	25%
Finales de carrera	Pre instalado
Engranajes	Engranajes del metal lubricadas
Resistencia al clima	IP65 (apto para uso en exteriores)
Material	6061 Aluminio Exterior
Orificios de montaje	5/16 "(8 mm) de diámetro
Diámetro del eje	0,79 "(20 mm)

Fuente: (Windynation, s.f.).

5.3 Control de los actuadores

Para controlar la salida y entrada del vástago del actuador es necesario contar con un sistema de inversión de giro para el motor de corriente continua, que es el que genera el movimiento dependiendo del sentido en el que gire.

Para la inversión de giro se utiliza un circuito inversor formado por dos módulos de relé para cada motor como se muestra en la figura 37, de esta manera depende el pulsador que se presione para que el vástago entre o salga generando el movimiento deseado en las diferentes secciones de la camilla.

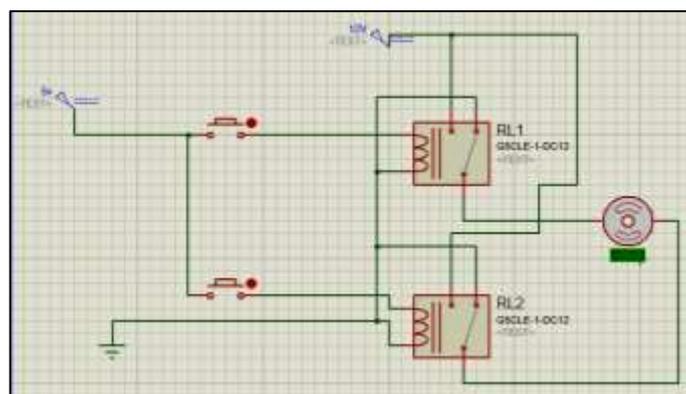


Fig. 37 Circuito inversor de giro motor DC.

Para el funcionamiento del diseño se utiliza una placa con módulos de relé, los mismos que se activan a 5 V y son capaces de manejar cargas de hasta 250 V y 10 A. Estos

relés se encuentran aislados utilizando optoacopladores a su entrada y cuentan con leds que indican el estado en el que se encuentran.

La figura 38 nos permite apreciar el circuito de funcionamiento de los módulos de relé, este circuito se repite para cada canal con el que cuente el módulo.

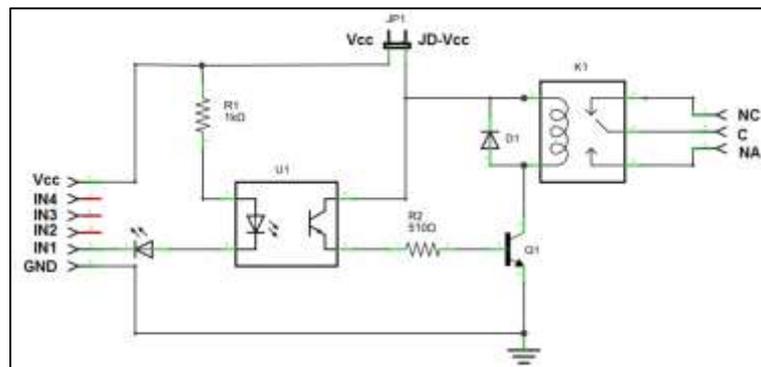


Fig. 38 Circuito de funcionamiento de un módulo de relés

Fuente: (Profe Tolocka, 2016).

Con este diseño se podrá controlar las diferentes posiciones de la camilla manualmente a través de pulsadores de acuerdo a las necesidades del paciente y del personal de salud a cargo de su tratamiento. Este prototipo cuenta también con posiciones predeterminadas para controlar la altura de la camilla y la posición del espaldar; para esto se utilizará una tarjeta controladora y sensores de distancia que se detallan a continuación.

5.3.1 Análisis y selección de la tarjeta

Una vez conocidas las diferentes características de las tarjetas Arduino mencionadas en el marco teórico, procedemos a seleccionar la que cumpla con los requisitos que necesita el sistema de control de la camilla.

Para ello se realiza una tabla comparativa entre las especificaciones de las tres tarjetas y las características que necesita cumplir el diseño.

Tabla 12 Análisis de las tarjetas Arduino propuestas.

Tarjetas Arduino			
Características necesarias	Nano	UNO	MEGA
21 E/S Digitales	NO	NO	SI
2 Entradas Analógicas	SI	SI	SI
Conexión fuente externa	NO	SI	SI

Luego de analizar los resultados que muestra la tabla comparativa 12, se escoge como tarjeta de control al Arduino MEGA ya que es la única tarjeta que cumple con todos los requerimientos para este diseño.

5.3.2 Evaluación y selección del sensor

El sistema presenta diferentes necesidades las cuales permiten evaluar la capacidad para responder ante ellas por parte de los sensores antes mencionados. A continuación, se detallan los criterios a tomar en cuenta para la selección del sensor.

- Rango de lectura entre 2cm - 80cm.
- Costo.
- Influencia de la superficie de censado sobre el sensor.
- Precisión.
- Complejidad para leer la distancia.

Partiendo de estos criterios se realiza la tabla comparativa 13, en ella se muestra el nivel de cumplimiento de cada necesidad por parte de los dos tipos de sensores que se encuentran detallados en el marco teórico.

Tabla 13 Análisis de los sensores de distancia.

Sensores de distancia		
Características necesarias	HC-SR04	SHARP GP2Y0A21YK0F
Rango de lectura entre 2cm- 80cm.	Si	No
Costo.	Bajo	Medio
Influencia de la superficie de censado sobre el sensor.	Baja	Baja
Precisión.	Alta	Alta
Complejidad para leer la distancia	Baja	Media

Según el análisis realizado en la tabla comparativa 13 el sensor a usar es el HC-SR04 ya que cumple con todos los requerimientos indicados para el desarrollo de este sistema.

5.4 Desarrollo del sistema de control

Para el sistema de control de la camilla se contará con un sistema en lazo abierto para el control manual de todas las posiciones y en paralelo un sistema en lazo cerrado para el control de la altura y la posición del espaldar.

5.4.1 Control en lazo abierto

El control en lazo abierto es solo un control de encendido-apagado, por ejemplo, para calentar una habitación un calentador eléctrico se enciende o se apaga (Bolton, Lomelí Díaz, & Grillo Giannetto, 2013).

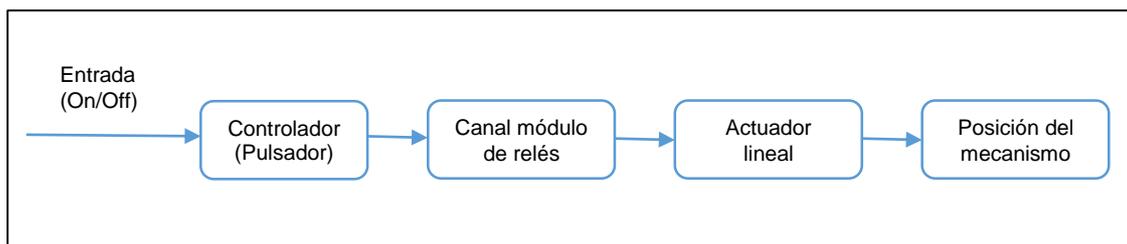


Fig. 39 Diagrama de bloques lazo abierto.

En la figura 39 se encuentra detallado el proceso que cumple el sistema de control en lazo abierto para el control de las posiciones de la camilla. Este diagrama de bloques nos indica que para controlar la posición de cada mecanismo se utiliza un pulsador que es el que controla el funcionamiento de su canal asignado en el módulo de relés, permitiendo que este se active o no.

Para el control de cada actuador lineal se utilizan dos pulsadores conectados cada uno a su respectivo canal y la salida de cada canal conectado a uno de los cables de conexión del actuador lineal. De esta manera un pulsador provoca la salida del vástago del actuador y el otro genera la entrada del mismo.

5.4.2 Control en lazo cerrado

En los sistemas de control en lazo cerrado, el controlador se usa para comparar la salida de un sistema con la condición requerida y convertir el error que resulta en una acción de control diseñada para reducir el error (Bolton, Lomelí Díaz, & Grillo Giannetto, 2013).

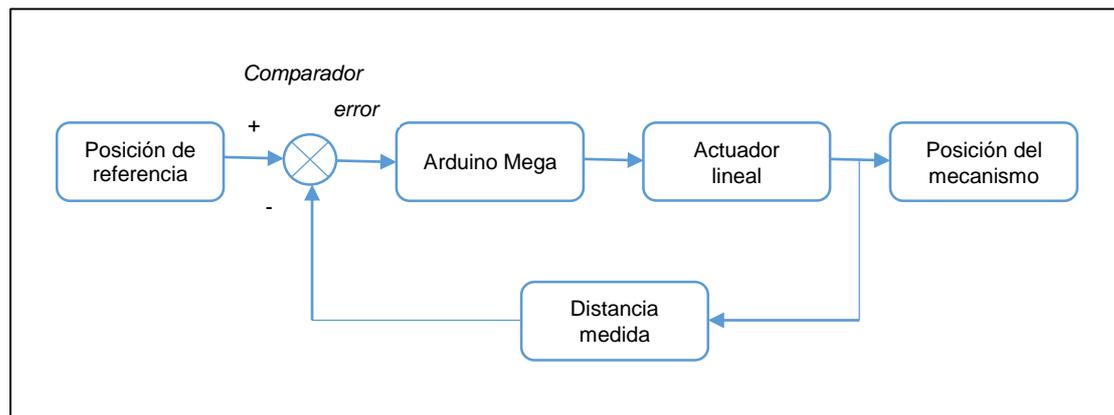


Fig. 40 Diagrama de bloques lazo cerrado.

La figura 40 muestra el diagrama del proceso que cumple el control en lazo cerrado para la altura y la posición del espaldar. La gran diferencia es que este sistema cuenta con una retroalimentación a través del sensor de distancia que es el que censa y envía esta señal al controlador para que sea comparada con la posición de referencia seleccionada mediante el teclado. Así se logra que el actuador llegue a la posición requerida que se encontraba predeterminada en el programa de control.

5.4.3 Ecuaciones de los sensores

La camilla cuenta con dos sensores HC-SR04 para la retroalimentación, como se mencionó en el control de lazo cerrado. Se procede a tomar datos experimentales de los dos sensores; distancia a la salida de los sensores, la altura de la camilla y el ángulo al que se encuentra el espaldar de la misma. Los resultados se muestran a continuación en las tablas 14 y 15.

Tabla 14 Valores experimentales del sensor 1.

Datos experimentales		
No	Distancia medida por el sensor 1 (cm)	Altura de la camilla (cm)
1	40	66
2	50	76
3	60	86
4	65	91
5	70	96
6	75	101

A partir de los datos contenidos en la tabla 14, la figura 41 muestra la gráfica del sensor 1.

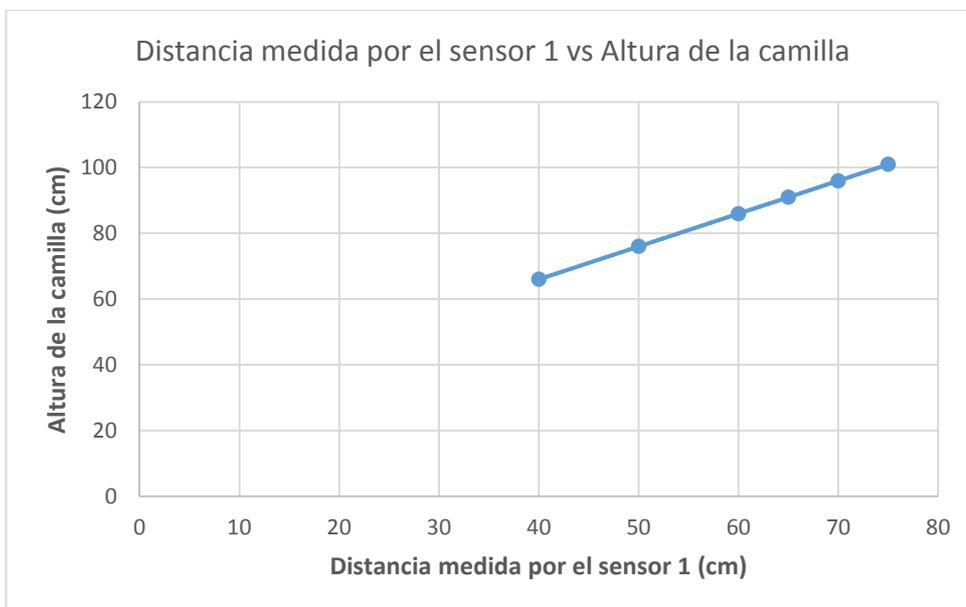


Fig. 41 Gráfica del sensor 1.

El cálculo de la ecuación de la recta del sensor 1 se realiza a partir de dos puntos de referencia, en este caso se toma el punto inicial y el final que se encuentran en los datos experimentales de la tabla 14.

Con los puntos de referencia se determina la pendiente de la recta:

$$m_l = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}$$

$$m_l = \frac{101-66}{75-40}$$

Obteniendo como resultado:

$$m_l = 1$$

Con este podemos obtener la ecuación de la recta de la siguiente forma:

$$y - y_l = m_l(x - x_l)$$

Despejando y:

$$y = m_l(x - x_l) + y_l$$

Reemplazando:

$$y = 1(x - 40) + 66$$

Ecuación 9 Distancia sensor 1

$$y = x + 26$$

Donde x es la distancia medida por el sensor 1 e y la altura de la camilla.

Tabla 15 Valores experimentales del sensor 2.

Datos experimentales		
No	Distancia medida por el sensor 2 (cm)	Ángulo del espaldar (°)
1	2	0
2	5	30
3	8	45
4	15	60

A partir de los datos contenidos en la tabla 15, la figura 42 muestra la gráfica del sensor 2.

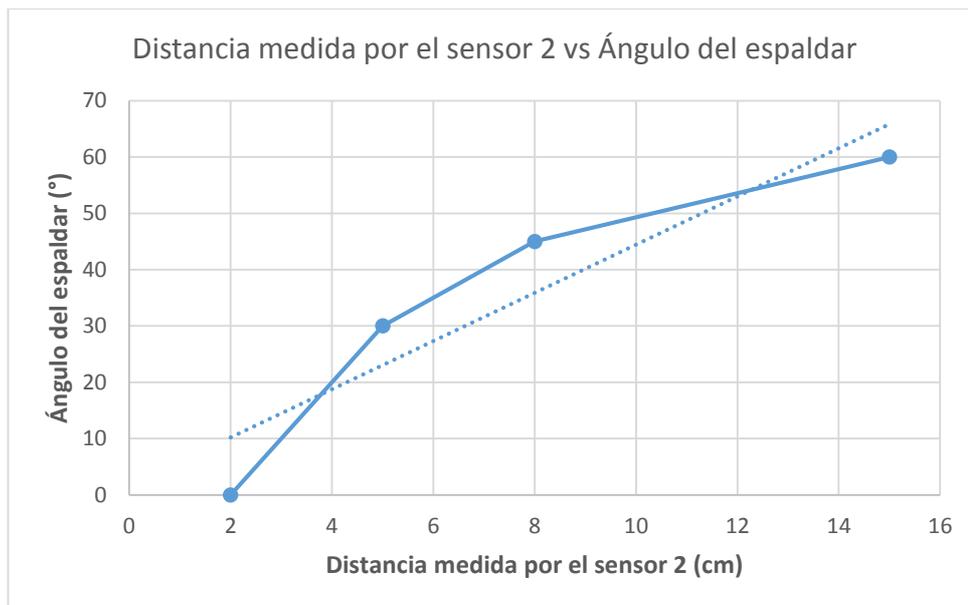


Fig. 42 Gráfica del sensor 2.

Como las posiciones predeterminadas solamente son cuatro se realizará en el programa de control una serie de comparaciones entre el valor de distancia medido y la distancia predeterminada para los ángulos necesarios según se muestra en la tabla 15.

Para cumplir con las posiciones predeterminadas primero se cambia la posición del switch de manual a automático, se selecciona mediante el teclado si se desea controlar el espaldar o la altura y la posición a la cual se desea que se coloque la sección seleccionada; la tarjeta controladora con ayuda de los sensores mide la distancia y compara la distancia a la que se encuentra la camilla con la requerida y activa los actuadores para que ingrese o salga el vástago dependiendo del caso hasta lograr la posición especificada por el usuario.

5.4.4 Programación de la tarjeta arduino

Para programar el Arduino Mega se utiliza el lenguaje propio de esta tarjeta el cual se escribe en el entorno de programación también llamado Arduino. En este entorno se pueden incorporar diferentes librerías para la fácil programación e interacción con teclados numéricos, pantallas LCD, diferentes tipos de sensores, adaptándose a las necesidades del presente proyecto.

Es sencillo de programar y se puede integrar a simuladores como Proteus para realizar pruebas y ver los resultados que se obtienen en la fase de diseño del sistema de control.

El código completo implementado en la tarjeta controladora Arduino Mega se encuentra en el anexo 2.

CAPÍTULO VI

CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

En este capítulo se encuentra el proceso de construcción y ensamblaje de la estructura de la camilla y la integración de todos los sistemas en conjunto para así ponerla en funcionamiento.

Las piezas fueron fabricadas en colaboración con personal técnico capacitado en los diferentes procesos de manufactura que se utilizaron para obtener el prototipo.

6.1 Construcción del sistema mecánico

Se construye cada pieza de la estructura de la camilla por separado para su posterior ensamblaje.



Fig. 43 Base general y base para la bipedestación.

Se inicia por la construcción de la base general de la camilla, parte del sistema de elevación y la base para la bipedestación (ver Fig. 43); para ello se utiliza tubos rectangulares del acero seleccionado.

La figura 44 muestra el sistema de elevación construido en su totalidad formado por su base, la sección móvil telescópica, las rieles y los rodachines.



Fig. 44 Sistema de elevación.

Se continúa con la construcción del espaldar y las secciones para las piernas, así también se integra todo esto a la sección fija y el conjunto completo de las secciones se ensamblan en la base para la bipedestación (ver Fig. 45).



Fig. 45 Secciones para el espaldar y las piernas.

Luego se fabrican la base para los pies, la cabecera de la camilla y el forro del sistema de elevación (ver Fig. 46), estas piezas se construyen de aluminio al igual que las rejas que se colocan sobre las secciones de la camilla donde irá el colchón y sobre este el paciente.

Con esto se finaliza la construcción de las piezas, las mismas que están listas para ser ensambladas.



Fig. 46 Ensamblaje preliminar de la camilla.

6.2 Ensamblaje de la estructura de la camilla

La figura 47 muestra el ensamblaje final de todas las piezas que forman la estructura de la camilla.



Fig. 47 Ensamblaje final de la estructura de la camilla.

6.3 Fabricación del sistema electrónico

Se fabrican los circuitos electrónicos que complementaran a los componentes que se adquieren fabricados como son los módulos de relé y la tarjeta Arduino Mega. La figura 48 muestra la tarjeta de control para la LCD, la tarjeta del indicador de carga de la batería y el sistema de transformación de 12 V a 5 V.



Fig. 48 Circuitos electrónicos fabricados.

Se colocan los módulos de relé en el tablero de control dentro del sistema de elevación de la camilla, así mismo se colocan en ese lugar la tarjeta de transformación de 12 V a 5 V. La figura 49 muestra la caja del mando con el cual se controla las posiciones de la camilla y dentro de este se encuentra la tarjeta Arduino y las tarjetas para el control de la LCD y el indicador de carga de la batería.



Fig. 49 Caja del mando de control.

6.4 Pruebas de funcionamiento

Una vez implementados todos los sistemas de la camilla se procede a realizar las pruebas de funcionamiento de la misma. Para esto se realizan las siguientes pruebas.

- Posicionamiento del espaldar.
- Posicionamiento del sistema de elevación.
- Funcionamiento del control manual.

Las tablas 16 y 17 muestran las mediciones del posicionamiento de las diferentes secciones de la camilla a ciertos ángulos predeterminados y el error que se encuentra en los mismos.

Tabla 16 Mediciones del posicionamiento del espaldar a 45°.

Mediciones del posicionamiento a 45°		
N°	Ángulo	Error Absoluto
1	45	0
2	43	2
3	46	1
4	47	2
5	44	1
6	46	1

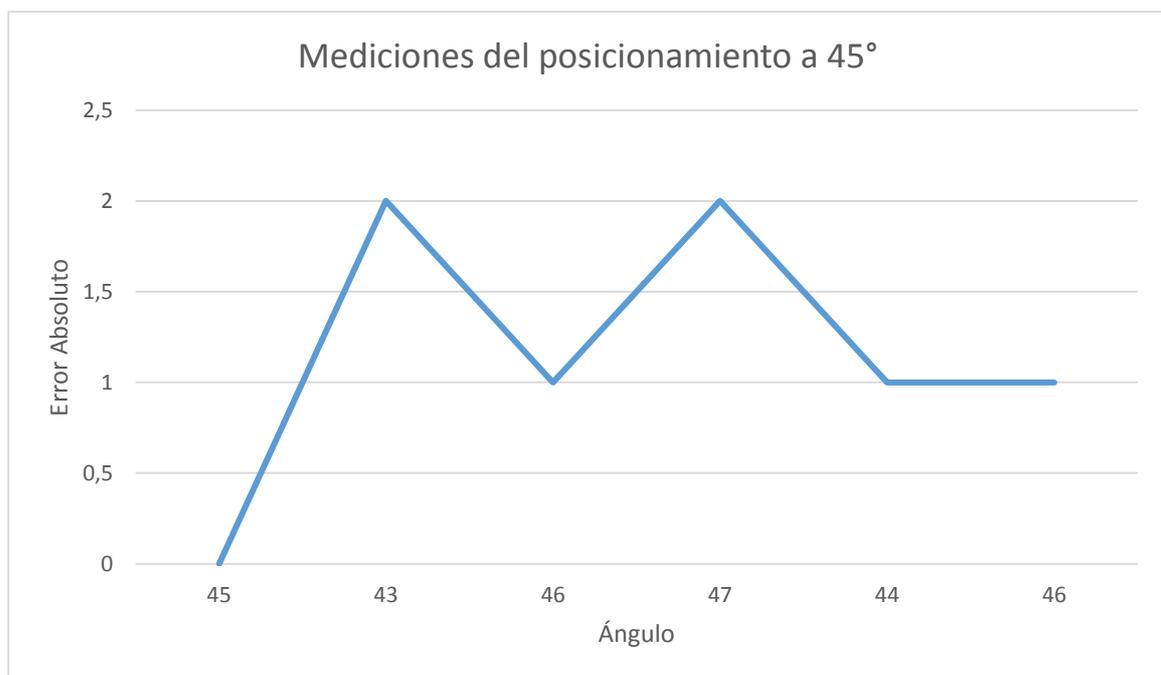


Fig. 50 Mediciones del posicionamiento a 45°

Tabla 17 Mediciones del posicionamiento de la altura a 80cm.

Mediciones del posicionamiento a 80cm		
N°	Distancia	Error Absoluto
1	81	1
2	81	1
3	78	2
4	79	1
5	81	1
6	80	0

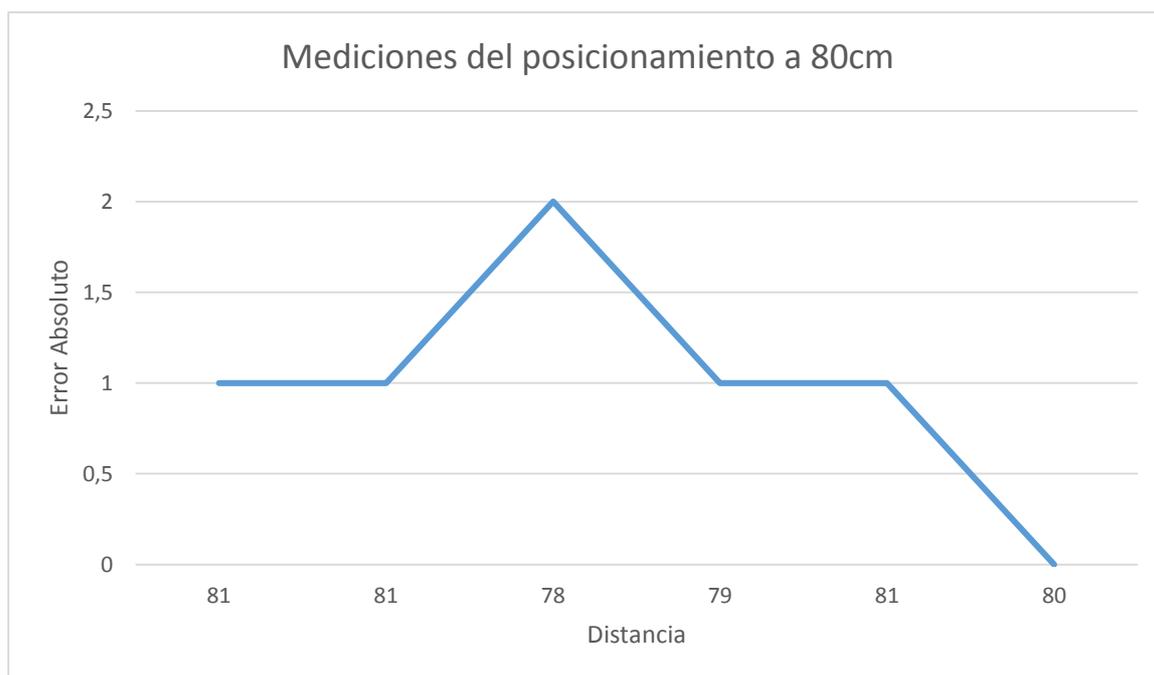


Fig. 51 Mediciones del posicionamiento a 80cm

Según las tablas anteriores el error absoluto no supera los 2 puntos, esto hace que el sistema sea viable y eficiente para los fines requeridos.

Se realizan las pruebas del control manual utilizando cada uno de los pulsadores para los diferentes movimientos y se comprueba que todos funcionan con normalidad facilitando así el trabajo al personal de salud el momento de la rehabilitación de un paciente usando esta camilla.

Se realiza la prueba de la bipedestación de la camilla contando con un profesional del área de fisioterapia y una paciente que sufre parálisis de sus extremidades superiores e inferiores a causa del síndrome de Guillain-Barré.

Se coloca a la paciente en la camilla y se procede a asegurarla con las correas de sujeción y luego a bipedestarla, llegando a colocarse la paciente a 90 grados con respecto del suelo. La paciente se siente cómoda y experimenta el poder estar en posición bípeda sin la ayuda de ninguna persona ayudando así a su pronta recuperación.

Con esto se demuestra el correcto funcionamiento de la camilla con el tipo de pacientes para el que fue diseñada.

CAPÍTULO VII

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1 Conclusiones

- Partiendo de los lineamientos y requerimientos de los pacientes y empleados de salud, se logró un diseño óptimo que cumpla todas estas necesidades siendo funcional y eficiente para las dos partes.
- Se realizó el diseño cinemático con lo que se identificó correctamente los mecanismos y secciones de la camilla.
- A partir del diseño mecánico de la estructura se identificó la sección crítica y se verificó que cumpla con el factor de seguridad correspondiente.
- Se realizó el sistema de control acorde a las necesidades; teniendo un sistema de lazo abierto y un sistema de lazo cerrado trabajando independientemente.
- Se puede trabajar en modo manual o automático con lo que se ahorra tiempo y esfuerzo por parte del personal de salud, mejorando así sus condiciones laborales.
- En la construcción de la estructura se utilizó materiales de fácil acceso en el país para mejorar las condiciones de industrialización de la camilla.
- El sistema superó todas las pruebas establecidas y así podrá prestar un servicio eficiente en las unidades de salud con sus diferentes movimientos y la posibilidad de ser trasladado a diferentes ambientes de las mismas.

7.2 Recomendaciones para futuras investigaciones

- Se puede fabricar mayor parte de la estructura de aluminio, u otro material resistente y liviano, para así lograr disminuir peso y facilitar más el desplazamiento de la camilla.

- Implementar otro tipo de posicionamiento automático para reducir el error absoluto de 2 puntos.
- Se puede mejorar el sistema de sujeción para que se adapte de mejor manera a las diferentes estaturas de los pacientes.
- Se puede implementar un control inalámbrico para no limitar la posición del empleado de salud con respecto al paciente el momento de modificar la posición de la camilla.

BIBLIOGRAFÍA

- AccuDIY. (2011). *HC-SR04 Ultrasonic Ranger Finder Manual*. Recuperado el 1 de Junio de 2016, de http://www.accudiy.com/download/HC-SR04_Manual.pdf
- Aceros Otero. (s.f.). *Acero Carbono ASTM A36*. Recuperado el 3 de Junio de 2016, de http://www.acerosotero.cl/planchas_acero_carbono_astm_a36.html
- Alvarez, R. (s.f.). *Cómo Medir Distancias con el Sensor Ultrasónico PING*. (TecBolivia) Recuperado el 1 de Junio de 2016, de <http://tecbolivia.com/index.php/articulos-y-tutoriales-microcontroladores/17-como-medir-distancias-con-el-sensor-ultrasonico-ping>
- Arduino. (2016). *¿Qué es Arduino?* Recuperado el 1 de Junio de 2016, de <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>
- Arduino. (2016). *Arduino MEGA 2560*. Recuperado el 1 de Junio de 2016, de <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardMega2560>
- Arduino. (2016). *Arduino Nano*. Recuperado el 1 de Junio de 2016, de <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardNano>
- Arduino. (2016). *Arduino UNO*. Recuperado el 1 de Junio de 2016, de <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>
- Asociación Española de Ergonomía. (2008). *Asociación Española de Ergonomía*. (Dolphin Audiovisual & Multimedia) Recuperado el 15 de Diciembre de 2015
- Badia, E. (2011). ¿Quién cuida al fisioterapeuta? *ERGAFP*(73), 5.
- Bolton, W., Lomelí Díaz, L. Á., & Grillo Giannetto, M. (2013). *Mecatrónica: sistemas de control electrónico en la ingeniería mecánica y eléctrica. Un enfoque multidisciplinario* (Quinta ed.). México: Alfaomega Grupo Editor. Obtenido de <http://site.ebrary.com/lib/utnortesp/detail.action?docID=10757874&p00=sistemas+control>
- Camillas Online. (2016). *Camillas Online*. Recuperado el 14 de mayo de 2016, de <http://www.camillasonline.com/p/camilla-electrica-economica-de-2-cuerpos-respaldo-abatible-y-tijera-ce-0127-a-18.html>
- Creus, A. (2007). *NEUMÁTICA E HIDRÁULICA*. ESPAÑA: MARCOMBO, S.A.
- Criollo, W. (2014). *MOVILIZACIÓN TEMPRANA Y TERAPIA FÍSICA EN UCI*. Universidad del Valle.
- Dávila, R. (1984). *Mecanoterapia*. Quito.
- Diosdado, R. (s.f.). *Sensor de ultrasonidos HC-SR04*. (Zona Maker) Recuperado el 1 de Junio de 2016, de <http://www.zonamaker.com/arduino/modulos-sensores-y-shields/ultrasonido-hc-sr04>
- Eco-worthy. (2015). *ECO-WORTHY 16"(400mm) Stoke Linear Actuator 1500N 12V 5.7mm/S*. Recuperado el 31 de Mayo de 2016, de <http://www.eco-worthy.com/catalog/worthy-16400mm-stoke-linear-actuator-1500n-57mms-p-458.html>
- Fundación Laboral de la Construcción. (2011). *Guía de verificación de maquinaria*. (Linea Prevención) Recuperado el 22 de Mayo de 2016, de <http://www.lineaprevencion.com/ProjectMiniSites/IS41/html/cap-1/cap2.htm>

- G, R. (30 de Noviembre de 2013). *Proyectos personales sobre plataformas libres*. Recuperado el 1 de Junio de 2016, de <https://minibots.wordpress.com/2013/11/30/utilizacion-del-sensor-de-distancia-sharp-2y0a21/>
- gam742@gmail.com. (Mayo de 2010). *Scribd*. Obtenido de Organizadores Gráficos: <https://es.scribd.com/doc/31751035/Tipos-de-organizadores-graficos>
- Gandarias, I. (s.f.). CONTROL POSTURAL EN FISIOTERAPIA PEDIÁTRICA: BIPEDESTACIÓN ACTIVA Y COMPRESIÓN DINÁMICA. 6.
- García, E., Saavedra, R., & San Antonio, T. (2013). Diseño de un equipo de bipedestación. *Revista INGENIERÍA UC*, 20(1), 25-33.
- Gómez, I., & Maestro, A. (s.f.). *ESCEMMat*. (Facultad de Ciencias Matemáticas UCM) Recuperado el 22 de Diciembre de 2015, de http://www.mat.ucm.es/~imgomez/Geogebra_inv_policial/fotos.html
- González, G., Moreno, G., & Gómez, E. (2012). Simulación y diseño de una mesa de bipedestación para pacientes con trauma raquímedular de nivel bajo o lesión en cauda equina. *Revista de Investigaciones - Universidad del Quindío*, 1(23), 82.
- Grupo Inalsa. (2014). *Características mecánicas*. Recuperado el 3 de Junio de 2016, de <http://www.grupoinalsa.com/aluminio/caracteristicas-mecanicas/>
- Harvey, L. (2010). *Tratamiento de la lesión medular: guía para fisioterapeutas*. Madrid: Elsevier.
- HIDEMAR. (2012). *Camilla de examen*. Recuperado el 16 de Mayo de 2016, de <http://www.hidemar.com/novedadesF.asp?idioma=es&objeto=300&iNew=2>
- La Nueva. (23 de Marzo de 2015). IREL inaugura una moderna y funcional camilla bipedestadora. *La Nueva*. Recuperado el 15 de Diciembre de 2015, de <http://www.lanueva.com/sociedad-impres/804597/irelinauguraunamodernayfuncionalcamillabipedestadora.html>
- Leyva, B., Martínez, J., & Meza, J. (Enero de 2011). *SciELO - Scientific Electronic Library Online*. Recuperado el 9 de Diciembre de 2015, de <http://www.scielo.org.pe/>
- LINAK. (2016). *El actuador lineal*. (LINAK) Recuperado el 30 de Mayo de 2016, de <http://www.linak.es/about/?id3=4283>
- logarsalud. (2016). Recuperado el 16 de Mayo de 2016, de <http://www.logarsalud.com/mobiliario-cl%C3%ADnico/camillas/camilla-el%C3%A9ctrica-madera-3-cuerpos-columna-central-con-cabezal-extraible-wengu%C3%A9-70-x-198cm-c-6103w-m66/#cc-m-product-7250876184>
- Martínez Navarro, F., & Turégano García, J. C. (01 de 01 de 2015). *Ciencias para el Mundo Contemporáneo*. Recuperado el 07 de 12 de 2015, de http://www3.gobiernodecanarias.org/aciisi/cienciasmc/web/u4/contenido3.3.2_u4.html
- Office of Communications and Public Liaison. (s.f.). *GeoSalud*. Recuperado el 14 de Diciembre de 2015, de <http://www.geosalud.com/neurologia/avcrehabilitacion.htm>
- Oguejiofo, N. (s.f.). *eHow*. Recuperado el 14 de Diciembre de 2015, de http://www.ehowenespanol.com/diagnostico-enfermeria-movilidad-limitada-sobre_162048/

- organizadoresgraficos.com. (2015). *Organizadores Gráficos*. Obtenido de <http://www.organizadoresgraficos.com>
- Ortopedia: Ortosoluciones S.L. (s.f.). *Ortosoluciones*. Recuperado el 14 de Diciembre de 2015, de <http://www.ortosoluciones.com/silla-bipedestacion-lsa-helium.html>
- Preciado, G. (s.f.). *Orientación Educativa*. Recuperado el 28 de Abril de 2016, de <http://craig.com.ar/biblioteca/9/Organizadores%20Graficos.pdf>
- Profe Tolocka. (2016). *Módulo de 4 relés para Arduino*. Recuperado el 1 de Junio de 2016, de <http://www.profetolocka.com.ar/2015/05/09/modulo-de-4-reles-para-arduino/>
- Respirar S.A. (2007). *Respirar*. Recuperado el 10 de Diciembre de 2015, de <http://www.respirar-sa.com.ar>
- Revilla, D. (2011). Riesgos en Trabajos de Fisioterapia. *ERGAFP(73)*, 1.
- SABATER FUNDIMOL. (2014). *ALUMINIOS Aleaciones Aluminio - Magnesio - Silicio 6005 A*. Recuperado el 3 de Junio de 2016, de http://www.sabater-fundimol.com/clientes/recursos/pdf/catalogo_sabater-fundimol_p34y35.pdf
- Saceda, D. (s.f.). *Webconsultas*. Recuperado el 14 de Diciembre de 2015, de <http://www.webconsultas.com/pruebas-medicas/mesa-basculante-13464>
- Salazar, L., & Isaac, C. (2015). *Beneficios de la movilidad precoz en la unidad de cuidados intensivos en pacientes con enfermedad cerebro vascular del instituto ecuatoriano de seguridad social de la ciudad de Ambato, provincia de Tungurahua*. Ambato: Universidad Técnica de Ambato-Facultad de Ciencias de la Salud-Carrera Terapia Física.
- Sapiensman. (s.f.). *Conceptos básicos de neumática e hidráulica*. Recuperado el 21 de Mayo de 2016, de http://www.sapiensman.com/neumatica/neumatica_hidraulica22.htm
- SHARP. (1 de Diciembre de 2006). *GP2Y0A21YK0F*. Recuperado el 1 de Junio de 2016, de http://www.sharpsma.com/webfm_send/1489
- Soria, A. (2015). *VERTICALIZACIÓN DE PACIENTES CRÍTICOS DE LA UNIDAD DE DE LA UNIDAD DE CUIDADOS INTENSIVOS DE LA CLINICA LA MERCED EN EL PERÍODO SEPTIEMBRE – NOVIEMBRE DEL 2014*. Quito: PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL ECUADOR.
- Superintendencia de Industria y Comercio. (28 de Septiembre de 2014). Movilidad temprana a pacientes de UCI garantiza calidad de vida a quienes sobreviven al estado crítico. *El Heraldo*. Obtenido de <http://www.elheraldo.co/salud/movilidad-temprana-pacientes-de-uci-garantiza-calidad-de-vida-quienes-sobreviven-al-estado>
- Tienda Ortopédica Vegueta. (2015). *Mi Ortopedia*. Recuperado el 10 de Diciembre de 2015, de <http://www.miortopedia.es>
- Vida y Salud. (17 de Junio de 2010). *Vida y salud, las personas*. Recuperado el 30 de Noviembre de 2015, de <http://blog.espol.edu.ec/wlucas/2010/06/17/estatura-promedio/>
- Windynation. (s.f.). *Linear Actuators (various stroke lengths)*. Recuperado el 30 de Mayo de 2016, de <http://www.windynation.com/Linear-Actuators/Windy-Nation/Linear-Actuators-various-stroke-lengths/-/244?p=YzE9Mjg=>

ANEXOS

ANEXO 1: Acuerdos sobre necesidades para el diseño de la camilla


 UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
 CARRERA TERAPIA FÍSICA
 LUNES 19 DE Octubre 2015

Asunto. Anteproyecto Mecatrónica
 Tema DISEÑO DE UNA CAMILLA PARA MOVILIZACIÓN Y BIPEDESTACIÓN TEMPRANA DE PACIENTES

Observaciones.

Cambio de tema de: Diseño de una camilla para movilización y bipedestación pacientes encamados a DISEÑO DE UNA CAMILLA PARA MOVILIZACIÓN Y BIPEDESTACIÓN TEMPRANA DE PACIENTES

Especificaciones alcance.

Ángulos flexión rodilla cadera 45 y bipedestación 85

Eléctrica

Liviana

Fácil de limpiar

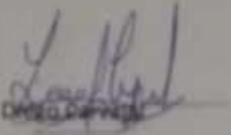
Debe tener arnés de sujeción

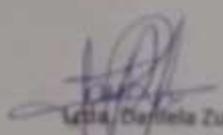
Batería para traslado

ACUERDOS

Visitar el centro la joya para ver especificaciones del bipedestador

Presentación de anteproyecto en este mes


 DIEGO PARRA
 ESTUDIANTE


 Lidia Delfino Zurita
 Docente Terapia Física

Carrera de Terapia Física Médica

Carrera de Mecatrónica



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
CARRERA TERAPIA FÍSICA

LUNES 07 DE Diciembre 2015

Asunto. Criterios para el diseño de la camilla

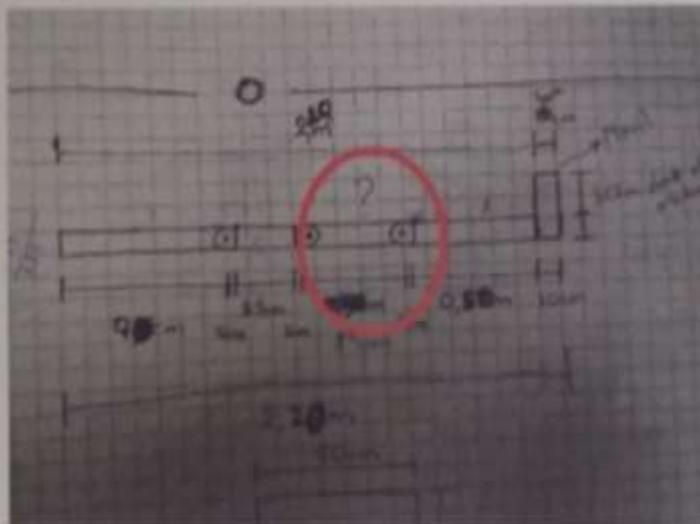
Tema DISEÑO DE UNA CAMILLA PARA MOVILIZACIÓN Y BIPEDESTACIÓN TEMPRANA DE PACIENTES

Criterios:

De acuerdo a la búsqueda de información por parte del estudiante se analizan ciertos criterios para poder realizar el diseño según las necesidades de los pacientes a los cuales se enfocó esta camilla.

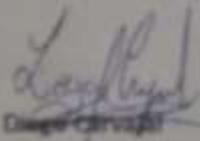
De acuerdo al peso que puede llevar la camilla, se establece que no existe un rango estándar de los ecuatorianos, ya que lo que se utiliza para este tipo de estudio son los rangos de peso óptimo de acuerdo a la estatura.

La sección de la camilla donde llegarían a ir los isquiotibiales del paciente tiene dos opciones, se lo puede hacer de una manera regulable pero la más opcionada es realizarla de acuerdo a la estatura promedio de las Mujeres Ecuatorianas que es de 145cm, que sería la más pequeña en promedio a las demás.



La altura de la camilla con relación al piso va a ser de 70cm a un metro, respetando el estándar de las camillas hospitalarias. Va a ser regulable ya que tiene que adaptarse a las necesidades del personal de salud para el cuidado ergonómico.

Acuerdos: Todo se justificará de acuerdo a la información que encuentre el estudiante sobre dimensiones estándar y normativas para camillas hospitalarias.



ESTUDIANTE



Docente Terapia Física

ANEXO 2: Código del control de la camilla

```

// include the library code:
#include <Keypad.h>
#include <LiquidCrystal.h>
// initialize the library with the numbers of the interface pins
LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2);
const byte Filas = 4;      //KeyPad de 4 filas
const byte Cols = 3;      //y 3 columnas
byte Pins_Filas[] = {22, 23, 24, 25}; //Pines Arduino para las filas.
byte Pins_Cols[] = { 26, 27, 28}; // Pines Arduino para las columnas.
char Teclas [ Filas ][ Cols ] =
{
    {'1','2','3'},
    {'4','5','6'},
    {'7','8','9'},
    {'*','0','#'}
};

Keypad Teclado1 = Keypad(makeKeymap(Teclas), Pins_Filas, Pins_Cols, Filas, Cols);

const int selector = 52;
int alturaH = 10;
int espaldarH = 8;
int piernasH = 9;

int alturaL = 40;
int espaldarL = 38;
int piernasL = 39;
int actual =0;
int anterior=0;
int pinsalida =0;

#define trigPin 7
#define echoPin 6

```

```
#define trigPinP 14
#define echoPinP 15
#define trigPinA 16
#define echoPinA 17

long duracion, distancia, duracionA, distanciaA, duracionP, distanciaP ;
void setup() {

  pinMode(selector, INPUT);

  pinMode(alturaH, OUTPUT);
  pinMode(espaldarH, OUTPUT);
  pinMode(piernasH, OUTPUT);
  pinMode(alturaL, OUTPUT);
  pinMode(espaldarL, OUTPUT);
  pinMode(piernasL, OUTPUT);

  digitalWrite(alturaH, LOW);
  digitalWrite(espaldarH, HIGH);
  digitalWrite(piernasH, HIGH);
  digitalWrite(alturaL, LOW);
  digitalWrite(espaldarL, LOW);
  digitalWrite(piernasL, HIGH);

  pinMode(trigPin, OUTPUT);
  pinMode(echoPin, INPUT);
  pinMode(trigPinP, OUTPUT);
  pinMode(echoPinP, INPUT);
  pinMode(trigPinA, OUTPUT);
  pinMode(echoPinA, INPUT);

  // set up the LCD's number of columns and rows:
  lcd.begin(16, 2);
  // Print a message to the LCD.
```

```

lcd.print(" Bienvenidos ");
lcd.setCursor(1, 2);
// print the number of seconds since reset:
lcd.print(" Camilla UTN ");
// set the cursor to column 0, line 1
// (note: line 1 is the second row, since counting begins with 0):
Teclado1.addEventListener(keypadEvent); //añadimos un evento de escucha para este
keypad

}

void loop()

{
  Teclado1.getKey() ;
  actual = digitalRead(selector); //lectura digital de pin
  if(actual == 1 && anterior ==0)
  {
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    // print the number of seconds since reset:
    lcd.print("MODO AUTOMATICO");
    delay(1000);
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    // print the number of seconds since reset:
    lcd.print("SELECCIONE EL");
    lcd.setCursor(0, 1);
    // print the number of seconds since reset:
    lcd.print("MOVIMIENTO");
    delay(2000);
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    // print the number of seconds since reset:

```

```

lcd.print("1 Espaldar ");
lcd.setCursor(0, 1);
// print the number of seconds since reset:
lcd.print("2 Altura");
anterior=actual;
}
actual = digitalRead(selector); //lectura digital de pin
if (actual == 0 && anterior ==1)
{
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print(" Bienvenidos ");
  lcd.setCursor(1, 2);
  // print the number of seconds since reset:
  lcd.print(" Camilla UTN ");
  anterior=actual;
}
}

//FUNCION PARA COMPROBAR SI SE PULSA EL KEYPAD
void keypadEvent(KeypadEvent eKey)
{
  switch(Teclado1.getState())
  {
    case PRESSED:
      delay(10);
      switch(eKey)
      {
        case '1':
          pinsalida=espaldarH;
          lcd.clear();
          lcd.setCursor(0, 0);
          // print the number of seconds since reset:
          lcd.print("SELECCIONE EL");

```

```

lcd.setCursor(0, 1);
// print the number of seconds since reset:
lcd.print("ANGULO");
delay(2000);
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
// print the number of seconds since reset:
lcd.print("4= 0gr 5=30gr");
lcd.setCursor(0, 1);
// print the number of seconds since reset:
lcd.print("6=45gr 7=60gr");
delay(200); break;

```

```

case '2':
pinsalida=alturaH;
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
// print the number of seconds since reset:
lcd.print("SELECCIONE LA");
lcd.setCursor(0, 1);
// print the number of seconds since reset:
lcd.print("ALTURA");
delay(2000);
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
// print the number of seconds since reset:
lcd.print("4= 70cm 5=80cm");
lcd.setCursor(0, 1);
// print the number of seconds since reset:
lcd.print("6=90cm 7=1m");
delay(200); break;
case '4':
    if(pinsalida==8)

```

```

    {
    distanciaespaldar();
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Procesando...");
    if(distancia > 2)
    {
        digitalWrite(espaldarL, LOW);
        distanciaespaldar();
        while(distancia>2)
        {
            digitalWrite(espaldarL, HIGH);
            delay(1000);
            distanciaespaldar();
        }
        delay(5000);
        digitalWrite(espaldarL,LOW);
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("POSICION 0gr");
        delay(500);
        lcd.clear();
    }
    lcd.setCursor(0, 0);
    // print the number of seconds since reset:
    lcd.print("1 Espaldar ");
    lcd.setCursor(0, 1);
    // print the number of seconds since reset:
    lcd.print("2 Altura");
        break;
    }
}
if(pinsalida==10)
{
    distanciaespaldarA();
}

```

```

lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("Procesando...");
if(distanciaA > 44)
{
    digitalWrite(alturaL, LOW);
    distanciaespaldarA();
    while(distanciaA>44)
    {
        distanciaespaldarA();
        digitalWrite(alturaL,HIGH);
        delay(1000);
        distanciaespaldarA();
    }
    digitalWrite(alturaL, LOW);
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("POSICION 70cm");
    delay(500);
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    // print the number of seconds since reset:
    lcd.print("1 Espaldar ");
    lcd.setCursor(0, 1);
    // print the number of seconds since reset:
    lcd.print("2 Altura");
    break;
}
}
case '5':
if(pinsalida==8)
{
    distanciaespaldar();
    lcd.clear();

```

```

lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("Procesando...");
  if(distancia < 5)
  {
    digitalWrite(espaldarH,HIGH);
    distanciaespaldar();
    while(distancia<5)
    {
      digitalWrite(espaldarH, LOW);
      delay(1000);
      distanciaespaldar();
    }
    digitalWrite(espaldarH,HIGH);
    lcd.clear();
  }
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("POSICION 30gr");
  delay(500);
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0, 0);
  // print the number of seconds since reset:
  lcd.print("1 Espaldar ");
  lcd.setCursor(0, 1);
  // print the number of seconds since reset:
  lcd.print("2 Altura");
  break;
}
if(distancia > 5)
{
  digitalWrite(espaldarL,LOW);
  distanciaespaldar();
  while(distancia>5)
  {
    digitalWrite(espaldarL, HIGH);
    delay(1000);
  }
}

```

```

        distanciaespaldar();
    }
    digitalWrite(espaldarL,LOW);
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("POSICION 30gr" );
    delay(500);
        lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    // print the number of seconds since reset:
    lcd.print("1 Espaldar ");
    lcd.setCursor(0, 1);
    // print the number of seconds since reset:
    lcd.print("2 Altura");
        break;
    }
}
if(pinsalida==10)
{
distanciaespaldarA();
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("Procesando...");

    if(distanciaA < 54)
    {
        digitalWrite(alturaH,LOW);
        distanciaespaldarA();
        while(distanciaA<54)
        {
            digitalWrite(alturaH, HIGH);
            delay(1000);
            distanciaespaldarA();
        }
    }
}

```

```

        digitalWrite(alturaH,LOW);
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("POSICION 80cm" );
        delay(500);
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        // print the number of seconds since reset:
        lcd.print("1 Espaldar ");
        lcd.setCursor(0, 1);
        // print the number of seconds since reset:
        lcd.print("2 Altura");
        break;
    }
    if(distanciaA > 54)
    {
        digitalWrite(alturaL,LOW);
        distanciaespaldarA();
        while(distanciaA>54)
        {
            digitalWrite(alturaL, HIGH);
            delay(1000);
            distanciaespaldarA();
        }
        digitalWrite(alturaL,LOW);
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("POSICION 80cm" );
        delay(500);
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        // print the number of seconds since reset:
        lcd.print("1 Espaldar ");
        lcd.setCursor(0, 1);

```

```

// print the number of seconds since reset:
lcd.print("2 Altura");
    break;
}
}
case '6':

if(pinsalida==8)
{
distanciaespaldar();
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("Procesando...");
if(distancia < 8)
{
digitalWrite(espaldarH, HIGH);
distanciaespaldar();
while(distancia<8)
{
digitalWrite(espaldarH, LOW);
delay(1000);
distanciaespaldar();
}
digitalWrite(espaldarH,HIGH);
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("POSICION 45gr");
delay(500);
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
// print the number of seconds since reset:
lcd.print("1 Espaldar ");
lcd.setCursor(0, 1);
// print the number of seconds since reset:

```

```

lcd.print("2 Altura");
    break;
}
if(distancia > 8)
{
    digitalWrite(espaldarL, LOW);
    distanciaespaldar();
    while(distancia>8)
    {
        digitalWrite(espaldarL, HIGH);
        delay(1000);
        distanciaespaldar();
    }
    digitalWrite(espaldarL,LOW);
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("POSICION 45gr" );
    delay(500);
    lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
// print the number of seconds since reset:
lcd.print("1 Espaldar ");
lcd.setCursor(0, 1);
// print the number of seconds since reset:
lcd.print("2 Altura");
    break;
}
}
if(pinsalida==10)
{
distanciaespaldarA();
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("Procesando...");

```

```

if(distanciaA < 64)
{
    digitalWrite(alturaH,LOW);
    distanciaespaldarA();
    while(distanciaA<64)
    {
        digitalWrite(alturaH, HIGH);
        delay(1000);
        distanciaespaldarA();
    }
    digitalWrite(alturaH,LOW);
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("POSICION 90cm") ;
    delay(500);
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    // print the number of seconds since reset:
    lcd.print("1 Espaldar ");
    lcd.setCursor(0, 1);
    // print the number of seconds since reset:
    lcd.print("2 Altura");
    break;
}
if(distanciaA > 64)
{
    digitalWrite(alturaL, LOW);
    distanciaespaldarA();
    while(distanciaA>64)
    {
        digitalWrite(alturaL, HIGH);
        delay(1000);
        distanciaespaldarA();
    }
}

```

```

        digitalWrite(alturaL,LOW);
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("POSICION 90cm") ;
        delay(500);
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        // print the number of seconds since reset:
        lcd.print("1 Espaldar ");
        lcd.setCursor(0, 1);
        // print the number of seconds since reset:
        lcd.print("2 Altura");
        break;
    }
}
case '7':
    if(pinsalida==8)
    {
        distanciaespaldar();
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("Procesando...") ;
        if(distancia < 15)
        {
            digitalWrite(espaldarH, HIGH);
            distanciaespaldar();
            while(distancia<15)
            {
                digitalWrite(espaldarH, LOW);
                delay(1000);
                distanciaespaldar();
            }
            digitalWrite(espaldarH,HIGH);
            lcd.clear();

```

```

    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("POSICION 60gr") ;
        delay(500);
        lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
// print the number of seconds since reset:
lcd.print("1 Espaldar ");
lcd.setCursor(0, 1);
// print the number of seconds since reset:
lcd.print("2 Altura");
        break;
    }
    if(distancia > 15)
    {
        digitalWrite(espaldarL, LOW);
        distanciaespaldar();
        while(distancia>15)
        {
            digitalWrite(espaldarL, HIGH);
            delay(1000);
            distanciaespaldar();
        }
        digitalWrite(espaldarL,LOW);
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("POSICION 60gr") ;
            delay(500);
            lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
// print the number of seconds since reset:
lcd.print("1 Espaldar ");
lcd.setCursor(0, 1);
// print the number of seconds since reset:
lcd.print("2 Altura");

```

```

        break;
    }
}
if(pinsalida==10)
{
distanciaespaldarA();
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("Procesando...");
if(distanciaA < 74)
{
    digitalWrite(alturaH,LOW);
    distanciaespaldarA();
    while(distanciaA<74)
    {
        digitalWrite(alturaH, HIGH);
        delay(1000);
        distanciaespaldarA();
    }
    digitalWrite(alturaH,LOW);
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("POSICION 1m");
    delay(500);
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    // print the number of seconds since reset:
    lcd.print("1 Espaldar ");
    lcd.setCursor(0, 1);
    // print the number of seconds since reset:
    lcd.print("2 Altura");
    break;
}
if(distanciaA > 74)

```

```

    {
        distanciaespaldarA();
        digitalWrite(alturaL, LOW);
        while(distanciaA>74)
        {
            digitalWrite(alturaL, HIGH);
            delay(1000);
            distanciaespaldarA();
        }
        digitalWrite(alturaL,LOW);
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("POSICION 1m" );
            delay(500);
            lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        // print the number of seconds since reset:
        lcd.print("1 Espaldar ");
        lcd.setCursor(0, 1);
        // print the number of seconds since reset:
        lcd.print("2 Altura");
            break;
        }
    }
}
}

int distanciaespaldar ()
{
    digitalWrite(trigPin, LOW);    // Nos aseguramos de que el trigger está desactivado
    delayMicroseconds(2);         // Para asegurarnos de que el trigger esta LOW
    digitalWrite(trigPin, HIGH);  // Activamos el pulso de salida
    delayMicroseconds(10);        // Esperamos 10µs. El pulso sigue active este tiempo
}

```

```

digitalWrite(trigPin, LOW);    // Cortamos el pulso y a esperar el echo
duracion = pulseIn(echoPin, HIGH) ;
distancia = duracion / 2 / 29.1 ;
return distancia;
}
int distanciaespaldaP ()
{
    digitalWrite(trigPinP, LOW);    // Nos aseguramos de que el trigger está
desactivado
    delayMicroseconds(2);          // Para asegurarnos de que el trigger esta LOW
    digitalWrite(trigPinP, HIGH);  // Activamos el pulso de salida
    delayMicroseconds(10);         // Esperamos 10µs. El pulso sigue active este tiempo
    digitalWrite(trigPinP, LOW);   // Cortamos el pulso y a esperar el echo
    duracionP = pulseIn(echoPinP, HIGH) ;
    distanciaP = duracionP / 2 / 29.1 ;
    return distanciaP;
}
int distanciaespaldaA ()
{
    digitalWrite(trigPinA, LOW);    // Nos aseguramos de que el trigger está
desactivado
    delayMicroseconds(2);          // Para asegurarnos de que el trigger esta LOW
    digitalWrite(trigPinA, HIGH);  // Activamos el pulso de salida
    delayMicroseconds(10);         // Esperamos 10µs. El pulso sigue active este tiempo
    digitalWrite(trigPinA, LOW);   // Cortamos el pulso y a esperar el echo
    duracionA = pulseIn(echoPinA, HIGH) ;
    distanciaA = duracionA / 2 / 29.1 ;
    return distanciaA;
}

```

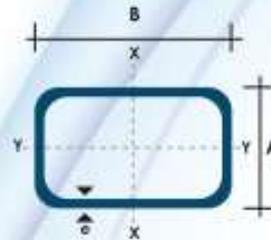
ANEXO 3: Catálogo tubería estructural rectangular

TUBO ESTRUCTURAL RECTANGULAR



Especificaciones Generales

Calidad	ASTM A-500
Recubrimiento	Negro o Galvanizado
Largo Normal	6.00 m
Otros Largos	Previa Consulta
Dimensiones	Desde 12.00 mm x 25 mm a 40.00 mm x 80.00 mm
Espesor	Desde 1.20 mm a 3.00 mm



Dimensiones			Peso Kg/m	Área cm ²	Ejes Y-Y			Ejes X-X		
A mm	B mm	Espesor (e) mm			I cm ⁴	W cm ³	I cm ⁴	I cm ⁴	W cm ³	I cm ³
20	40	1.2	1.09	1.32	2.61	1.30	1.12	0.88	0.88	0.83
20	40	1.5	1.35	1.65	3.26	1.63	1.40	1.09	1.09	0.81
20	40	2.0	1.78	2.14	4.04	2.02	1.37	1.33	1.33	0.79
25	50	1.5	1.71	2.10	6.39	2.56	1.74	2.19	1.75	1.02
25	50	2.0	2.25	2.74	8.37	3.35	1.75	2.80	2.24	1.01
25	50	3.0	3.30	4.14	12.56	5.02	1.74	3.99	3.19	0.99
30	50	1.5	1.88	2.25	7.27	2.91	1.80	3.32	2.21	1.21
30	50	2.0	2.41	2.94	9.52	3.81	1.80	4.28	2.85	1.21
30	50	3.0	3.30	4.21	12.78	5.11	1.74	5.66	3.77	1.18
30	70	2.0	3.03	3.74	22.20	6.34	2.44	5.85	3.90	1.25
30	70	3.0	4.48	5.41	30.50	8.71	2.37	7.84	5.23	1.20
40	60	1.5	2.29	2.91	14.90	4.97	2.26	7.94	3.97	1.65
40	60	2.0	3.03	3.74	18.08	6.13	2.22	9.81	4.90	1.62
40	60	3.0	4.48	5.41	25.31	8.44	2.16	13.37	6.69	1.57
30	70	1.5	2.34	2.91	18.08	5.17	2.49	4.76	3.17	1.28
30	70	2.0	2.93	3.74	22.20	6.34	2.44	5.85	3.90	1.25
30	70	3.0	4.25	5.41	30.50	8.71	2.37	7.84	5.23	1.20
40	80	1.5	2.76	3.74	31.75	7.94	2.91	10.77	5.39	1.70
40	80	2.0	3.66	4.54	37.32	9.33	2.87	12.70	6.35	1.67
40	80	3.0	5.42	6.61	52.16	13.04	2.81	17.49	8.75	1.63
50	100	2.0	4.52	5.74	74.94	14.99	3.61	25.65	10.26	2.11
50	100	3.0	6.71	8.41	106.34	21.27	3.56	35.97	14.39	2.07
50	150	2.0	6.17	7.74	207.45	27.66	5.16	37.17	14.87	2.19
50	150	3.0	9.17	11.41	298.35	39.78	5.11	52.54	21.02	2.15

TUBERÍA

Fuente: Catálogo DIPAC

ANEXO 4: Catálogo tubería estructural cuadrada

TUBERÍA

TUBO ESTRUCTURAL CUADRADO



Especificaciones Generales

Calidad: ASTM A-500

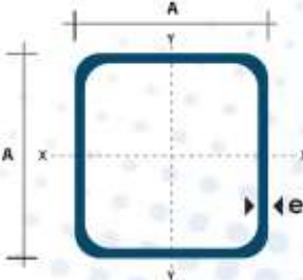
Recubrimiento: Negro o Galvanizado

Largo Normal: 6.00 m

Otros Largos: Previa Consulta

Dimensiones: Desde 20.00 mm a 100.00 mm

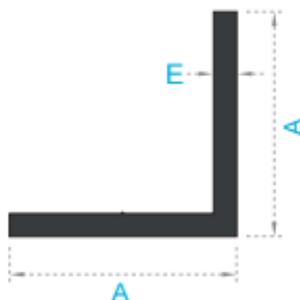
Espesor: Desde 1.20 mm a 5.00 mm



Dimensiones			Area	Ejes X-Xe Y-Y		
A mm	Espesor mm (e)	Peso Kg/m	Area cm2	I cm4	W cm3	i cm3
20	1.2	0.72	0.90	0.53	0.53	0.77
20	1.5	0.88	1.05	0.58	0.58	0.74
20	2.0	1.15	1.34	0.69	0.69	0.72
25	1.2	0.90	1.14	1.08	0.87	0.97
25	1.5	1.12	1.35	1.21	0.97	0.95
25	2.0	1.47	1.74	1.48	1.18	0.92
30	1.2	1.09	1.38	1.91	1.28	1.18
30	1.5	1.35	1.65	2.19	1.46	1.15
30	2.0	1.78	2.14	2.71	1.81	1.13
40	1.2	1.47	1.80	4.38	2.19	1.25
40	1.5	1.82	2.25	5.48	2.74	1.56
40	2.0	2.41	2.94	6.93	3.46	1.54
40	3.0	3.54	4.44	10.20	5.10	1.52
50	1.5	2.29	2.85	11.06	4.42	1.97
50	2.0	3.03	3.74	14.13	5.65	1.94
50	3.0	4.48	5.61	21.20	8.48	1.91
60	2.0	3.66	3.74	21.26	7.09	2.39
60	3.0	5.42	6.61	35.06	11.69	2.34
75	2.0	4.52	5.74	50.47	13.46	2.97
75	3.0	6.71	8.41	71.54	19.08	2.92
75	4.0	8.59	10.95	89.98	24.00	2.87
100	2.0	6.17	7.74	122.99	24.60	3.99
100	3.0	9.17	11.41	176.95	35.39	3.94
100	4.0	12.13	14.95	226.09	45.22	3.89
100	5.0	14.40	18.36	270.57	54.11	3.84

Fuente: Catálogo DIPAC

ANEXO 5: Catálogo ángulos lados iguales



REFERENCIA	Lado (A)		Espesor (E)	Peso
	Milímetros	Pulgadas	mm	Kg/m
1003	25.40	1	1.20	0.213
1182	25.40	1	1.10	0.138
1236	19.00	3/4	1.20	0.109
1355	12.70	1/2	1.10	0.072
1444	31.75	1 1/4	3.18	0.520
1554	28.00	1 7/64	6.00	0.807
1638	50.00	1 31/32	6.00	1.521
1639	50.00	1 31/32	5.00	1.282
1640	50.00	1 31/32	4.00	1.037
1715	25.40	1	3.00	0.389
1779	19.00	3/4	1.10	0.110
1921	25.40	1	2.50	0.319
1993	17.00	43/64	1.00	0.090
2029	38.10	1 1/2	3.00	0.595
2033	31.00	1 7/32	3.00	0.480
2407	11.50	29/64	1.10	0.065
2687	38.10	1 1/2	2.38	0.467
2835	19.00	3/4	2.90	0.275
2874	12.50	31/64	1.45	0.093
2875	38.10	1 1/2	1.45	0.294
3264	76.20	3	3.00	1.212
3266	50.80	2	3.00	0.801
3267	44.45	1 3/4	3.00	0.698
3269	19.00	3/4	3.00	0.284
3270	19.00	3/4	1.40	0.138
3396	76.20	3	12.5	4.739
3413	50.30	1 63/64	5.00	1.295

Fuente: Catálogo CEDAL

ANEXO 6: Catálogo ángulos lados desiguales



REFERENCIA	Base (B)		Altura (A)		Espesor (E) mm	Peso Kg/m
	Milímetros	Pulgadas	Milímetros	Pulgadas		
1179	42.10	1 21/31	40.00	1 37/64	1.80	0.392
1248	40.00	1 37/64	39.00	1 17/32	2.65	0.548
1280	25.40	1	12.70	1/2	1.40	0.139
1319	100.00	3 15/16	19.00	3/4	3.00	1.195
1422	70.00	2 3/4	19.00	3/4	1.20	0.286
1641	50.00	1 31/32	30.00	1 3/16	4.00	0.820
2263	52.00	2 3/64	19.00	3/4	1.30	0.246
2694	12.00	15/32	6.00	15/64	1.00	0.046
2778	25.40	1	12.70	1/2	3.00	0.285
3130	48.15	1 57/64	50.80	2	6.35	1.639
3245	50.80	2	38.00	1 1/2	2.80	0.652
3263	50.80	2	127.00	5	3.00	1.420
3265	76.20	3	50.80	2	3.00	1.007
3268	50.80	2	25.40	1	2.40	0.479
3278	76.20	3	50.80	2	3.00	1.008
3412	30.00	63/64	25.00	1 3/16	3.00	0.423

Fuente: Catálogo CEDAL

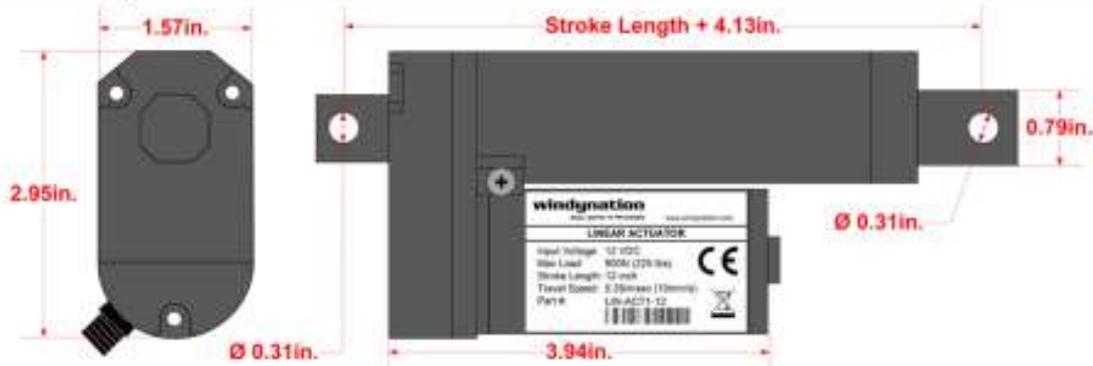
ANEXO 7: Manual del usuario actuador lineal windynation

windynation

LIN-ACT1-XX Linear Actuators



SPECIFICATION	LIN-ACT1-02	LIN-ACT1-04	LIN-ACT1-06	LIN-ACT1-08	LIN-ACT1-12	LIN-ACT1-16	LIN-ACT1-20	LIN-ACT1-30
Stroke Length	2" (51mm)	4" (102mm)	6" (152mm)	8" (203mm)	12" (305mm)	16" (406mm)	20" (508mm)	30" (762mm)
Rated Load	225 lbs (900N)							
Travel Speed (Max)	0.39 in/sec (10 mm/sec)							
Rated Voltage	12 VDC							
Current Draw (Max)	≤ 2.5 A							
Install Dimension (Min)	Stroke Length + 4.33" (110mm)							
Mounting Holes	0.31" (8mm)							
Limit Switches	Fixed Inner (not adjustable)							
Operating Temp	+14.8°F to +149°F (-26°C to +65°C)							
Protection Class	IP65							
Duty Cycle	25%							
Noise Level	≤ 50dB							



INSTALLATION

WARNINGS:

1. The total load on the actuator (structure weight, structure friction, and possible actuator friction) must be less than or equal to the rated load of actuator.
2. The moving load must be centered above the actuator extension tube so that actuator lifting point is located at the center-of-mass of the structure. Unless the structural design is properly braced, off-centered loads will cause additional friction that can (1) exceed the rated load of the actuator or (2) cause the actuator shaft to bend and permanently fail.
3. Do not exceed the 25% duty cycle of the actuator. If the actuator is used at full load for 2.5 minutes, then it must remain off for 7.5 minutes. Exceeding the duty cycle will cause the actuator motor to overheat and permanently fail.

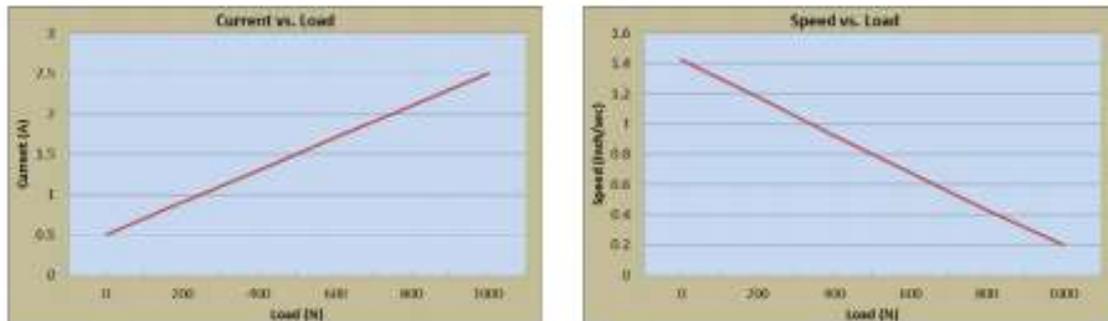
1. Mount the actuator by securing the top and bottom mounting holes to two fixed positions. The stroke length of the actuator (e.g. 12 inches) and the limitations of the particular application will determine the location of the fixed mounting positions.

IMPORTANT: Confirm that up/down movement of the actuator is smooth and within the actuators stroke length after installation.

2. Secure the top and bottom mounting holes of the linear actuator onto the two mounting fixtures using 5/16" diameter bolts.

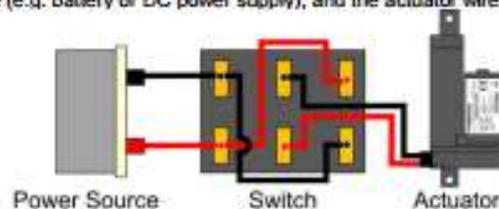
3. Connect the red wire to the positive post and the black wire to the negative post of a 12 volt DC power supply.
4. The operation of the linear actuator should be tested manually after the installation is completed. Users should use caution to ensure that:
 - The travel distance of the actuator satisfies the requirement of the structural design.
 - The extended and retracted limit switches operate normally (The limit switches should stop the motor when the extension tube is fully retracted or fully extended)
 - If the motor runs too slow or does not give full force, (1) the power supply is insufficient and needs to be increased or (2) the load being applied to the actuator is too great and needs to be reduced to less than or equal to 225 lbs.

OPERATION



FORWARD – REVERSE SWITCHING

A double pole-double throw (DPDT) rocker switch can be wired to swap the polarity on the wires going to the motor and control the extension and retraction of the actuator. This is achieved by making the connections between the switch (sold separately), the power source (e.g. battery or DC power supply), and the actuator wires as follows.



TROUBLESHOOTING

Unit will not extend/retract or stops in mid stroke

POSSIBLE CAUSE	CORRECTIVE ACTION
Motor Failure	Use ohmmeter to check resistance of the coil.
Bad Connection	Inspect for broken or loose wires between the power source and the actuator. If a switch is being used check connections between the switch and the actuator/power source.
Thermal Overload Open	If run at a duty cycle greater than 25% or unit is overloaded, the thermal overload in the motor may open to protect the motor. Allow motor to cool and overload to reset. Confirm the application to ensure that the unit is not overloaded and that it is not running at greater than 25% duty cycle.
Insufficient Current	Power may be reaching the motor, but with insufficient current to provide full load moving capacity. Use an amp meter to confirm that sufficient current is reaching the actuator.
Overloaded Clutch Slipping	When a unit is overloaded, the clutch will slip generating a ratcheting noise within the unit. Reduce the load to within specifications and ensure the clutch has not been worn out.

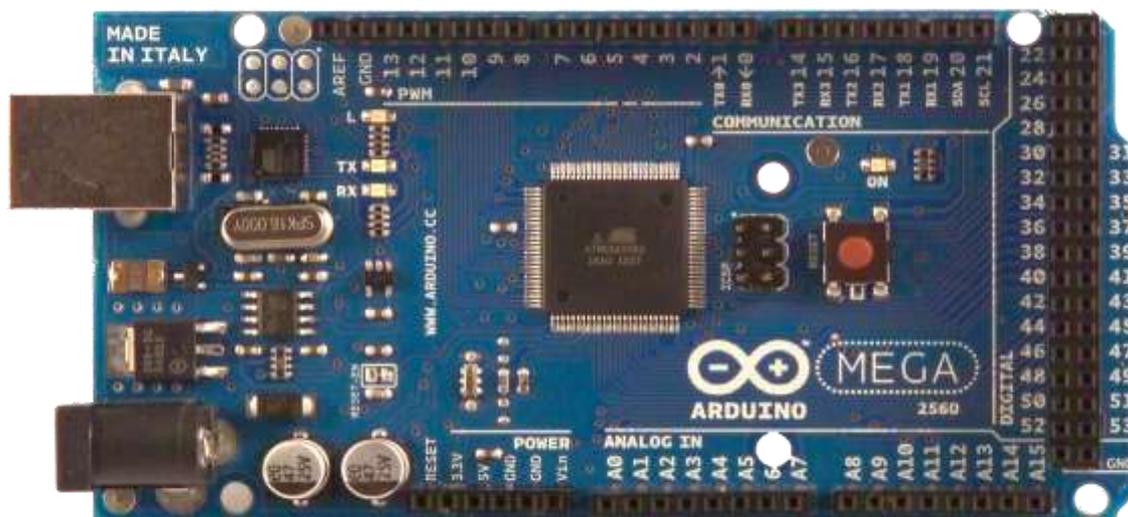
WARRANTY

Windy Nation warrants the item to be free of manufacturing flaws for a period of 90 days.

Windy Nation is not responsible for any injuries and/or damages caused as a result of not complying with the specifications stated.

ANEXO 8: Manual del usuario Arduino MEGA 2560

Arduino MEGA 2560



Product Overview

The Arduino Mega 2560 is a microcontroller board based on the ATmega2560 ([datasheet](#)). It has 54 digital input/output pins (of which 14 can be used as PWM outputs), 16 analog inputs, 4 UARTs (hardware serial ports), a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started. The Mega is compatible with most shields designed for the Arduino Duemilanove or Diecimila.

Index

Technical
Specifications

Page 2

How to use Arduino
Programming Environment, Basic Tutorials

Page 6

Terms &
Conditions

Page 7

Environmental Policies
half sqm of green via Impatto Zero®

Page 7



radiospares

RADIONICS



Technical Specification

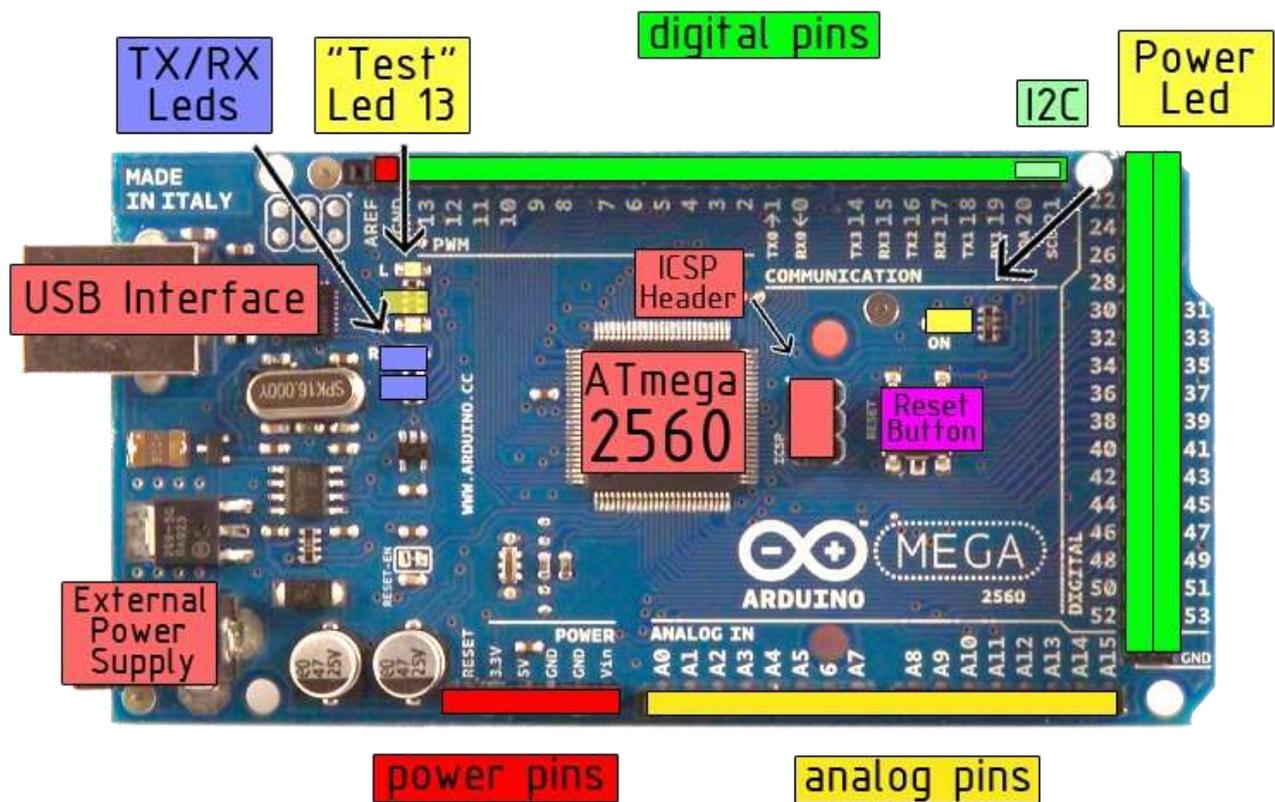


EAGLE files: [arduino-mega2560-reference-design.zip](#) Schematic: [arduino-mega2560-schematic.pdf](#)

Summary

Microcontroller	ATmega2560
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	54 (of which 14 provide PWM output)
Analog Input Pins	16
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	256 KB of which 8 KB used by bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Clock Speed	16 MHz

the board





radiospares

RADIONICS



The Arduino Mega2560 can be powered via the USB connection or with an external power supply. The power source is selected automatically. External (non-USB) power can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. The adapter can be connected by plugging a 2.1mm center-positive plug into the board's power jack. Leads from a battery can be inserted in the Gnd and Vin pin headers of the POWER connector.

The board can operate on an external supply of 6 to 20 volts. If supplied with less than 7V, however, the 5V pin may supply less than five volts and the board may be unstable. If using more than 12V, the voltage regulator may overheat and damage the board. The recommended range is 7 to 12 volts.

The Mega2560 differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the Atmega8U2 programmed as a USB-to-serial converter.

The power pins are as follows:

- **VIN.** The input voltage to the Arduino board when it's using an external power source (as opposed to 5 volts from the USB connection or other regulated power source). You can supply voltage through this pin, or, if supplying voltage via the power jack, access it through this pin.
- **5V.** The regulated power supply used to power the microcontroller and other components on the board. This can come either from VIN via an on-board regulator, or be supplied by USB or another regulated 5V supply.
- **3V3.** A 3.3 volt supply generated by the on-board regulator. Maximum current draw is 50 mA.
- **GND.** Ground pins.

The ATmega2560 has 256 KB of flash memory for storing code (of which 8 KB is used for the bootloader), 8 KB of SRAM and 4 KB of EEPROM (which can be read and written with the [EEPROM library](#)).

Each of the 54 digital pins on the Mega can be used as an input or output, using [pinMode\(\)](#), [digitalWrite\(\)](#), and [digitalRead\(\)](#) functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 kOhms. In addition, some pins have specialized functions:

- **Serial: 0 (RX) and 1 (TX); Serial 1: 19 (RX) and 18 (TX); Serial 2: 17 (RX) and 16 (TX); Serial 3: 15 (RX) and 14 (TX).** Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. Pins 0 and 1 are also connected to the corresponding pins of the ATmega8U2 USB-to-TTL Serial chip .
- **External Interrupts: 2 (interrupt 0), 3 (interrupt 1), 18 (interrupt 5), 19 (interrupt 4), 20 (interrupt 3), and 21 (interrupt 2).** These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value. See the [attachInterrupt\(\)](#) function for details.
- **PWM: 0 to 13.** Provide 8-bit PWM output with the [analogWrite\(\)](#) function.
- **SPI: 50 (MISO), 51 (MOSI), 52 (SCK), 53 (SS).** These pins support SPI communication, which, although provided by the underlying hardware, is not currently included in the Arduino language. The SPI pins are also broken out on the ICSP header, which is physically compatible with the Duemilanove and Diecimila.
- **LED: 13.** There is a built-in LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on, when the pin is LOW, it's off.
- **I²C: 20 (SDA) and 21 (SCL).** Support I²C (TWI) communication using the [Wire library](#) (documentation on the Wiring website). Note that these pins are not in the same location as the I²C pins on the Duemilanove.

The Mega2560 has 16 analog inputs, each of which provide 10 bits of resolution (i.e. 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though it is possible to change the upper end of their range using the AREF pin and [analogReference\(\)](#) function.

There are a couple of other pins on the board:

- **AREF.** Reference voltage for the analog inputs. Used with [analogReference\(\)](#).



radiospares

RADIONICS



Communication

- **Reset.** Bring this line LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.

The Arduino Mega2560 has a number of facilities for communicating with a computer, another Arduino, or other microcontrollers. The ATmega2560 provides four hardware UARTs for TTL (5V) serial communication. An ATmega8U2 on the board channels one of these over USB and provides a virtual com port to software on the computer (Windows machines will need a .inf file, but OSX and Linux machines will recognize the board as a COM port automatically). The Arduino software includes a serial monitor which allows simple textual data to be sent to and from the board. The RX and TX LEDs on the board will flash when data is being transmitted via the ATmega8U2 chip and USB connection to the computer (but not for serial communication on pins 0 and 1).

A [SoftwareSerial library](#) allows for serial communication on any of the Mega's digital pins.

The ATmega2560 also supports I2C (TWI) and SPI communication. The Arduino software includes a Wire library to simplify use of the I2C bus; see the [documentation on the Wiring website](#) for details. To use the SPI communication, please see the ATmega2560 datasheet.

Programming

The Arduino Mega2560 can be programmed with the Arduino software ([download](#)). For details, see the [reference](#) and [tutorials](#).

The ATmega2560 on the Arduino Mega comes preburned with a [bootloader](#) that allows you to upload new code to it without the use of an external hardware programmer. It communicates using the original STK500 protocol ([reference](#), [C header files](#)).

You can also bypass the bootloader and program the microcontroller through the ICSP (In-Circuit Serial Programming) header; see [these instructions](#) for details.



radiospares

RADIONICS



Automatic (Software) Reset

Rather than requiring a physical press of the reset button before an upload, the Arduino Mega2560 is designed in a way that allows it to be reset by software running on a connected computer. One of the hardware flow control lines (DTR) of the ATmega8U2 is connected to the reset line of the ATmega2560 via a 100 nanofarad capacitor. When this line is asserted (taken low), the reset line drops long enough to reset the chip. The Arduino software uses this capability to allow you to upload code by simply pressing the upload button in the Arduino environment. This means that the bootloader can have a shorter timeout, as the lowering of DTR can be well-coordinated with the start of the upload.

This setup has other implications. When the Mega2560 is connected to either a computer running Mac OS X or Linux, it resets each time a connection is made to it from software (via USB). For the following half-second or so, the bootloader is running on the Mega2560. While it is programmed to ignore malformed data (i.e. anything besides an upload of new code), it will intercept the first few bytes of data sent to the board after a connection is opened. If a sketch running on the board receives one-time configuration or other data when it first starts, make sure that the software with which it communicates waits a second after opening the connection and before sending this data.

The Mega contains a trace that can be cut to disable the auto-reset. The pads on either side of the trace can be soldered together to re-enable it. It's labeled "RESET-EN". You may also be able to disable the auto-reset by connecting a 110 ohm resistor from 5V to the reset line; see [this forum thread](#) for details.

USB Overcurrent Protection

The Arduino Mega has a resettable polyfuse that protects your computer's USB ports from shorts and overcurrent. Although most computers provide their own internal protection, the fuse provides an extra layer of protection. If more than 500 mA is applied to the USB port, the fuse will automatically break the connection until the short or overload is removed.

Physical Characteristics and Shield Compatibility

The maximum length and width of the Mega PCB are 4 and 2.1 inches respectively, with the USB connector and power jack extending beyond the former dimension. Three screw holes allow the board to be attached to a surface or case. Note that the distance between digital pins 7 and 8 is 160 mil (0.16"), not an even multiple of the 100 mil spacing of the other pins.

The Mega is designed to be compatible with most shields designed for the Diecimila or Duemilanove. Digital pins 0 to 13 (and the adjacent AREF and GND pins), analog inputs 0 to 5, the power header, and ICSP header are all in equivalent locations. Further the main UART (serial port) is located on the same pins (0 and 1), as are external interrupts 0 and 1 (pins 2 and 3 respectively). SPI is available through the ICSP header on both the Mega and Duemilanove / Diecimila. **Please note that I²C is not located on the same pins on the Mega (20 and 21) as the Duemilanove / Diecimila (analog inputs 4 and 5).**



radiospares

RADIONICS



How to use Arduino



Arduino can sense the environment by receiving input from a variety of sensors and can affect its surroundings by controlling lights, motors, and other actuators. The microcontroller on the board is programmed using the [Arduino programming language](#) (based on [Wiring](#)) and the Arduino development environment (based on [Processing](#)). Arduino projects can be stand-alone or they can communicate with software on running on a computer (e.g. Flash, Processing, MaxMSP).

Arduino is a cross-platform program. You'll have to follow different instructions for your personal OS. Check on the [Arduino site](#) for the latest instructions. <http://arduino.cc/en/Guide/HomePage>

Linux Install

Windows Install

Mac Install

Once you have downloaded/unzipped the arduino IDE, you can Plug the Arduino to your PC via USB cable.

Now you're actually ready to "burn" your first program on the arduino board. To select "blink led", the physical translation of the well known programming "hello world", select

**File>Sketchbook>
Arduino-0017>Examples>
Digital>Blink**

Once you have your skecth you'll see something very close to the screenshot on the right.

In **Tools>Board** select MEGA

Now you have to go to **Tools>SerialPort** and select the right serial port, the one arduino is attached to.

```

Blink | Arduino 0017
File Edit Sketch Tools Help
Blink 5
int ledPin = 13; // LED connected to digital pin 13

// The setup() method runs once, when the sketch starts:
void setup() {
  // initialize the digital pin as an output:
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
}

// the loop() method runs over and over again,
// as long as the Arduino has power
void loop()
{
  digitalWrite(ledPin, HIGH); // set the LED on
  delay(1000); // wait for a second
  digitalWrite(ledPin, LOW); // set the LED off
  delay(1000); // wait for a second
}
  
```



radiospares

RADIONICS



Terms & Conditions



Warranties

1.1 The producer warrants that its products will conform to the Specifications. This warranty lasts for one (1) years from the date of the sale. The producer shall not be liable for any defects that are caused by neglect, misuse or mistreatment by the Customer, including improper installation or testing, or for any products that have been altered or modified in any way by a Customer. Moreover, The producer shall not be liable for any defects that result from Customer's design, specifications or instructions for such products. Testing and other quality control techniques are used to the extent the producer deems necessary.

1.2 If any products fail to conform to the warranty set forth above, the producer's sole liability shall be to replace such products. The producer's liability shall be limited to products that are determined by the producer not to conform to such warranty. If the producer elects to replace such products, the producer shall have a reasonable time to replacements. Replaced products shall be warranted for a new full warranty period.

1.3 EXCEPT AS SET FORTH ABOVE, PRODUCTS ARE PROVIDED "AS IS" AND "WITH ALL FAULTS." THE PRODUCER DISCLAIMS ALL OTHER WARRANTIES, EXPRESS OR IMPLIED, REGARDING PRODUCTS, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO, ANY IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY OR FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE

1.4 Customer agrees that prior to using any systems that include the producer products, Customer will test such systems and the functionality of the products as used in such systems. The producer may provide technical, applications or design advice, quality characterization, reliability data or other services. Customer acknowledges and agrees that providing these services shall not expand or otherwise alter the producer's warranties, as set forth above, and no additional obligations or liabilities shall arise from the producer providing such services.

1.5 The Arduino™ products are not authorized for use in safety-critical applications where a failure of the product would reasonably be expected to cause severe personal injury or death. Safety-Critical Applications include, without limitation, life support devices and systems, equipment or systems for the operation of nuclear facilities and weapons systems. Arduino™ products are neither designed nor intended for use in military or aerospace applications or environments and for automotive applications or environment. Customer acknowledges and agrees that any such use of Arduino™ products which is solely at the Customer's risk, and that Customer is solely responsible for compliance with all legal and regulatory requirements in connection with such use.

1.6 Customer acknowledges and agrees that it is solely responsible for compliance with all legal, regulatory and safety-related requirements concerning its products and any use of Arduino™ products in Customer's applications, notwithstanding any applications-related information or support that may be provided by the producer.

Indemnification

The Customer acknowledges and agrees to defend, indemnify and hold harmless the producer from and against any and all third-party losses, damages, liabilities and expenses it incurs to the extent directly caused by: (i) an actual breach by a Customer of the representation and warranties made under this terms and conditions or (ii) the gross negligence or willful misconduct by the Customer.

Consequential Damages Waiver

In no event the producer shall be liable to the Customer or any third parties for any special, collateral, indirect, punitive, incidental, consequential or exemplary damages in connection with or arising out of the products provided hereunder, regardless of whether the producer has been advised of the possibility of such damages. This section will survive the termination of the warranty period.

Changes to specifications

The producer may make changes to specifications and product descriptions at any time, without notice. The Customer must not rely on the absence or characteristics of any features or instructions marked "reserved" or "undefined." The producer reserves these for future definition and shall have no responsibility whatsoever for conflicts or incompatibilities arising from future changes to them. The product information on the Web Site or Materials is subject to change without notice. Do not finalize a design with this information.



RADIOSPARES

RADIONICS





The producer of Arduino™ has joined the Impatto Zero® policy of LifeGate.it. For each Arduino board produced is created / looked after half squared Km of Costa Rica's forest's.

Fuente: mantech.co.za

ANEXO 9: Manual de funcionamiento y mantenimiento

1. Manual de funcionamiento

Antes de iniciar el funcionamiento de la camilla se debe tomar en cuenta las siguientes indicaciones:

1.1 Montaje del dispositivo

- La camilla debe colocarse en un espacio amplio siempre verificando que el mando de control no quede obstruido.
- Se debe verificar que exista un tomacorriente con un voltaje de 110 V para mantener cargada la batería de la camilla mientras esta no requiera trasladarse de un ambiente a otro.
- Verificar que el colchón se encuentre sujeto a la estructura de la camilla.
- Una vez se encuentra ubicada en la posición requerida se debe accionar los frenos en cada una de las cuatro llantas de la camilla.

1.2 Descripción del proceso de funcionamiento

A continuación, se encuentra detallado el funcionamiento de la camilla para bipedestación de pacientes:

- Verificar que el switch de control de accionamiento se encuentre en la posición manual, caso contrario colocarlo en esa posición.
- Colocar la altura de la camilla en la posición requerida para recibir al paciente.
- Desabrochar los cinturones de seguridad.
- Colocar al paciente sobre la camilla, de tal forma que los pies del mismo estén en contacto con el reposapiés de la camilla.
- Abrochar los cinturones de seguridad.
- Colocar la altura de la camilla según lo requerido por el terapeuta.

- Para bipedestar al paciente, en el mando de control se debe activar el switch “BIPEDESTACIÓN”, caso contrario los pulsadores que controlan el movimiento de bipedestación permanecen desactivados.
- El terapeuta puede controlar las posiciones que adopta la camilla con los pulsadores presentes en el mando de control.
- Una vez finalizada la sesión de fisioterapia se coloca la camilla en posición horizontal, se regula la altura para bajar al paciente de la camilla y se coloca el mando en el lugar permanente.

2. Manual de mantenimiento

Para el correcto mantenimiento de la camilla se debe contar con personal que cuente con conocimientos básicos de mecánica y electrónica.

2.1 Problemas y posibles soluciones

La siguiente tabla muestra los problemas que pudiesen presentarse al momento de utilizar la camilla y una lista de sus posibles soluciones

Posibles problemas en la camilla bipedestadora		
Problema	Causa	Posible solución
Barra de leds apagada.	<ul style="list-style-type: none"> – Batería descargada. – Cable de poder en mal estado. 	<ul style="list-style-type: none"> – Verificar que el cable de poder se encuentre conectado a la fuente de 110v. – Reemplazar el cable de poder. – Cargar la batería con un cargador externo.
Pulsadores no activan bipedestación.	<ul style="list-style-type: none"> – Switch bipedestación desactivado 	<ul style="list-style-type: none"> – Verificar la posición del switch “BIPEDESTACIÓN” – Revisar fuente.

LCD no muestra mensajes claros.	<ul style="list-style-type: none"> – Fuente de ponder – Tarjeta controladora 	<ul style="list-style-type: none"> – Resetear la tarjeta controladora.
No se activan los pulsadores para controlar las posiciones articulares de la camilla diferentes a la bipedestación	<ul style="list-style-type: none"> – Switch bipedestación activado 	<ul style="list-style-type: none"> – Verificar la posición del switch “BIPEDESTACIÓN” – Revisar fuente.
LCD apagada	<ul style="list-style-type: none"> – Fuente alimentación – Conexión a la tarjeta controladora 	<ul style="list-style-type: none"> – Revisar la fuente de alimentación de la LCD. – Revisar el estado de la conexión entre la LCD y la tarjeta controladora. – Reemplazar LCD.

2.2 Descripción del mantenimiento

El mantenimiento de la camilla bipedestadora se especifica a continuación en la tabla siguiente:

Mantenimiento de la camilla bipedestadora						
Descripción	Diario	Semanal	Mensual	Semestral	Anual	Actividad
Estructura		x				Limpieza general de la estructura
Sistema de sujeción		x				Revisar el estado de los cinturones de seguridad
Rodamientos					x	Lubricar los rodamientos
Mando de control			x			Comprobar el funcionamiento de todos los elementos que integran el mando de control

Sistema de elevación.					x	Lubricar los rieles del sistema de elevación con una grasa suave.
Actuadores				x		Revisar el correcto funcionamiento de los actuadores según el manual de usuario.
Batería					x	Comprobar la carga de la batería.
Mantenedor de la batería.					x	Comprobar su correcto funcionamiento de acuerdo al manual del usuario.

ANEXO 10: Correcciones

A continuación, se presentan evidencias fotográficas de las correcciones implementadas en la camilla:



Recubrimiento cables mando de control



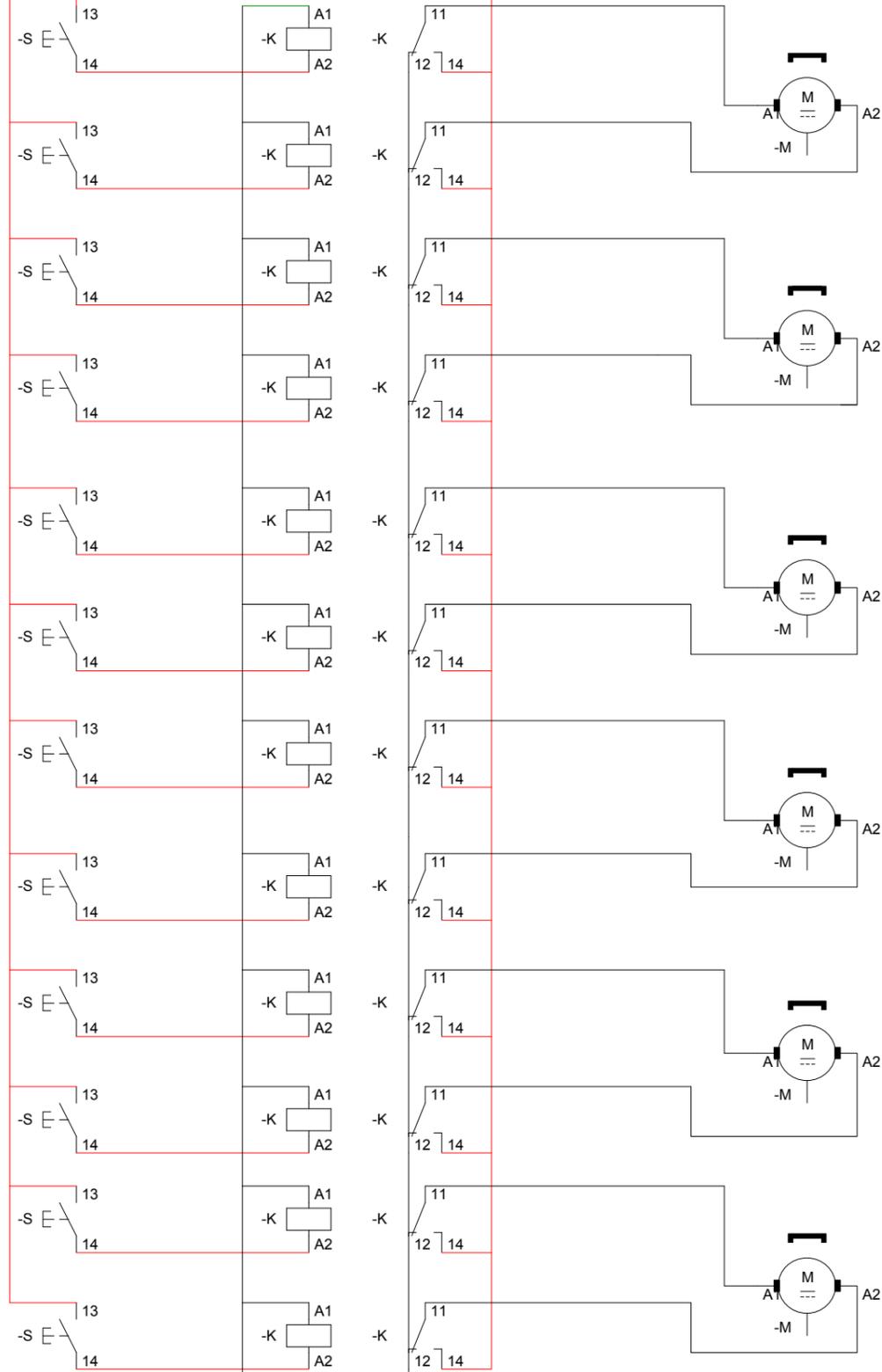
Mando de control con cables totalmente cubiertos

ANEXO 11: Planos

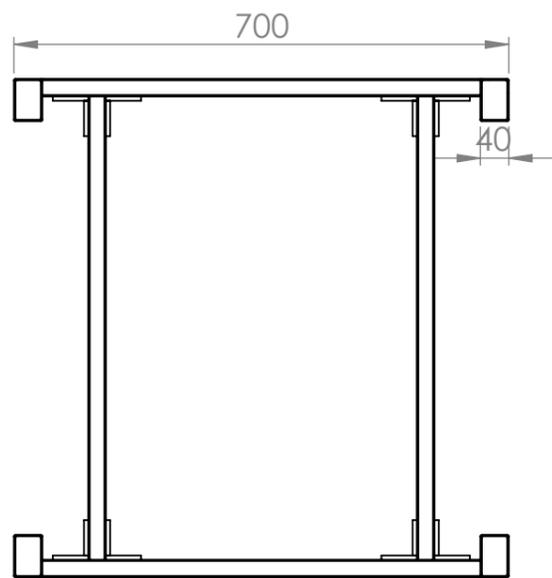
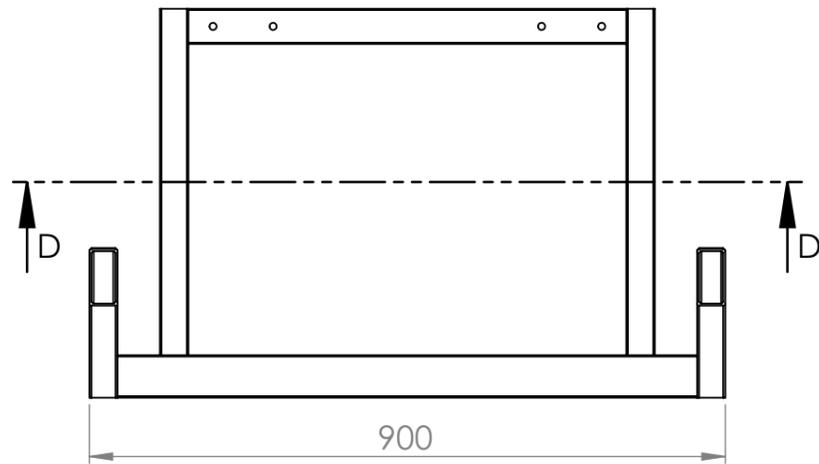
12V

5V

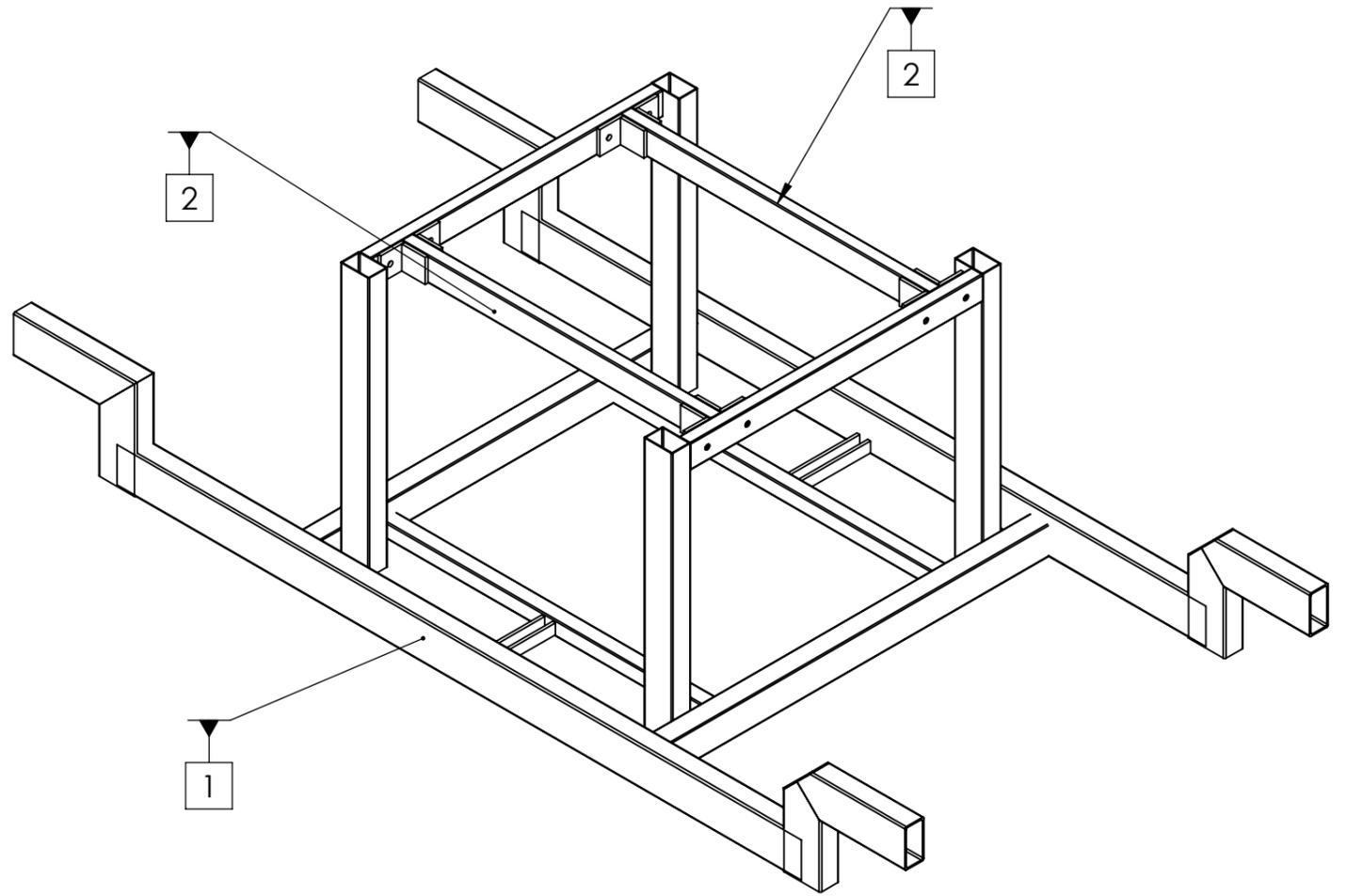
GND



	Fecha	Nombre	Firmas	Entidad	Título	Fecha:	12-Jul-2016	Nún:	1 de 1
Dibujado	07/2016	DIEGO C		UTN	PLANOS ELÉCTRICOS CB1	Archivo: PLANOSELECTRICOS.cad			
Comprobado	07/2016	ELEAZAR D							



SECCIÓN D-D
ESCALA 1 : 10

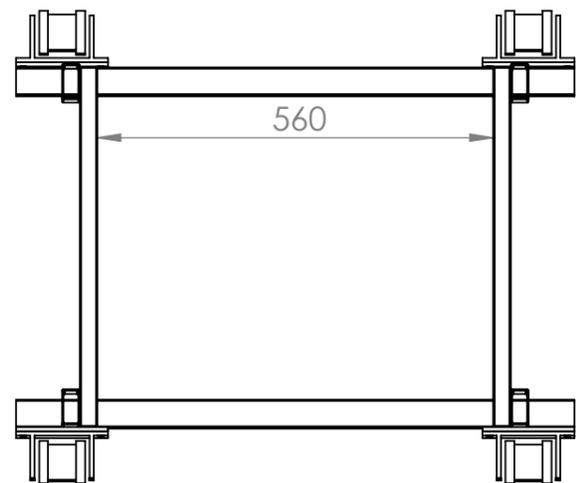
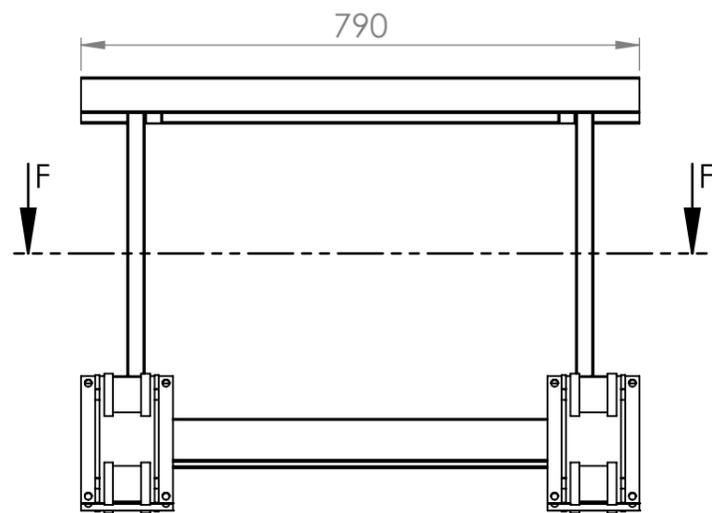


Nro. de origen	Nro. de pieza	Denominación	Número de norma o dibujo	Observaciones
2	2	Separador base	UTN16-CB1-102	
1	1	Base	UTN16-CB1-101	
		Fecha	Nombre	Denominación:
		Dib. 12/07/16	Diego Carvajal	BASE GENERAL
		Rev. 12/07/16	Ing. C. Villarreal	
		Apro. 12/07/16	Ing. E. Díaz	
		Firma:	UTN	Número del dibujo:
				UTN16-CB1-100
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	Sustitución:

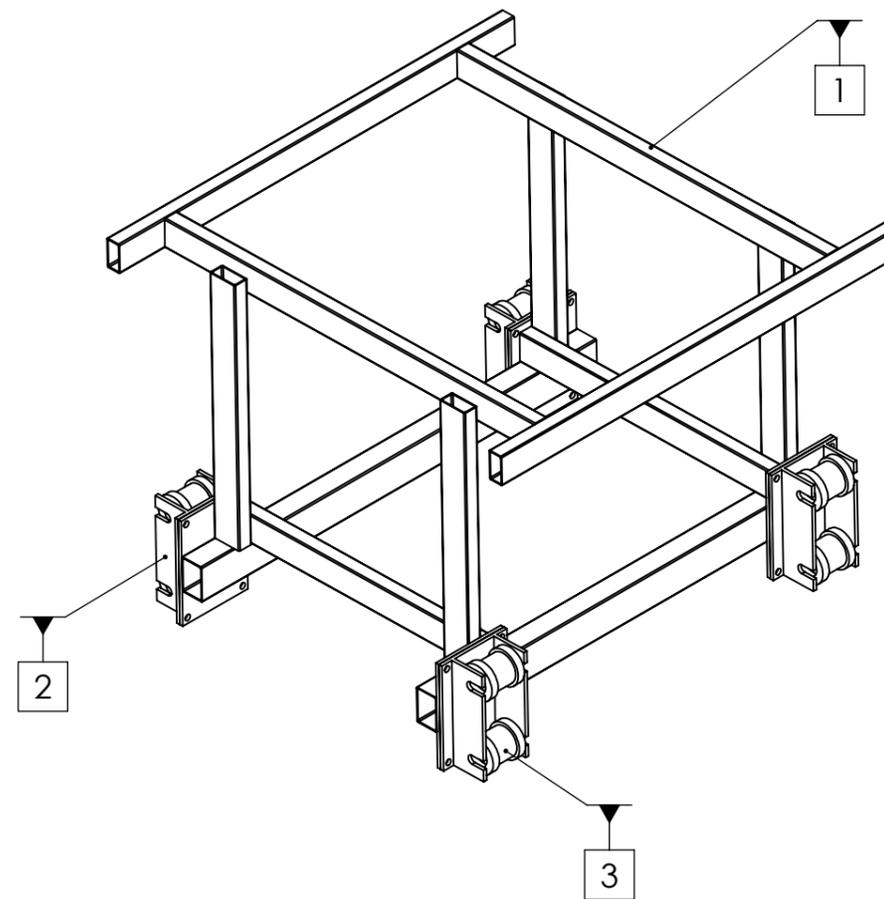
Escala:
1:10

Registro:





SECCIÓN F-F
ESCALA 1 : 10



Nro. de origen	Nro. de pieza	Denominación	Número de norma o dibujo	Observaciones
3	8	Rodachines	UTN16-CB1-203	
2	2	Soporte rodachines	UTN16-CB1-202	
1	1	Estructura rieles	UTN16-CB1-201	

Edición	Modificación	Fecha	Nombre	Denominación: SISTEMA DE ELEVACIÓN	Escala: 1:10
		Dib.	12/07/16 Diego Carvajal		
		Rev.	12/07/16 Ing. C. Villarreal		
		Apro.	12/07/16 Ing. E. Díaz		
		Firma:	UTN	Número del dibujo:	Registro:
				UTN16-CB1-200	
				Sustitución:	

1

2

3

4

5

6

7

8

A

A

B

B

C

C

D

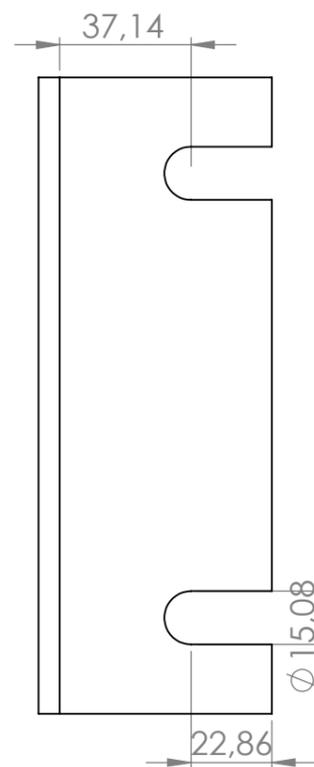
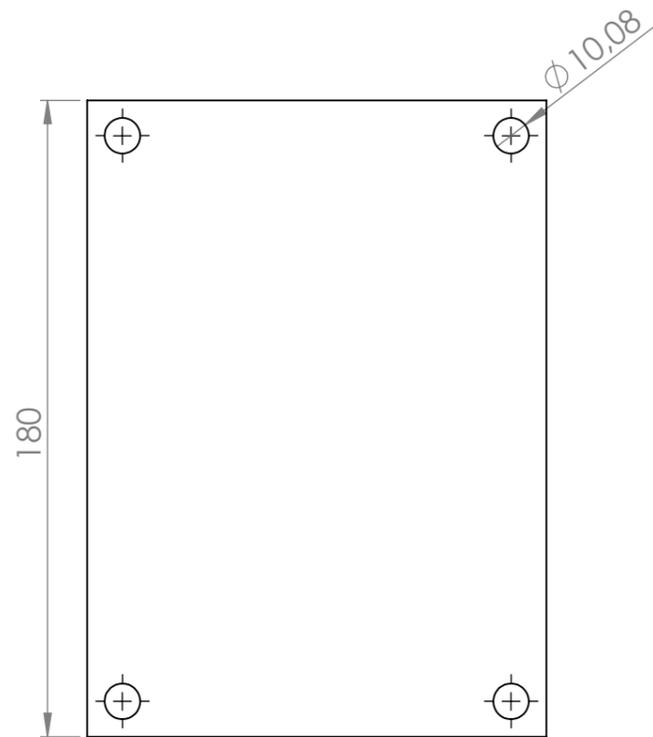
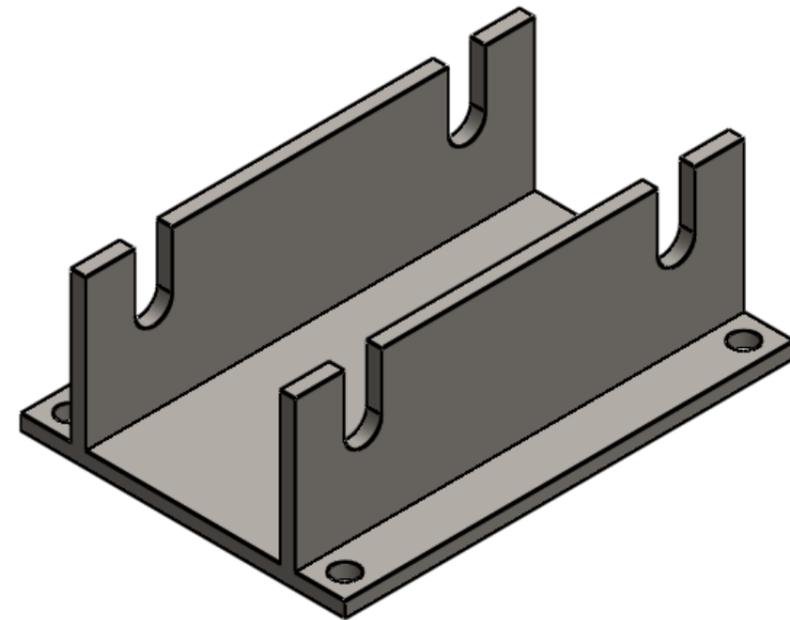
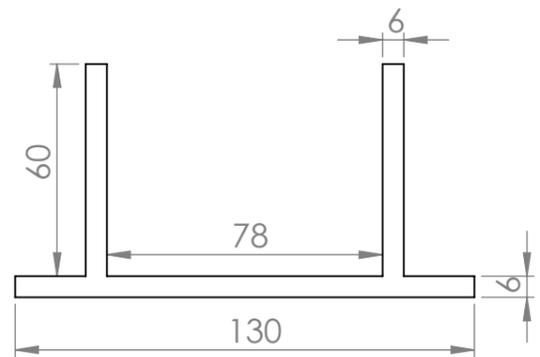
D

E

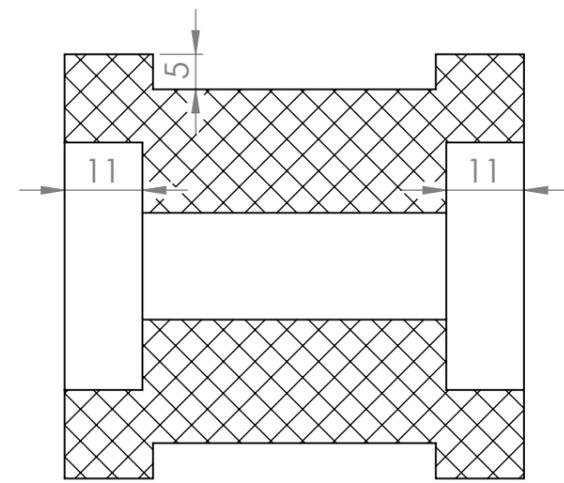
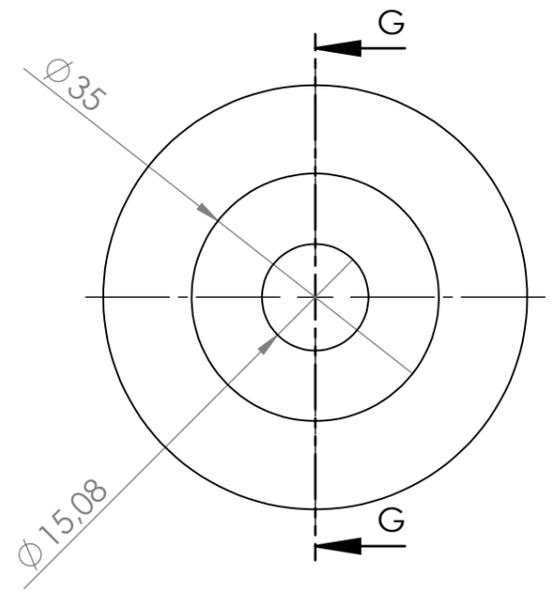
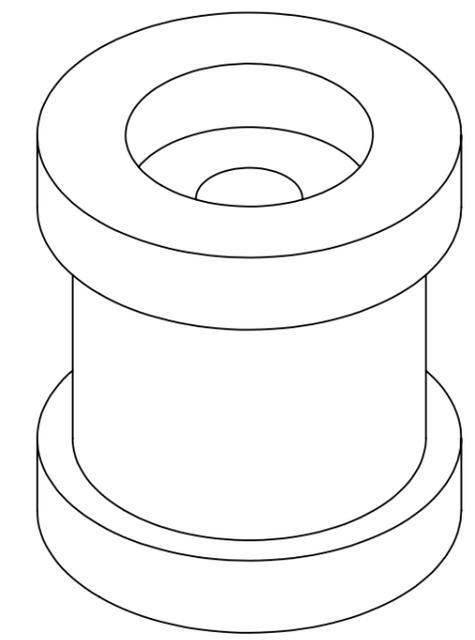
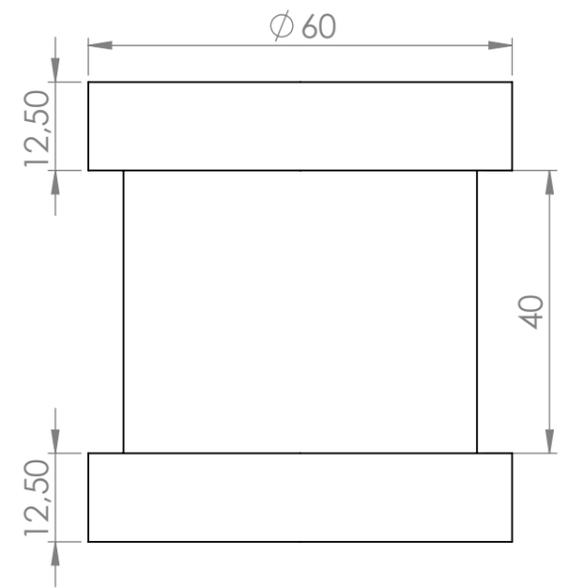
E

F

F

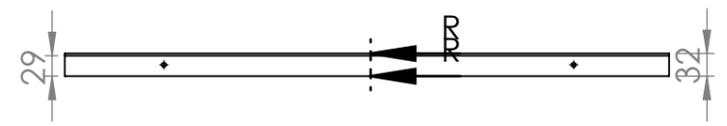
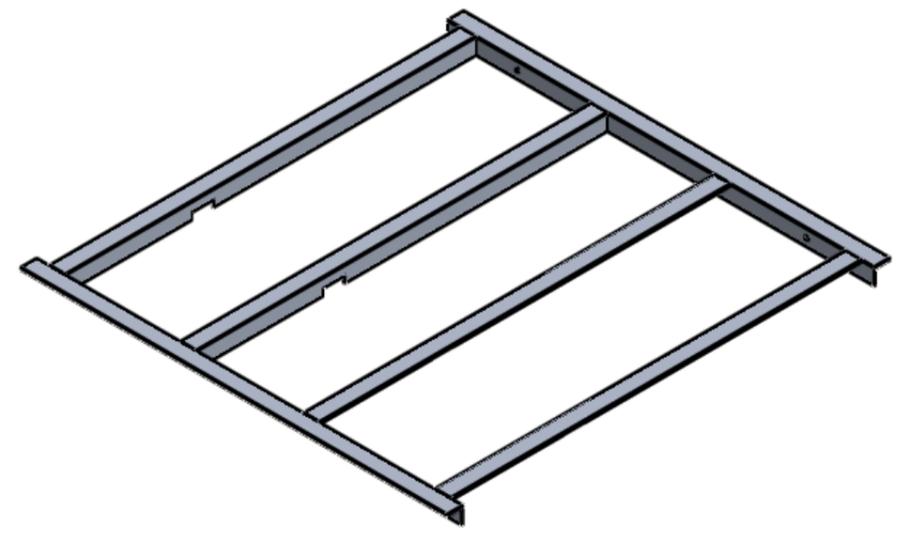
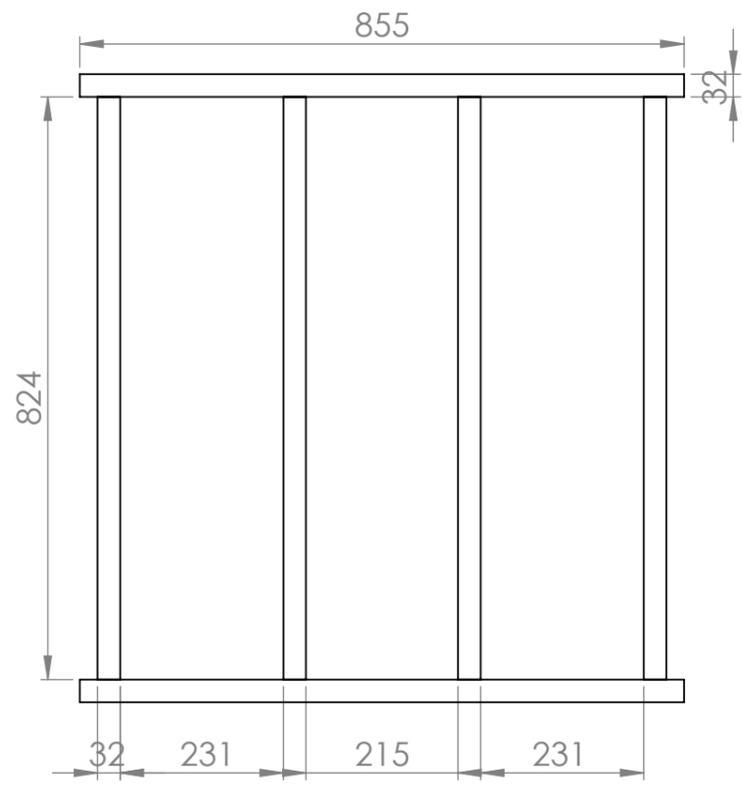


						Material:	ACERO ASTM A-500	
						Denominación:	SOPORTE RODACHINES	Escala:
								1: 2
						Número del dibujo:	UTN16-CB1-202	Registro:
Edi- ción	Modificación	Fecha	Nombre					
						Firma:	UTN	
						Dib.	12/07/16	Diego Carvajal
						Rev.	12/07/16	Ing. C. Villarreal
						Apro.	12/07/16	Ing. E. Díaz



SECCIÓN G-G

				Material: NYLON			
				Denominación: RODACHINES		Escala: 1:1	
				Número del dibujo: UTN16-CB1-203		Registro:	
				Sustitución:			
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	UTN			
				Dib.	12/07/16	Diego Carvajal	
				Rev.	12/07/16	Ing. C. Villarreal	
				Apro.	12/07/16	Ing. E. Díaz	
				Firma:			



				Material: ALUMINIO 6005			
				Denominación: REJILLA ESPALDAR		Escala: 1:10	
				Número del dibujo: UTN16-CB1-005		Registro:	
				Sustitución:			
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	UTN			
				Dib.	12/07/16	Diego Carvajal	
				Rev.	12/07/16	Ing. C. Villarreal	
				Apro.	12/07/16	Ing. E. Díaz	
				Firma:			

1

2

3

4

5

6

7

8

A

A

B

B

C

C

D

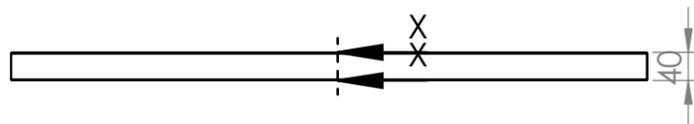
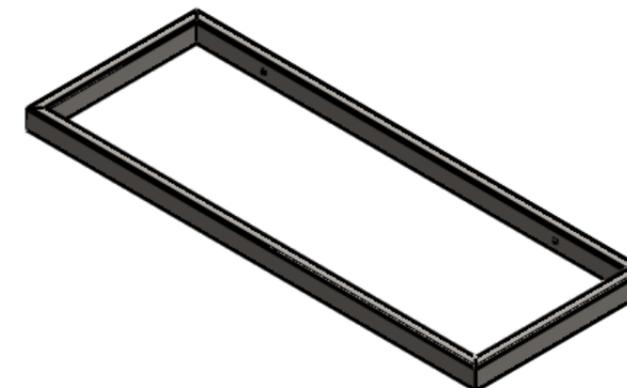
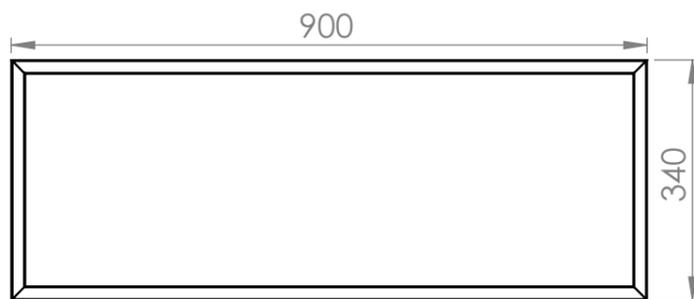
D

E

E

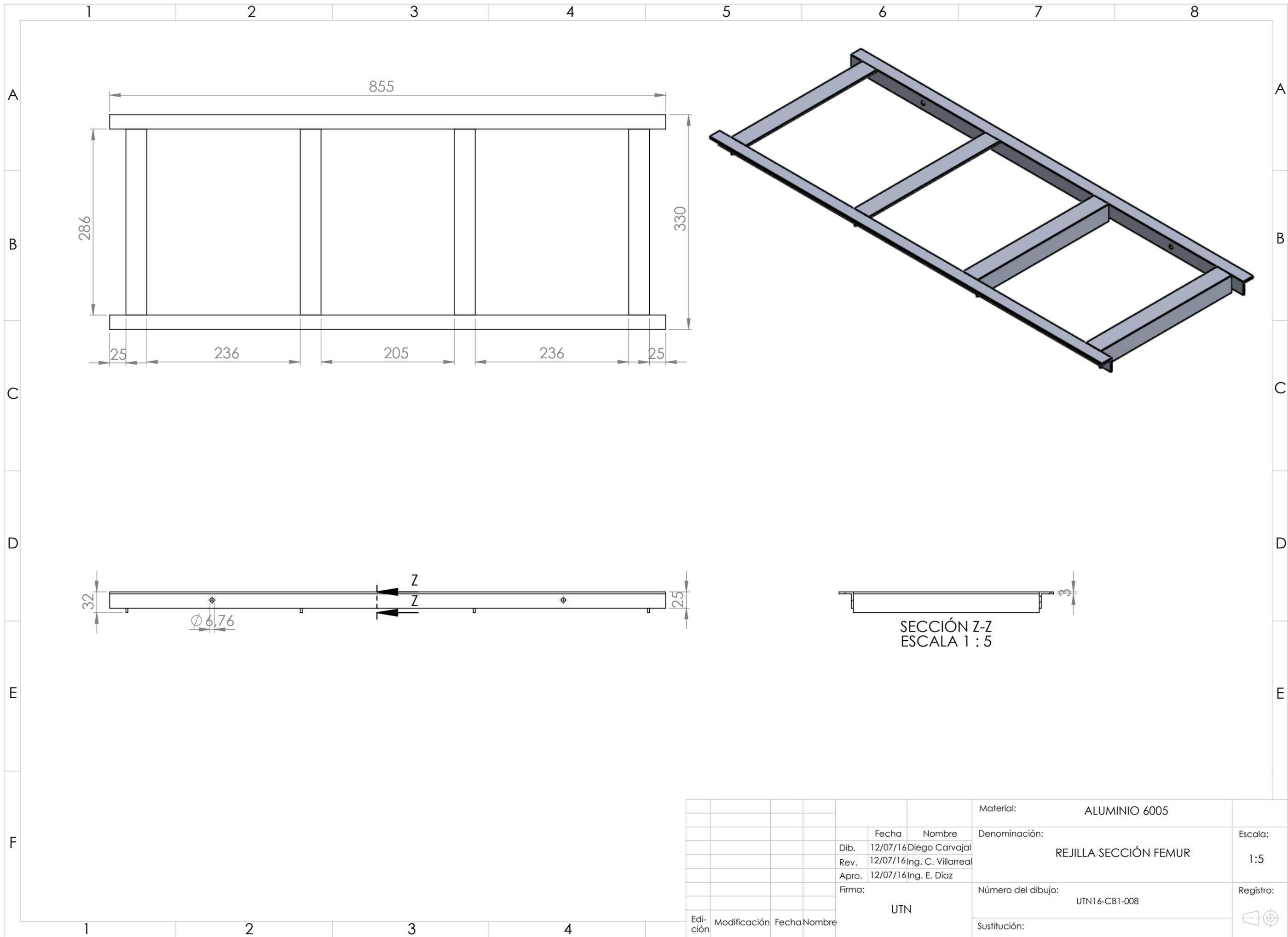
F

F

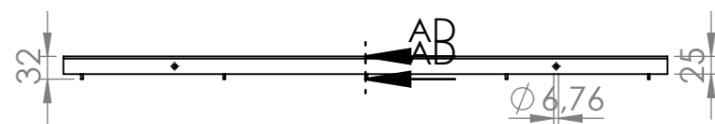
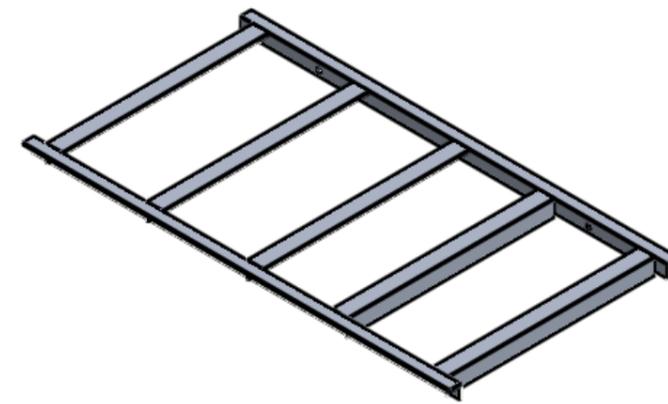
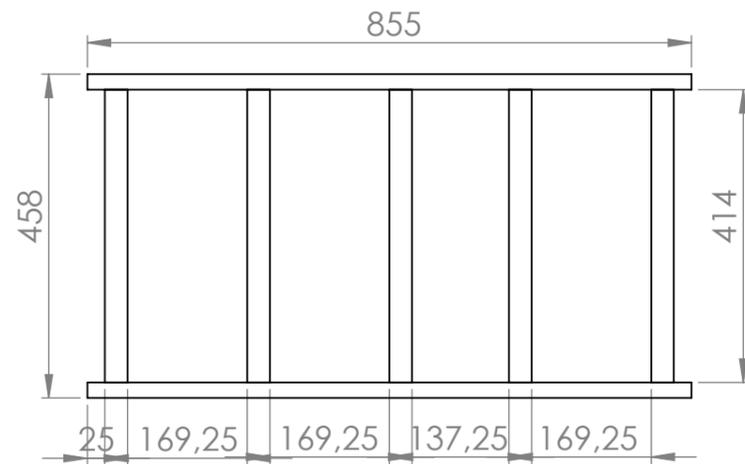


SECCIÓN X-X
ESCALA 1 : 10

						Material:	ACERO ASTM A-500	
						Denominación:	SECCIÓN FEMUR	Escala:
					Dib.	12/07/16	Diego Carvajal	1:10
					Rev.	12/07/16	Ing. C. Villarreal	
					Apro.	12/07/16	Ing. E. Díaz	
					Firma:	UTN		Registro:
						Número del dibujo:	UTN16-CB1-007	
						Sustitución:		
Edi- ción	Modificación	Fecha	Nombre					



						Material:	ALUMINIO 6005	
						Denominación:	REJILLA SECCIÓN FEMUR	Escala:
					Dib.	12/07/16	Diego Carvajal	1:5
					Rev.	12/07/16	Ing. C. Villarreal	
					Apro.	12/07/16	Ing. E. Díaz	
					Firma:	UTN		Registro:
						Número del dibujo:	UTN16-CB1-008	
						Sustitución:		
Edi- ción	Modificación	Fecha	Nombre					



						Material:	ALUMINIO 6005	
						Denominación:	REJILLA SECCIÓN TIBIA Y PEROONÉ	Escala: 1:10
					Dib.	12/07/16	Diego Carvajal	
					Rev.	12/07/16	Ing. C. Villarreal	
					Apro.	12/07/16	Ing. E. Díaz	
					Firma:	UTN		Registro:
						Número del dibujo:	UTN16-CB1-010	
						Sustitución:		
Edi- ción	Modificación	Fecha	Nombre					