



Diseño y construcción de una mesa basculante de tres ejes, mediante un control automático para terapias físicas de verticalización progresiva del cuerpo, de pacientes con movilidad reducida para el Patronato Provincial de Tungurahua.

Martínez Andino, Kevin Joel y Núñez Acosta, Jonathan Alexander

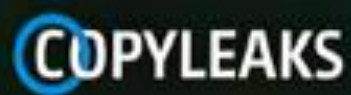
Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería Mecatrónica

Trabajo de titulación, previo a la obtención del título de Ingeniero Mecatrónico

Ing. Torres Muñoz, Guido Rafael

Latacunga



Tesis 3.docx
Scanned on 22/1 February 14, 2023 UTC



	Word count
Identical	158
Minor Changes	0
Reformatted	0
Others	20

Firma:

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Torres Muñoz Guido Rafael".

Torres Muñoz Guido Rafael

Director



Departamento de Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería Mecatrónica

Certificación

Certifico que el trabajo de titulación: "Diseño y construcción de una mesa basculante de tres ejes, mediante un control automático para terapias físicas de verticalización progresiva del cuerpo, de pacientes con movilidad reducida para el Patronato Provincial de Tungurahua." fue realizado por los señores Martínez Andino, Kevin Joel y Nuñez Acosta, Jonathan Alexander; el mismo que cumple con los requisitos legales, técnicos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, además fue revisado y analizado en su totalidad por la herramienta de prevención y/o verificación de similitud de contenidos; razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que se lo sustente públicamente.

Latacunga, 15 de febrero del 2023

Firma:

Torres Muñoz Guido Rafael

C. C. 1801624352



Departamento de Energía y Mecánica
Carrera de Ingeniería Mecatrónica

Responsabilidad de Autoría

Nosotros, Martínez Andino, Kevin Joel y Núñez Acosta, Jonathan Alexander, con cédulas de ciudadanía n°180490957-8 y 180527712-4, declaramos que el contenido, Ideas y criterios del trabajo de titulación: **Diseño y construcción de una mesa basculante de tres ejes, mediante un control automático para terapias físicas de verticalización progresiva del cuerpo, de pacientes con movilidad reducida para el Patronato Provincial de Tungurahua.** Es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos, y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Latacunga, 15 de febrero del 2023

Firma

Martínez Andino Kevin Joel
C.C.: 1804909578.

Firma

Núñez Acosta Jonathan Alexander
C.C.: 180527712-4



Departamento de Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería Mecatrónica

Autorización de Publicación

Nosotros **Martínez Andino, Kevin Joel y Núñez Acosta, Jonathan Alexander**, con cédulas de ciudadanía n° 180490957-8 y 180527712-4, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **Diseño y construcción de una mesa basculante de tres ejes, mediante un control automático para terapias físicas de verticalización progresiva del cuerpo, de pacientes con movilidad reducida para el Patronato Provincial de Tungurahua.** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi/nuestra responsabilidad.

Latacunga, 15 de febrero del 2023

Firma

Martínez Andino Kevin Joel
C.C.: 1804909578.

Firma

Núñez Acosta Jonathan Alexander
C.C.: 180527712-4

Dedicatoria

Dedico este hito en mi formación profesional a Dios; que mediante sus ángeles en la tierra como lo son mis padres me han brindado el apoyo necesario en los momentos más difíciles de mi carrera estudiantil.

Así también, dedico todo el esfuerzo realizado a mis abuelitas que desde el cielo me han sabido proteger y generar un apoyo moral indiscutible. A toda mi familia que siempre está pendiente y presta para brindar su colaboración.

Dedicatoria

El presente proyecto le dedico a toda mi familia. A mi padre Patricio, a mi madre Mónica y a mis hermanos Kevin Ariel y Maykel que son pilares fundamentales en mi vida, que me han forjado desde mi niñez para ser una persona de bien.

Quienes han sido mi motivación y apoyo tanto económicamente como emocionalmente en todo mi trayecto académico y personal.

A mis abuelitas tanto Magdalena como Beatriz que me han apoyado con sus consejos y oraciones durante todo mi trayecto académico.

Agradecimiento

Agradezco en primer lugar a Dios y a mis padres que sin ellos nada de esto podría ser posible, desde el primer momento en que inicio este arduo camino; hasta el final del mismo, siempre agradecido.

En segundo lugar, a mi tutor de tesis que con su amplio conocimiento ha orientado y apoyado este proyecto desde su inicio para llevarlo por el mejor camino y brindar un producto de calidad a la comunidad a quien va dirigido.

A mi familia; de manera especial a mi hermano, cuñada, tía Lupe, tía Mary y demás familiares; que siempre han sido un pilar de apoyo fundamental en cada etapa de mi carrera estudiantil.

A mis compañeros de carrera; amigos y amigas que jamás han dejado de estar presentes en cada vivencia y reto de esta etapa.

Finalmente, pero no menos importante; mi novia, presente siempre con predisposición y sinceridad en los momentos más trascendentales que se han presentado.

Agradecimiento

Agradezco a Dios, por bendecirme y ayudarme en toda mi época universitaria, para graduarme en la carrera de Ingeniería Mecatrónica.

A mis padres Patricio y Mónica que son un pilar fundamental en mi vida, por su apoyo incondicional y fuerza para seguir adelante en mis estudios y vida. Ayudarme a sobrellevar problemas y caídas para aprender de los mismos sin importar la causa.

A mi tutor que junto a su conocimiento supo superar barrera que atravesamos durante la tesis.

ÍNDICE DE CONTENIDO

Caratula	1
Reporte de verificación de contenido	2
Certificación	3
Responsabilidad de Autoria	4
Autorización de Publicación	4
Dedicatoria	6
Dedicatoria	7
Agradecimiento	8
Agradecimiento	9
Índice de contenido	10
Índice de tablas	15
Índice de figuras	18
Resumen	22
Abstract	23
Capítulo I: Planteamiento del problema	24
Introducción.	24
Antecedentes	25
Formulación del problema	26
Objetivos.....	27
<i>Objetivo General</i>	27
<i>Objetivos Específicos</i>	27
Justificación	28
<i>Justificación teórica</i>	28
<i>Justificación metodológica</i>	29
<i>Justificación práctica</i>	30
Hipótesis.....	30

VARIABLES DE INVESTIGACIÓN	30
<i>Variable dependiente</i>	30
<i>Variable dependiente</i>	31
Capítulo II: Marco teórico.....	32
Fisiología	32
Bipedestación	32
<i>Concepto</i>	32
<i>Bipedestador</i>	33
<i>Tipos de bipedestadores</i>	33
<i>Beneficios en el uso de tratamientos Médicos y Fisioterapeutas</i>	35
Posición Fowler.....	41
<i>Concepto</i>	41
<i>Beneficios</i>	42
Posición decúbito	43
<i>Posición decúbito supino o dorsal</i>	43
<i>Posición decúbito lateral</i>	44
<i>Posición decúbito prono o ventral</i>	45
Mecanismos de elevación	45
<i>Mecanismo de elevación tipo tijera</i>	45
<i>Columna de elevación</i>	46
<i>Mecanismo de cuatro barras</i>	47
Actuadores Lineales	48
<i>Concepto</i>	48
<i>Tipos</i>	48
Sistema embebido	50
<i>Concepto</i>	50
<i>Tipos de sistema embebido</i>	51

Capitulo III: Desarrollo del concepto.....	54
Introducción	54
Identificación e importancia de Necesidades	54
Valores nominales	54
Selección del concepto	55
<i>Concepto A</i>	55
<i>Concepto B</i>	56
<i>Concepto C</i>	57
Evaluación de conceptos	58
Selección del mecanismos y componentes.....	60
<i>Selección del mecanismo de elevación.....</i>	60
<i>Selección de actuadores.....</i>	67
<i>Selección del sistema embebido.....</i>	71
<i>Selección del sistema de visualización</i>	75
<i>Selección de dispositivo de entrada.....</i>	78
<i>Listado de componentes y mecanismos seleccionados.....</i>	80
Capitulo IV: Diseño y construcción.....	81
Especificaciones del diseño	81
Selección de medidas antropométricas.....	81
Selección del material	86
Modelado de sólidos.....	88
Diseño estructural.....	90
<i>Calculo estructural para la camilla.....</i>	90
<i>Centro de masa de la camilla</i>	94
<i>Cálculo de la camilla rotada</i>	94
<i>Cálculo de ejes pivotes de la camilla.....</i>	99
<i>Cálculo de eje para base de actuadores.....</i>	100

<i>Cálculo de eje para la base de los pies</i>	101
<i>Cálculo del tubo angular</i>	102
<i>Cálculo de ejes pivotes del tubo angular</i>	108
<i>Selección de ruedas</i>	111
Diseño electrónico	112
<i>Selección del actuador lineal eléctrico 1</i>	112
<i>Selección del actuador lineal eléctrico 2</i>	114
<i>Selección del actuador lineal eléctrico 3</i>	117
<i>Diagramas electrónicos</i>	119
Construcción	121
<i>Construcción mecánica</i>	121
<i>Armado de circuito</i>	127
Capítulo V: Desarrollo de entorno	130
Introducción	130
Navegación entre ventanas	130
Ventana de bienvenida	131
Ventana de acceso	132
Ventana de datos personales	132
Ventana de aviso	133
Ventana principal de movimientos	134
Ventana de rutinas	134
Ventana de movimiento de elevación	135
Ventana de movimiento de Fowler	135
Ventana de información de movimientos	136
Capítulo VI: Pruebas y Resultados	137
Introducción	137
Pruebas FAT	137

<i>Introducción</i>	137
Pruebas SAT	144
<i>Introducción</i>	144
<i>Pruebas Sincope</i>	144
<i>Pruebas de evaluación de pacientes</i>	153
<i>Pruebas de evaluación de profesional médico</i>	154
Capitulo VII: Conclusiones y Recomendaciones	156
Conclusiones	156
Recomendaciones	157
Bibliografía	158
Anexos	162

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 <i>Valores de métricas</i>	54
Tabla 2 <i>Calificación de conceptos</i>	59
Tabla 3 <i>Criterio de evaluación</i>	60
Tabla 4 <i>Ponderación de parámetros de evaluación del mecanismo de elevación</i>	61
Tabla 5 <i>Ponderación de estabilidad</i>	64
Tabla 6 <i>Ponderación de adaptación a tres ejes</i>	64
Tabla 7 <i>Ponderación de peso</i>	65
Tabla 8 <i>Ponderación de costo</i>	65
Tabla 9 <i>Ponderación de mantenimiento</i>	66
Tabla 10 <i>Ponderación de robustez</i>	66
Tabla 11 <i>Ponderación final de mecanismo de elevación</i>	67
Tabla 12 <i>Ponderación de parámetros de evaluación del tipo de actuador lineal</i>	68
Tabla 13 <i>Ponderación de mantenimiento de selección de tipo de actuador lineal</i>	69
Tabla 14 <i>Ponderación de precisión de selección de tipo de actuador lineal</i>	69
Tabla 15 <i>Ponderación de costo de selección de tipo de actuador lineal</i>	69
Tabla 16 <i>Ponderación de facilidad de ensamblaje de selección de tipo de actuador lineal</i>	70
Tabla 17 <i>Ponderación de facilidad de control de selección de tipo de actuador lineal</i>	70
Tabla 18 <i>Ponderación final de selección de actuador lineal</i>	71
Tabla 19 <i>Ponderación de parámetros de evaluación del sistema embebido</i>	72
Tabla 20 <i>Ponderación de robustez para el sistema embebido</i>	73
Tabla 21 <i>Ponderación de compatibilidad para el sistema embebido</i>	73
Tabla 22 <i>Ponderación de costo para el sistema embebido</i>	74
Tabla 23 <i>Ponderación de facilidad de implementación para el sistema embebido</i>	74
Tabla 24 <i>Ponderación y selección del sistema embebido</i>	75
Tabla 25 <i>Ponderación de parámetros de evaluación del sistema de visualización</i>	75

Tabla 26 <i>Ponderación de resolución para el sistema de visualización</i>	76
Tabla 27 <i>Ponderación de costo en el sistema de visualización</i>	76
Tabla 28 <i>Ponderación de facilidad de uso en el sistema de visualización</i>	77
Tabla 29 <i>Ponderación y selección del sistema de visualización</i>	77
Tabla 30 <i>Ponderación de parámetros de evaluación del dispositivo de entrada</i>	78
Tabla 31 <i>Ponderación de dimensiones para el dispositivo de entrada</i>	78
Tabla 32 <i>Ponderación de resistencia para el dispositivo de entrada</i>	79
Tabla 33 <i>Ponderación de costo para el dispositivo de entrada</i>	79
Tabla 34 <i>Ponderación y selección del dispositivo de entrada</i>	80
Tabla 35 <i>Listado de mecanismos y materiales</i>	80
Tabla 36 <i>Especificaciones cuantitativas del diseño</i>	81
Tabla 37 <i>Medidas antropométricas</i>	82
Tabla 38 <i>Evaluación de importancia de criterios para la selección de material</i>	86
Tabla 39 <i>Evaluación de costo para la selección de material</i>	87
Tabla 40 <i>Evaluación de resistencia para la selección de material</i>	87
Tabla 41 <i>Evaluación de peso para la selección de material</i>	87
Tabla 42 <i>Evaluación de maleabilidad para la selección de material</i>	88
Tabla 43 <i>Evaluación final de selección de material</i>	88
Tabla 44 <i>Sumatoria de masas</i>	90
Tabla 45 <i>Masa total para el cálculo del tubo angular</i>	102
Tabla 46 <i>Parámetros actuador lineal eléctrico 1</i>	113
Tabla 47 <i>Parámetros actuador lineal eléctrico 2</i>	116
Tabla 48 <i>Parámetros actuador lineal eléctrico 3</i>	118
Tabla 49 <i>Pruebas de corriente movimiento elevador</i>	137
Tabla 50 <i>Pruebas de corriente movimiento bipedestador</i>	138
Tabla 51 <i>Pruebas de corriente para la posición Fowler</i>	139

Tabla 52 <i>Tiempos y recorridos del movimiento de elevación en función de la carga</i>	140
Tabla 53 <i>Porcentaje de error con respecto al tiempo estimado por el fabricante.</i>	141
Tabla 54 <i>Tiempos y recorridos del movimiento de bipedestación en función de la carga</i>	141
Tabla 55 <i>Porcentaje de error con respecto al tiempo estimado por el fabricante.</i>	142
Tabla 56 <i>Tiempos y recorridos del movimiento de elevación en función de la carga</i>	143
Tabla 57 <i>Porcentaje de error con respecto al tiempo estimado por el fabricante.</i>	143
Tabla 58 <i>Lista de Usuarios</i>	144
Tabla 59 <i>Evolución del caso 1</i>	148
Tabla 60 <i>Evolución del caso 2</i>	150
Tabla 61 <i>Evolución del caso 3</i>	152
Tabla 62 <i>Resultado de evaluación de pacientes a la máquina</i>	153
Tabla 63 <i>Personal profesional según su cargo</i>	155
Tabla 64 <i>Resultado de evaluación de profesionales</i>	155

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 <i>Posición de bipedestación</i>	32
Figura 2 <i>Bipedestador pasivo</i>	33
Figura 3 <i>Camilla bipedestadora dinámico manual</i>	34
Figura 4 <i>Camilla bipedestadora dinámica automática</i>	35
Figura 5 <i>Bipedestación en casos de síncope</i>	36
Figura 6 <i>Bipedestación en casos de parálisis cerebral</i>	37
Figura 7 <i>Diferencia entre cuadriplejía y paraplejía</i>	39
Figura 8 <i>Clasificación según el grado de daño en la médula espinal</i>	40
Figura 9 <i>Bipedestación en pacientes quemados</i>	41
Figura 10 <i>Posición Fowler</i>	42
Figura 11 <i>Posición decúbito supino</i>	43
Figura 12 <i>Posición decúbito lateral</i>	44
Figura 13 <i>Posición decúbito prono</i>	45
Figura 14 <i>Mecanismo tipo tijeras</i>	46
Figura 15 <i>Camilla con columna elevadora</i>	47
Figura 16 <i>Mecanismo elevador de cuatro barras</i>	47
Figura 17 <i>Camilla con mecanismo de cuatro barras</i>	48
Figura 18 <i>Actuador lineal eléctrico</i>	49
Figura 19 <i>Actuador lineal neumático</i>	49
Figura 20 <i>Actuador lineal hidráulico</i>	50
Figura 21 <i>PLC Siemens Logo</i>	51
Figura 22 <i>Raspberry</i>	52
Figura 23 <i>Tarjeta arduino</i>	53
Figura 24 <i>Concepto A</i>	56
Figura 25 <i>Concepto B</i>	57

Figura 26 <i>Concepto C</i>	58
Figura 27 <i>Alternativa 1 mecanismo tipo tijera</i>	62
Figura 28 <i>Alternativa 2 mecanismo columna elevadora</i>	63
Figura 29 <i>Mecanismo de cuatro barras</i>	63
Figura 30 <i>Distancias antropométricas</i>	82
Figura 31 <i>Altura máxima de la camilla</i>	83
Figura 32 <i>Altura mínima de la camilla</i>	84
Figura 33 <i>Anchura de la camilla</i>	85
Figura 34 <i>Medida de camilla cabecera-espalda</i>	86
Figura 35 <i>Modelado de mecanismo de cuatro barras</i>	89
Figura 36 <i>Modelado de mecanismo de la posición de Fowler</i>	89
Figura 37 <i>Modelado del mecanismo para el movimiento de bipedestación.</i>	90
Figura 38 <i>Diagrama de la camilla</i>	91
Figura 39 <i>Gráficas de Fuerza Cortante y Momento Flector en Mdsolid</i>	92
Figura 40 <i>Centro de masa de la camilla</i>	94
Figura 41 <i>Análisis de cuerpo libre de camilla rotada</i>	94
Figura 42 <i>Distancias para el radio vector</i>	95
Figura 43 <i>Ángulo de inclinación de actuador lineal con respecto a la horizontal</i>	96
Figura 44 <i>Fuerza del actuador lineal descompuesta en el plano yz</i>	96
Figura 45 <i>Perilla regulable</i>	101
Figura 46 <i>Distancias y radios de curvatura del tubo angular</i>	103
Figura 47 <i>Diagrama de Equilibrio del tubo angular</i>	104
Figura 48 <i>Medidas del tubo hueco</i>	105
Figura 49 <i>Distancia inicial del actuador eléctrico 1</i>	112
Figura 50 <i>Distancia final del actuador eléctrico 1</i>	113
Figura 51 <i>Actuador lineal eléctrico 2</i>	114

Figura 52 <i>Distancia inicial de actuador lineal eléctrico 2</i>	115
Figura 53 <i>Distancia final de actuador lineal eléctrico 2</i>	115
Figura 54 <i>Actuador lineal eléctrico 2</i>	116
Figura 55 <i>Distancia inicial del actuador lineal eléctrico 3</i>	117
Figura 56 <i>Distancia final del actuador eléctrico 3</i>	117
Figura 57 <i>Actuador lineal eléctrico 3</i>	119
Figura 58 <i>Diagrama electrónico esquema cableado</i>	120
Figura 59 <i>Diagrama electrónico esquema inalámbrico</i>	121
Figura 60 <i>Construcción base inicial y tubo angulares</i>	122
Figura 61 <i>Construcción de soporte no rotable</i>	122
Figura 62 <i>Construcción de la camilla</i>	123
Figura 63 <i>Construcción de soporte para llantas</i>	123
Figura 64 <i>Ensamble camilla y mecanismos inferiores</i>	124
Figura 65 <i>Construcción de mecanismo de elevación a la posición de Fowler</i>	124
Figura 66 <i>Ensamble de actuadores lineales eléctricos</i>	125
Figura 67 <i>Ensamble de actuadores para movimiento de bipedestación.</i>	125
Figura 68 <i>Estructura pintada de color blanco</i>	126
Figura 69 <i>Camilla tapizada</i>	126
Figura 70 <i>Configuración de microprocesador</i>	127
Figura 71 <i>Conexión junto a arduino</i>	127
Figura 72 <i>Anexo con puentes h</i>	128
Figura 73 <i>Control inalámbrico</i>	128
Figura 74 <i>Conexión a fuente principal</i>	129
Figura 75 <i>Armado de circuito final</i>	129
Figura 76 <i>Navegación entre ventanas</i>	131
Figura 77 <i>Ventana de bienvenida</i>	131

Figura 78 <i>Ventana de acceso</i>	132
Figura 79 <i>Ventana de datos del paciente</i>	133
Figura 80 <i>Ventana de aviso</i>	133
Figura 81 <i>Ventana principal de movimientos</i>	134
Figura 82 <i>Ventana de rutinas</i>	134
Figura 83 <i>Ventana de movimiento de elevación</i>	135
Figura 84 <i>Ventana de movimiento de Fowler</i>	135
Figura 85 <i>Ventana de información de movimientos</i>	136
Figura 86 <i>Paciente en posición decúbito supina</i>	145
Figura 87 <i>Toma de datos por parte de profesionales</i>	146
Figura 88 <i>Retorno a la posición inicial a consecuencia de síntomas de síncope</i>	146
Figura 89 <i>Paciente en posición Fowler</i>	147
Figura 90 <i>Paciente en posición decúbito con mínima altura del equipo</i>	147
Figura 91 <i>Paciente en posición decúbito con máxima altura del equipo</i>	148
Figura 92 <i>Gráfico lineal del caso 1</i>	149
Figura 93 <i>Gráfico lineal del caso 2</i>	151
Figura 94 <i>Grafico lineal del caso 3</i>	152

Resumen

El presente proyecto consiste en el diseño y construcción de una mesa basculante o una camilla de tres ejes de movimiento, mediante un control automático para terapias físicas de virtualización progresiva del cuerpo destinada para el Patronato Provincial de Tungurahua. Dicho proyectó está destinada para personas de hasta 150 kg de masa corporal. El primer eje de movimiento y el más principal radica en la inclinación a un ángulo de 85° desde la posición horizontal (0°), con un movimiento progresivo, es decir que se pueda detener dentro del rango establecido. El segundo eje de movimiento es la elevación y depresión de la camilla en posición decúbito, es decir tiene una variación de altura, donde tiene un rango de 70 cm a 95 cm, con respecto al piso. El tercer y último eje se destina para llegar a la posición de Fowler donde permite formar una posición semisentado; el rango de movimiento es de 0° a 45° , de igual forma que los dos anteriores ejes también cumplen con la función de movimiento progresivo, donde también se puede llegar a la posición Semi-Fowler, ya que su ángulo es de 30° con respecto a la horizontal. Se utiliza como elemento de control una placa Raspberry Pi 4 y arduino, ya que permite una mayor portabilidad en la estación de Fisioterapia perteneciente al Organismo del Estado destinado. Consta de una interfaz gráfica de usuario con tres rutinas que dependen del estado y evolución del paciente en la prueba basculante.

Palabras clave: Mesa basculante, control automático, movilidad reducida, terapias físicas.

Abstract

This project consists of the design and construction of a tilting table or a stretcher with three axes of movement, by means of an automatic control for physical therapies of progressive virtualization of the body destined for the Tungurahua Provincial Board. Said project is intended for people up to 150 kg of body mass. The first and most important axis of movement lies in the inclination at an angle of 85° from the horizontal position (0°), with a progressive movement, that is, it can be stopped within the established range. The second axis of movement is the elevation and depression of the stretcher in the decubitus position, that is, it has a height variation, where it has a range of 70 cm to 95 cm, with respect to the floor. The third and last axis is intended to reach Fowler's position where it allows to form a semi-sitting position; the range of movement is from 0° to 45° , in the same way that the two previous axes also fulfill the function of progressive movement, where the Semi-Fowler position can also be reached, since its angle is 30° with respect to the horizontal. A Raspberry Pi 4 and arduino board is used as a control element, since it allows greater portability in the Physiotherapy station belonging to the designated State Agency. It consists of a graphical user interface with three routines that depend on the status and evolution of the patient in the tilt test.

Keyword: Tilt table, automatic control, reduced mobility, physical therapy.

Capítulo I

Planteamiento del problema

Introducción.

En la última década, Ecuador ha fortalecido la atención médica por medio de estrategias a largo plazo como creaciones de nuevos hospitales en cada provincia; a medio plazo con la implementación de nuevos profesionales tanto nacionales como extranjeros al sector público y a corto plazo por medio de inserción de medicina gratuita.

Existen varios Organismos e Identidades que cubren estas estrategias, una de ellas son los Patronatos que se ubican en cada Provincia y tienen como finalidad cubrir las necesidades del sector público como servicios de atención médica, psicológica, médica, fisioterapeuta, dermatología, laboratorio clínico, etc.

Uno de ellos es el Patronato de la Provincia de Tungurahua, que tiene varios servicios y especialidades en su Centro Médico; una de ellas el área de Terapia Física y rehabilitación, en este contexto, la presente tesis se basa en la problemática de los escasos recursos y herramientas que sostiene dicho organismo, con el objetivo de generar una propuesta de diseño y construcción de una mesa basculante automática de tres ejes, de esta manera se brinde un mejor y óptimo servicio.

El presente proyecto se divide en seis capítulos, los cuales abordan una investigación dentro y fuera del Organismo, aspectos generales, evaluación del diseño, análisis de la construcción y pruebas vinculadas a ingeniería.

En el primer capítulo se formula la problemática a resolver, a través de una investigación exploratoria por medio de antecedentes, donde se plantea la solución por medio de objetivos, convalidada de justificaciones. Mientras que en el segundo capítulo se basa en la investigación de conceptos y definiciones de lo que involucra tanto en el diseño como en la construcción; como posiciones, mecanismos, actuadores y sistemas embebido.

En el tercer capítulo, se aborda las limitaciones y alcances que tiene la mesa basculante, especificaciones y conceptos de la misma.

En el cuarto capítulo abarca el diseño y construcción; donde se encuentra la justificación de medidas, selección de material, cálculos de elementos mecánicos, diagramas eléctricos, graficet para el control de los movimientos y finalmente la construcción tanto mecánica como la implementación del controlador con los demás circuitos eléctricos.

En el quinto capítulo se destina a desarrollo de entorno, la navegación entre ventanas y el uso de cada ventana. En el sexto capítulo se trata las pruebas SAT y las pruebas FAT. Y en el séptimo capítulo se abarca las conclusiones y recomendaciones.

Antecedentes

En Ecuador existen aproximadamente 17 millones de habitantes, de los cuales 471205 personas tienen alguna discapacidad, sin embargo, existen 45,66 % personas que tienen alguna deficiencia física, que debe ser tratada diariamente. (CONADIS, 2022)

En nuestro país existen varios programas de ayuda social, como es el servicio de protección social que pertenece al Ministerio de Inclusión Económica y Social (MIES); de la misma manera existen los patronatos en cada provincia que son los Patronatos Provinciales, organismos de derecho público y tiene como objetivo mejorar el nivel de vida de los ciudadanos de cada cantón.

La inclusión de sistemas mecatrónicos en el área médica, desde hace 20 años, han demostrado ser una herramienta beneficiosa en la recuperación y mantenimiento del movimiento de una extremidad, dos de las razones por las cuales elegir este tipo de dispositivos son: presentan movimientos cíclicos sin cansancio y reproducen los ejercicios enseñados por el fisioterapeuta. (Guzman, 2013)

La mesa basculante es una herramienta que se utiliza como un sistema mecatrónicos para fisioterapia para pacientes con parálisis cerebral, pacientes con quemaduras o con lesión

medular y como medio para determinar información acerca de causas de mareos y síncope, para un mejor desarrollo de un plan de tratamiento.

El síncope es una pérdida transitoria y espontánea del tono postural y de la conciencia, con recuperación rápida y completa, sin déficit neurológico y sin necesidad de cardioversión. No incluye coma, crisis convulsivas, fibrilación ventricular, etc. El síncope es una patología común y puede ser consecuencia de una diversidad de causas que comprometen la circulación cerebral en forma transitoria. (Hassi, 2002)

El síncope es un problema frecuente en la población general (20% de la población adulta), que aumenta con la edad y tiene una incidencia anual del 3% en hombre y 3,5% en mujeres. Representa un 3% de todas las consultas a urgencias y tiene múltiples etiologías, de pronóstico muy variado, por lo que es fundamental el diagnóstico de la causa y la estratificación del riesgo. (Sorribes, 2014)

Formulación del problema

En Ecuador existe varios organismos de ayuda social como son los Patronatos Provinciales, los cuales ofrecen diferentes tipos de ayuda para diferente área en cada cantón, entre ellas está el área de terapia física y médica, donde la dificultad que atraviesan es que trabajan con equipos básicos o incluso carecen de los mismos.

En nuestro país, existen diferentes empresas tanto públicas como privadas vinculadas al área de fisioterapia y salud, donde la gran parte de los centros carecen de equipos autónomos, ya que por lo general trabajan con equipos manuales; como es el caso de la mesa basculante manual que suele funcionar con un mecanismo manual llamado “biela-manivela”, que se necesita fuerza, carecen de precisión y son equipos estáticos.

Por otro lado, las empresas que realizan este tipo de mesas basculantes automáticas pertenecen a otros países, lo que genera dificultad de traslado de una camilla de un tamaño moderado al país, por temas de Permisos y Requerimientos.

Además, pocos tipos de mesas basculante automáticas ensambladas en otros países desempeñan más movimientos, ya que la mayor parte solo cumple su rol de llegar a ángulo de bipedestación de aproximadamente 85°, con la dificultad que son diseñadas para personas diferentes al del percentil ecuatoriano, lo que involucra la necesidad de bajar la altura de la camilla para que puedan subirse personas con movilidad reducida, de la misma manera surge el problema de elevar la parte de cabecera-espalda en caso de que se le suministre medicina de forma oral, donde se evita el uso de almohadas.

Todo lo anteriormente descrito se engloba en otro problema vinculado al factor económico, ya que estos Organismos de ayuda social no cumplen con un presupuesto que cubra al costo de este equipo automatizado.

Objetivos

Objetivo General

- Diseñar y construir una mesa basculante de tres ejes, mediante un control automático para terapias físicas de verticalización progresiva del cuerpo, de pacientes con movilidad reducida para el Patronato Provincial de Tungurahua.

Objetivos Específicos

- Investigar sobre la fisiología de las personas con cuadros clínicos que limitan su movilidad o deben realizar un posicionamiento vertical paulatino.
- Definir los materiales necesarios, partiendo de cálculos y análisis; para un correcto funcionamiento y eficiencia del equipo de rehabilitación.
- Dimensionar la instrumentación necesaria para que el sistema mecánico pueda realizar los movimientos propuestos de tres ejes.

- Definir y establecer estándares de funcionamiento entre pacientes y doctores a ser beneficiarios del equipo.
- Establecer un diseño y modelamiento mecánico, mediante cálculos físicos y software para establecer los lineamientos necesarios para su construcción.
- Seleccionar el sistema mecatrónico en base a lineamiento de bajo coste-eficiencia, para garantizar funcionamiento y calidad.
- Desarrollar una programación por rutinas determinadas en base a la necesidad del paciente controlado bajo supervisión del o la fisioterapeuta a cargo de su rehabilitación.
- Implementar un control no rutinario en la máquina para que el encargado de la rehabilitación determine la posición adecuada del sistema.
- Construir el sistema mecatrónico para habilitación de pacientes con movilidad reducida.

Justificación

Justificación teórica

La mesa basculante tiene varios propósitos en el área terapeuta que permite obtener información al médico de personas que padecen de síncope o desmayos repentinos, donde el paciente se coloca inicialmente en posición decúbito supino y sube progresivamente hasta lograr una posición de verticalización, en el cual el profesional debe descartar o aclarar enfermedades causantes. Cabe aclarar que es posible que la persona sufra desmayos repentinos apenas se empieza a bipedestar, por ende, se debe regresar a su posición horizontal. Por otro lado, en los hospitales la mayor parte de casos de emergencia se deben a pacientes con síncope, donde se destaca que al menos el 3% de la población padecen de esta enfermedad, por ende, es muy necesario una camilla de verticalización en un centro de salud.

Está dirigida a pacientes con lesión del Sistema Nervioso Central o comúnmente llamado lesión de médula espinal, donde el proceso de rehabilitación consta de dar una carga

de peso a las piernas que permita entregar información sensorial a la columna vertebral, con el propósito de mejorar la tolerancia ortostática, mejorar la función cardiovascular, optimizar el sistema cardiaco, reducir la espasticidad, prevenir la osteoporosis, disminuir el dolor y estimular receptores sensitivos. Pero se debe tener cuidado con personas que atraviesan sus primeras etapas de lesión ya que al bipedestar puede tener efectos secundarios como la disminución de su presión, es por esta razón que se debe llevar un movimiento progresivo.

En este mismo campo, se involucra a pacientes con parálisis cerebral donde la bipedestación es un rol importante ya que permite mejorar la circulación, respiración, digestión, reduce tanto contracturas como la espasticidad; y controla movimientos involuntarios propios de la enfermedad. De igual forma, el uso de la mesa basculante es dirigida para pacientes con quemaduras, específicamente en la fase subaguda, donde tiene por objetivo evitar contracturas, mantener la fuerza y masa muscular, aunque cabe aclarar que el proceso de fisioterapia inicia desde el momento de ingreso. Por último, también se utiliza en personas con poco equilibrio.

Justificación metodológica

El diseño de solidos de la mesa basculante de tres ejes se realizará en un software CAD, ya que permite bosquejar y visualizar por medio de simulaciones tanto estáticas como dinámicas la ejecución de los tres movimientos antes de su construcción.

En el diseño se empleará el principio de un mecanismo de cuatro barras, que es una cadena cinemática cerrada con eslabones fusionados, donde sí se proporciona un movimiento de entrada se obtiene un movimiento de salida, se lo utilizara como un modelo para ejecutar el movimiento de elevación de la mesa basculante, además que es sencillo de construir, es versátil, es económico y más utilizado.

El diseño consta de varias etapas para llevar a cabo, donde la primera etapa es dirigida netamente a la investigación de uso de la bipedestación, la segunda etapa es el

prediseño que se simplifica en la selección del mecanismo, ejecución de los movimientos requeridos por los médicos y pacientes; la tercera etapa es el diseño del sistema es decir selección del material y medidas en general justificadas por medio de cálculos y percentiles; la cuarta etapa está destinada a la construcción de la mesa basculante y finalmente la quinta etapa que son las pruebas prácticas donde satisfagan al personal médico y paciente.

Justificación práctica

En Ecuador, existen diferentes Organismos de ayuda social que carecen de equipos y herramientas tanto de salud como de fisioterapia, donde las personas que requieran el uso de las mismas deben dirigirse a centros privados o incluso fuera de la ciudad para su proceso de rehabilitación. Inclusive estos lugares no públicos tienen equipos como mesas basculantes pero su utilización es manual y muy costosa, lo cual es necesario un equipo autónomo donde no se necesite fuerza y no sea estático.

Es así que centros públicos como el Patronato Provincial de Tungurahua que es un lugar de servicio para el cantón, necesitan equipos de bipedestación, ya que tienen a diario pacientes que lo solicitan.

Es por esta razón que el presente proyecto está dirigido como ayuda social destinado para el Patronato Provincial de Tungurahua con un aporte económico dada de las dos partes, con la función de que sea de menor costo, automático, ligero para que sea transportable, cumpla las necesidades de doctores y paciente con la ejecución de tres ejes; y sea de fácil uso.

Hipótesis

La mesa basculante de tres ejes con un control automático y movimientos progresivos, contribuirá en las áreas de Salud y Fisioterapia del Patronato Provincial de Tungurahua.

Variables de investigación

Variable dependiente

Contribución en las áreas de Salud y Fisioterapia del Patronato Provincial de Tungurahua.

Variable dependiente

Mesa basculante de tres ejes con un control automático y movimientos progresivos

Capítulo II

Marco teórico

Fisiología

La fisiología es la ciencia que estudia la naturaleza de los organismos vivos en una vertiente funcional; es decir, el estudio del funcionamiento de diversos aparatos y sistemas de los seres vivos, su regulación e interacción. La fisiología abarca el estudio de funcionamiento e interacciones de los órganos, aparatos y sistemas del cuerpo humano. (Chicharro & Mojares, 2016)

Bipedestación

Concepto

La bipedestación es una facultad postural característica del ser humano que consiste en mantenerse con el cuerpo erguido en contra de la fuerza de gravedad, con apoyo en ambos miembros inferiores y el peso distribuido entre los dos pies. (Zapata, 2015)

Figura 1

Posición de bipedestación



Nota. El gráfico representa a una persona en posición de bipedestación. Tomado de *Corrección postural, prevención de la inmovilidad y fomento de la actividad física* (p. 15), por G. Zapata, 2014.

Bipedestador

Un bipedestador es un dispositivo mecánico cuya función principal es ayudar a las personas que no pueden valerse por sí solas a ponerse de pie para mejorar la pérdida ósea, la circulación sanguínea, las funciones digestiva, respiratoria, renal y urinaria, posibilitando el uso de las extremidades inferiores, beneficios durante el uso psicológico (Saavedra, García, E., & San Antonio, T., 2013)

Tipos de bipedestadores

Bipedestador pasivo. Permite, además de acciones que fortalecen los miembros superiores, un ejercicio que utiliza la posición erguida en decúbito supino o supina, donde el paciente permanece de pie solo el tiempo recomendado. (Tello Samaniego, 2019)

Figura 2

Bipedestador pasivo



Nota. El grafico representa un ejemplo de un bipedestador pasivo es decir que no tiene ningún movimiento cuando se ejecuta la posición. Tomado de *Rediseño de un equipo de bajo costo para terapia de verticalización* (p. 19), por B. J. Samaniego, 2019.

Bipedestador dinámico. Los soportes permiten caminar, vibrar, balancear, saltar, transiciones de estar de pie, autopropulsados u otros dispositivos que combinan peso y movimiento. (Tello Samaniego, 2019)

Camilla bipedestador manual. Es un dispositivo mecánico con correas ayuda a colocar al paciente en una posición bípeda. Su construcción es de tubo de acero cuadrado y peana acolchada con tiras de velcro en pecho, caderas y rodillas. Cuatro ruedas dobles para facilitar su desplazamiento. Bipedestador armado telescópicamente y regulable con accionamiento de elevación posicional a manivela y tabla bipedestadora con base para pies con reposapiés donde no se puede controlar con rapidez y eficacia el correcto posicionamiento de la camilla (Tello Samaniego, 2019)

Figura 3

Camilla bipedestadora dinámico manual



Nota. El gráfico representa un bipedestador manual dinámico de modo que se mueve o articula de forma manual. Tomado de Camilla articulada para movilización y bipedestación de pacientes (p. 9), por A. F. Angamarca, 2018.

Camilla bipedestador automática. Bipedestador que se puede controlar con precisión las diferentes posiciones que puede adoptar la camilla, donde el empleado de salud no realiza esfuerzo físico para manipular la camilla. (Carvajal Flores, 2016)

Figura 4

Camilla bipedestadora dinámica automática



Nota. El gráfico representa un bipedestador dinámico automático, de modo que se articula ose moviliza de forma automática. Tomado de *Chinesport's G.C.* (p. 12), 2016.

Beneficios en el uso de tratamientos Médicos y Fisioterapeutas

Pacientes con Síncope. El síncope es una pérdida transitoria de la conciencia y del tono postural seguida de una recuperación espontánea debido a disminución cerebral. Los episodios de síncope pueden ocurrir repentinamente y sin signos o síntomas previos o pueden estar precedidos por mareos, aturdimiento, diaforesis, náuseas, alteraciones visuales u otros signos y síntomas. (Grossman & Badireddy, 2022)

Los pacientes pueden describir los eventos sincopales en una amplia variedad de formas, algunas de las cuales incluyen desmayos, desmayos, caídas, ataques o pérdida del conocimiento. El síncope es responsable del 1 al 3,5 por ciento de todas las visitas al departamento de emergencias y del 6 por ciento de todas las admisiones hospitalarias. Las

condiciones subyacentes que pueden causar una disminución de la perfusión cerebral y provocar un síncope pueden variar desde benignas hasta potencialmente mortales. (Grossman & Badireddy, 2022)

Una prueba de mesa basculante es una herramienta no invasiva para el diagnóstico diferencial del síncope y la intolerancia ortostática. TTT es una prueba probada en el tiempo con un buen rendimiento diagnóstico para el diagnóstico de síncope. Debido a su costo bajo y su naturaleza no invasiva. (Teodorovich, 2016)

Figura 5

Bipedestación en casos de síncope



Nota. El gráfico representa a un paciente en posición de bipedestación a causa de la enfermedad de síncope. Tomado de *Síncope* (p. 9), por J. A. Cabrera, 2021.

La prueba de mesa basculante ayuda a diferenciar las formas de pérdida transitoria de la conciencia (TLOC) y de síncope. La prueba de mesa basculante se suma a la toma de antecedentes y no se puede usar como su sustitución. Los neurólogos y los neurofisiólogos clínicos pueden desempeñar un papel importante en el diagnóstico de síncope u otras formas de TLOC, dada su experiencia en la toma de antecedentes. (Saal, Thijs, & Van Dijk, 2016)

Pacientes con Parálisis Cerebral. La parálisis cerebral (PC) es un deterioro permanente de la postura y el movimiento causado por lesiones o defectos en el cerebro

inmaduro. La PC más común es la espasticidad. La parálisis bilateral es una condición sistémica que afecta principalmente a las extremidades inferiores y es común en los bebés prematuros. Frecuentes retrasos en ponerse de pie y caminar. (Belver G, 2016)

Los bipedestadores se utilizan para reducir o evitar deformidades manteniendo la extensibilidad de las extremidades inferiores; mantener o aumentar la densidad mineral ósea (DMO) y promover un desarrollo músculo-esquelético adecuado, incluido el desarrollo acetabular. Los ejercicios de CP con soporte de peso estático ayudan a fortalecer la antigraedad, previenen dislocaciones de cadera, mejoran la DMO, mejoran la autoestima, mejoran la alimentación, la función intestinal y urinaria, reducen la espasticidad y mejoran la función de la mano. (Belver G, 2016)

El desarrollo de la bipedestación y la marcha permitirá una función respiratoria más adecuada; el aumento de los desplazamientos, desarrollo de autonomía y el aprendizaje y práctica de movimientos incrementará la capacidad aeróbica; la prevención de deformidades, mantenimiento de amplitudes articulares a nivel de tronco y corrección de la postura evitará la aparición de patología de columna y disminución de capacidad pulmonar que conlleva. (Belver G, 2016)

Figura 6

Bipedestación en casos de parálisis cerebral



Nota. El gráfico representa a un paciente en posición de bipedestación a causa de parálisis cerebral. Tomado de Efectos de una intervención fisioterápica mediante lecho postural y programa de bipedestación en una niña con parálisis cerebral infantil (p. 13), por Lekuona A. y Lopez T., 2013.

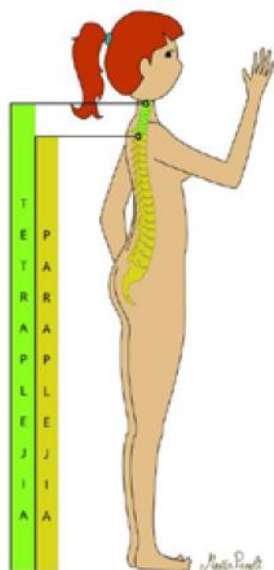
Además, la bipedestación ayuda a disminuir el sedentarismo, permite mantener un rango articular adecuado, reduce la espasticidad, elonga la musculatura y previene la aparición de contracturas musculares, reduce la aparición de úlceras por presión. (Muela R & Anain L, 2020)

Pacientes con lesión del Sistema Nervioso Central. La lesión de la médula espinal (LME) o lesión del sistema nervioso central se define como un proceso patológico de etiología variable que resulta en cambios temporales o permanentes en la función motora, sensorial y/o involuntaria. En otras palabras, es una lesión de la médula espinal que provoca una enfermedad neurológica con efectos a largo plazo que duran toda la vida. Todos estos cambios suelen ocurrir por debajo del nivel de daño. (Strassburguer, Hernández, & Barquín, 2001)

Hay diferentes tipos de lesión en el Sistema Nervioso, es así que clasifica por el nivel de lesión; donde puede ser tetraplejía, que es impedimento o pérdida de la función motora y/o sensitiva en los segmentos cervicales debido a daño de los elementos neurales dentro del canal medular donde provoca un impedimento de la función de los brazos, tronco, piernas y órganos pélvicos, es decir hay lesión en todas las extremidades; o puede ser paraplejía, que es impedimento o pérdida de la función motora y/o sensitiva en los segmentos torácicos, lumbares o sacros de la médula espinal secundario a daño de los elementos neurales dentro del canal medular. Con la paraplejía la función de los brazos está respetada, pero, dependiendo del nivel de lesión, la función del tronco, piernas y órganos pélvicos puede verse afectada, es decir solo existe lesión en las extremidades inferiores. (Strassburguer, Hernández, & Barquín, 2001)

Figura 7

Diferencia entre cuadriplejia y paraplejia

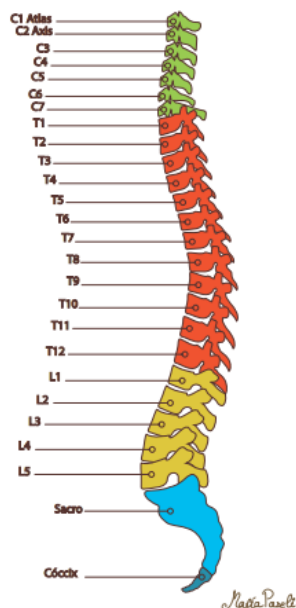


Nota. El grafico representa la diferencia entre cuadriplejia o tetraplejia con paraplejia. Tomado de *Guía para el manejo integral del paciente con LM crónica entre 7 a 10 años en el Centro de Neurorehabilitación Therasuit Ecuador* (p. 30), por K. Strassburger, Y. Hernández y E. Barquín, 2001.

A diferencia de los pacientes con tetraplejia, las personas con paraplejia necesitan de una mesa basculante, es así que en esta última existe grados o niveles de lesión que comienza por T1, siendo el más fuerte; a T10, y continua de L1, L2 y S5, donde los individuos con lesiones entre T2 y T9 pueden lograr la bipedestación profiláctica, es decir con el objetivo de prevenir alguna anomalía; con bitutores en paralelas, con apoyo de un andador o muletas. Mientras que en el grupo de paraplejia T10 a L1 es capaz de realizar bipedestación independiente y marcha terapéutica asistida. (Strassburger, Hernández, & Barquín, 2001)

Figura 8

Clasificación según el grado de daño en la medula espinal



Nota. El gráfico representa la clasificación según sea el daño, donde paraplejia llega hasta T1 y tetraplejia hasta C1. Tomado de *Guía para el manejo integral del paciente con LM crónica entre 7 a 10 años en el Centro de Neurorehabilitación Therasuit Ecuador* (p. 30), por K. Strassburguer, Y. Hernández y E. Barquín, 2001.

Pacientes con Quemaduras Las quemaduras son una de las condiciones más comunes, graves y debilitantes, a menudo causadas por accidentes de tráfico y laborales. Las quemaduras están asociadas a daños en la integridad de la piel causados por factores térmicos, químicos, radiactivos, eléctricos, biológicos o fríos. La gravedad de una herida está determinada por su tamaño y el tejido afectado, mientras que la profundidad de la herida determinará la diferencia de grado, tratamiento y riesgo biológico. (Camisa Vicente, Petit i Jornet, Gombao Baldrich, & Guinot Bachero, 2021)

Figura 9

Bipedestación en pacientes quemados



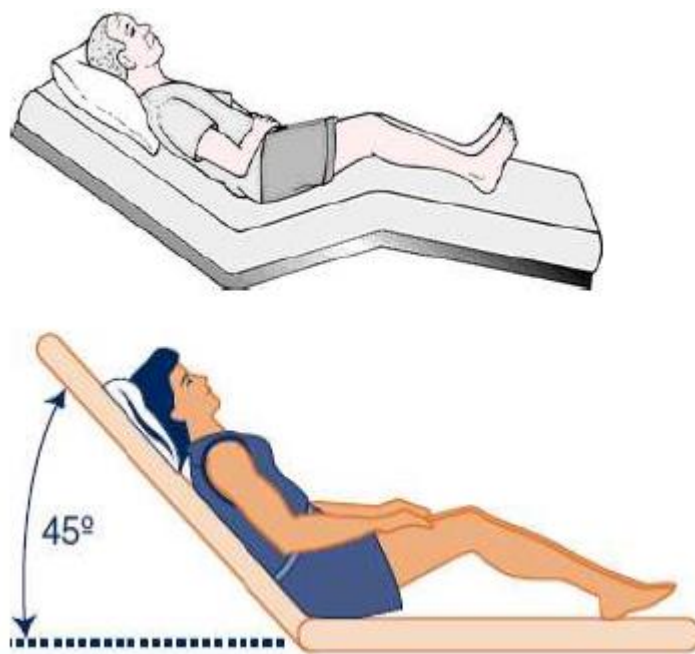
Nota. El grafico representa a un paciente con quemaduras en terapia con posición de bipedestación. Tomado de *El fisioterapeuta como miembro del equipo multidisciplinar de la Unidad de Grandes Quemados* (p. 38), por L. F. González, 2014.

Cuando la situación del paciente lo permita, deben ser animados a realizar la sedestación, bipedestación, y marcha. La bipedestación aporta múltiples beneficios. Si el paciente tiene afectadas las extremidades inferiores, es necesario colocar un vendaje compresivo desde la cabeza de los metatarsianos hasta la zona más proximal de la quemadura evitando así la congestión y posible sangrado. (Faucher Lee D, 2007)

Posición Fowler

Concepto

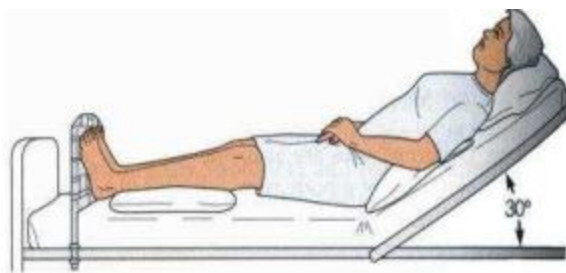
Posición donde el paciente se encuentra acostado sobre su espalda con el cabecero elevado unos 45°. Las rodillas pueden permanecer ligeramente flexionadas o en forma horizontal y los pies descansando sobre el mismo plano. Los brazos descansan sobre su regazo. Si el respaldo se eleva a 30°, es semi-Fowler. Con el objetivo de acomodar al paciente se pueden colocar almohadas bajo su cabeza, bajo sus rodillas e incluso bajo sus brazos. (Guillamas, 2017)

Figura 10*Posición Fowler*

Nota. El grafico representa a un paciente en posición Fowler. Tomado de *Laboratorio n° 1*. (p. 3), por C. Galdames, 2017.

Beneficios

Entre los beneficios de esta posición se encuentra fomentar la expansión pulmonar en usuarios con problemas cardíacos o respiratorios, para sentar al borde de la cama, para distracción del paciente (leer, ver televisión, recibir visitas). De igual forma esta posición facilita el plan de cambios posturales, facilita los procedimientos como el sondaje nasogástrico, ayuda a una exploración de cabeza, cuellos, ojos, odios, etc; ayuda al transporte del enfermo, ayuda a relajar los músculos abdominales, cuando el paciente presenta problemas digestivos con reflujo gastrointestinal o hernias de hiato. (Galdames, 2017; Guillamas, 2017; Llorca, 2011)



Nota. El gráfico representa a un paciente en posición Fowler con las piernas horizontales.

Tomado de *Laboratorio n° 1*. (p. 3), por C. Galdames, 2017.

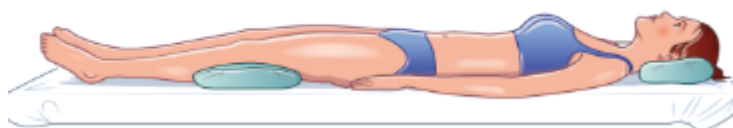
Posición decúbito

Posición decúbito supino o dorsal

El paciente se encuentra acostado sobre su espalda, con los brazos y las piernas extendidas, las rodillas ligeramente flexionadas y los pies en ángulo recto con respecto al cuerpo. Para conseguir la correcta alineación se pueden utilizar almohadas y cojines. Esta posición es la que se emplea con mayor frecuencia, ya que en ella suele permanecer el paciente la mayor parte del tiempo que está en la cama. (Guillamas, 2017)

Figura 11

Posición decúbito supino



Nota. El gráfico representa a un paciente en posición decúbito supino o acostada hacia arriba.

Tomado de *Técnicas Básicas de Enfermería* (p. 99), por C. Guillamas, 2017, Editex.

Se realiza esta posición con frecuencia en una exploración médica, en un posoperatorio, que es después de una intervención quirúrgica; para realizar una higiene corporal, para el cambios posturales, para examinar del tórax y abdomen; en fisioterapia

respiratoria y es colocación que más se emplea durante una estancia hospitalaria (Guillamas, 2017; Llorca, 2011)

Posición decúbito lateral

El paciente se encuentra acostado de lado, con la cabeza apoyada sobre la almohada y el brazo inferior flexionado a la altura del codo y paralelo a la cabeza. El brazo superior esta flexionado y apoyado sobre el cuerpo sobre la cama o sobre una almohada para facilitar la expansión torácica. La pierna inferior se halla con la rodilla ligeramente doblada y la pierna superior, flexionada a la altura de la cadera y de la rodilla. Los pies se sitúan en ángulo recto para evitar la flexión plantar. (Guillamas, 2017)

Figura 12

Posición decúbito lateral



Nota. El gráfico representa a un paciente en posición decúbito lateral o acostada de lado.

Tomado de *Técnicas Básicas de Enfermería* (p. 99), por C. Guillamas, 2017, Editex.

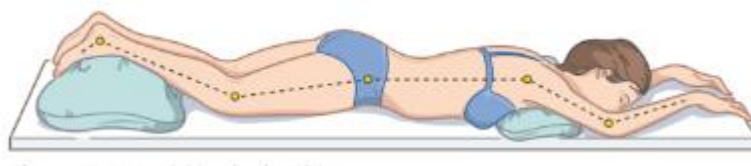
Esta posición favorece a una higiene corporal, descanso del paciente, cambio de ropa, cama o paciente encamado, cambio de posturas, administración de enema, fisioterapia respiratoria. (Llorca, 2011; Guillamas, 2017)

Posición decúbito prono o ventral

La persona se encuentra acostada sobre su abdomen, con la cabeza girada hacia uno de los lados y los brazos flexionados a ambos lados de la cabeza para lograr la expansión torácica. Los brazos también pueden estar alineados a lo largo del cuerpo. Esta postura se usa en pacientes sometidos a cirugía dorsal, con el fin de dar masajes en la espalda y realizar un plan de cambios posturales. En todas las posiciones las posibles zonas de riesgo para evitar la aparición de úlceras por presión. (Guillamas, 2017)

Figura 13

Posición decúbito prono



Nota. El gráfico representa a un paciente en posición prono o acostada hacia abajo. Tomado de *Técnicas Básicas de Enfermería* (p. 100), por C. Guillamas, 2017, Editex.

Entre los objetivos de esta posición está el descanso del paciente, exploraciones médicas, posoperatorio de zona dorsal, cambios dorsales, se utiliza para pacientes operados de la zona dorsal. (Guillamas, 2017; Llorca, 2011)

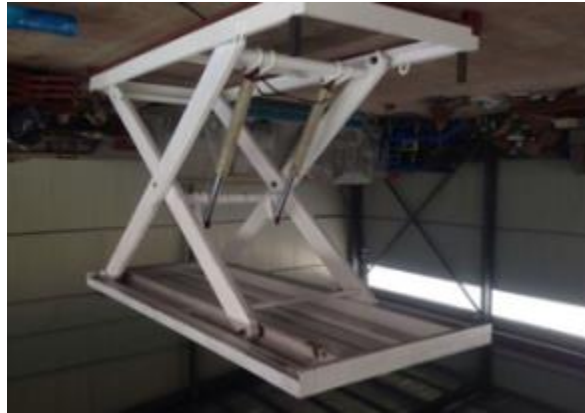
Mecanismos de elevación

Mecanismo de elevación tipo tijera

El bastidor de una mesa tipo tijera lo conforma la estructura metálica de la plataforma. La estructura del mecanismo tipo tijera está formada por dos estructuras en forma de H articuladas en su centro y que permiten elevar la estructura superior de la mesa con un único desplazamiento en la dirección vertical. (Palou de Comasema, 2014)

Figura 14

Mecanismo tipo tijeras



Nota. El grafico representa un mecanismo tipo tijeras. Tomado de *Diseño de una plataforma elevadora de tijera para optimizar la inspección de tanques cisterna en la empresa SH Ingenieros* (p. 26), por J.A. Santisteban, 2020.

Columna de elevación

Son dispositivos eléctricos con alto nivel tecnológico capaz de convertir el movimiento rotativo de los motores de CC de baja tensión en un movimiento lineal tipo 'push/pull' de empuje y tracción. Las columnas de elevación están diseñadas para ofrecer una regulación elegante de la altura de los escritorios de oficina modernos, de una amplia variedad de estaciones de trabajo, de camillas hospitalarias y del sector en general sanitario. (Linak, 2022)

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. 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. (Carvajal Flores, 2016)

Figura 15*Camilla con columna elevadora*

Nota. El grafico representa un mecanismo de columna de elevación. *Nota.* Tomado de Medline & Careline (p. 10), por Linak, 2022.

Mecanismo de cuatro barras

El sistema de elevación de cuatro barras 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 si cuenta con los dos puntos de apoyo fijos. (Carvajal Flores, 2016)

Figura 16*Mecanismo elevador de cuatro barras*

Nota. El grafico representa un mecanismo elevador de cuatro barras. Tomado de *Diseño de una Camilla para Movilización y Bipedestación de Pacientes* (p. 15), por D. F. Carvajal, 2016.

Figura 17

Camilla con mecanismo de cuatro barras



Nota. El grafico representa un mecanismo elevador de cuatro barras. Tomado de *Chinesport's G. C* (p. 35), 2016.

Actuadores Lineales

Concepto

Los actuadores lineales son dispositivos que convierten el movimiento rotatorio de un motor en movimiento lineal. Se integran a cualquier equipo en aplicaciones como empujar, tirar, levantar, bajar, posicionar o girar una carga. (Toledo Díaz J., 2022)

Tipos

Actuador lineal eléctrico. Se le da el nombre de actuador eléctrico cuando se usa la energía eléctrica para que se ejecuten sus movimientos. Los actuadores eléctricos se utilizan para robots de tamaño mediano, por ejemplo, pues éstos no requieren de tanta velocidad ni potencia como los robots diseñados para funcionar con actuadores hidráulicos. Los robots que usan la energía eléctrica se caracterizan por una mayor exactitud y repetitividad. (Somolinos A., 2002)

Figura 18

Actuador lineal eléctrico

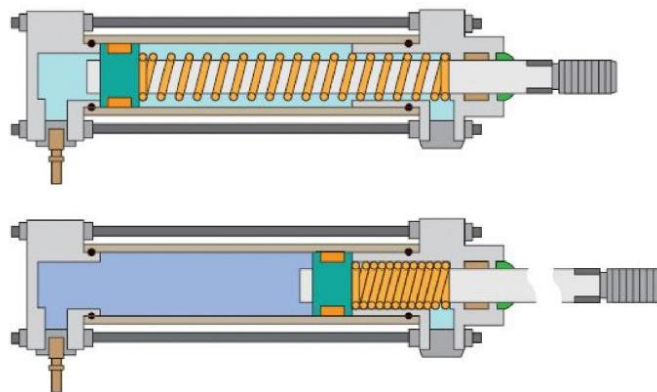


Nota. El gráfico representa un actuador eléctrico en una camilla. *Nota.* Tomado de Medline & Careline (p. 6), por Linak, 2022.

Actuador lineal neumático. Los actuadores neumáticos pueden operar con movimientos lineales o rotativos. El movimiento es producido gracias al efecto de la compresión de aire. En el caso de los actuadores neumáticos lineales, el sistema está compuesto por un cilindro cerrado que contiene el aire en su interior y al recibir la señal del controlador del mismo sobre un embolo genera el desplazamiento lineal del vástago. (González Entrena F, 2015)

Figura 19

Actuador lineal neumático



Nota. El gráfico representa un actuador lineal neumático contraído y extendido. Tomado de *Instalación de equipos y Elementos de Sistemas de automatización industrial* (p. 15), por J. F. González, 2015, IC Editorial.

Actuador lineal hidráulico. Los actuadores hidráulicos se caracterizan por emplear un líquido, generalmente aceite, para generar el movimiento o la fuerza que actúa sobre el sistema o entorno. Dentro de los actuadores hidráulicos se pueden encontrar diferentes tipos como cilindro hidráulico, que funciona igual que el pistón o cilindro neumático con la diferencia de emplear un líquido en lugar de aire comprimido. Y los motores hidráulicos que esta clase de actuador permite transformar la energía o presión hidráulica en movimiento de giro. (González Entrena F, 2015)

Figura 20

Actuador lineal hidráulico



Nota. Tomado de *Instalación de equipos y Elementos de Sistemas de automatización industrial* (p. 20), por J. F. González, 2015, IC Editorial.

Sistema embebido

Concepto

Un sistema embebido es cualquier dispositivo que incluye un computador programable, pero en sí mismo no es un computador de propósito general. Un sistema embebido es un sistema electrónico que contiene un microprocesador o microcontrolador; sin embargo, no

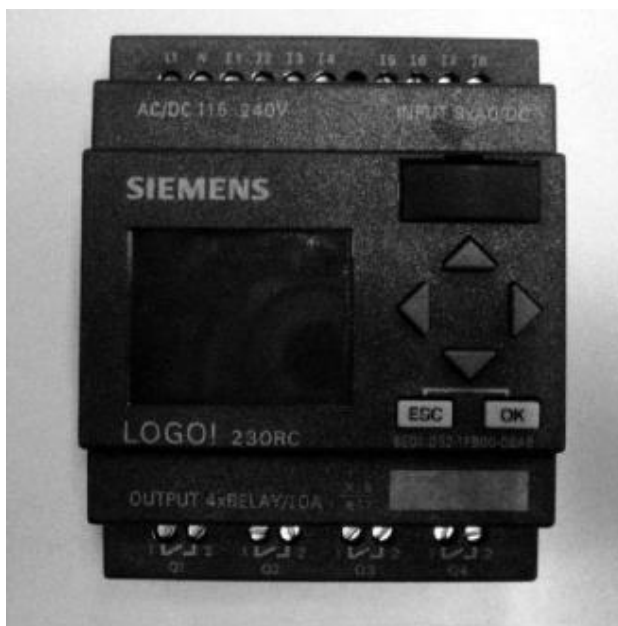
pensamos en ellos como un computador. Las personas usan el término sistema embebido para referirse a cualquier sistema de cómputo escondido en algún producto o dispositivo. Un sistema embebido es un sistema cuya función principal no es computacional, pero es controlado por un computador integrado. Este computador puede ser un microcontrolador o un microprocesador. La palabra embebido implica que se encuentra dentro del sistema general, oculto a la vista, y forma parte de un todo de mayores dimensiones. (Pérez D, 2009)

Tipos de sistema embebido

PLC. El PLC es un dispositivo electrónico con un número determinado de entradas y salidas, donde se conectan los elementos captadores y actuadores. Usualmente los PLC se alimentan a 230 V en corriente alterna o a 24V en corriente continua, aunque es posible encontrar modelos a tensiones diferentes. Indica las interferencias que es capaz de soportar sin que se produzcan alteraciones en el funcionamiento normal del PLC. Tiene una capacidad de memoria para almacenar la programación del usuario. Los módulos de entrada y salida pueden ser digitales o analógicos. (Monzó R, 2014)

Figura 21

PLC Siemens Logo

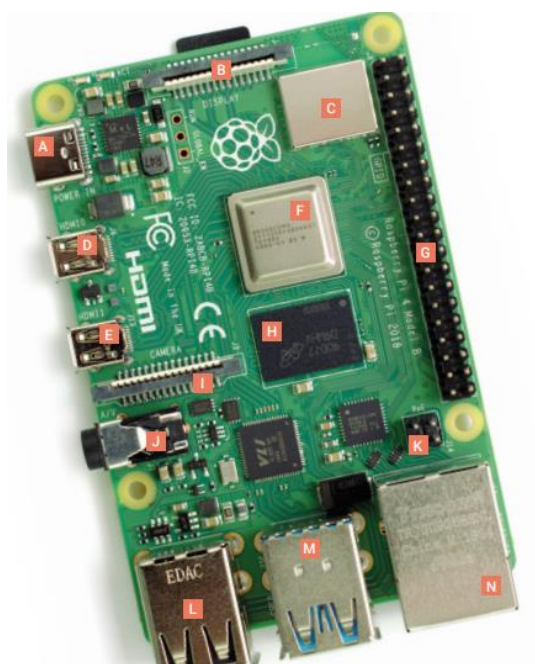


Nota. El grafico representa un controlador lógico programable PLC. Tomado de *Automatismos Industriales: (contenidos conceptuales Y procedimentales): Instalaciones eléctricas Y automáticas* (p. 141), por R. S. Monzó, 2014, Nau Llibres.

Raspberry Pi Es un dispositivo excepcional: un ordenador totalmente funcional en un formato pequeño y de bajo coste. Raspberry Pi es lo que se conoce como ordenador de una sola placa, que es exactamente lo que su nombre indica: como un ordenador de sobremesa, un portátil o un smartphone, pero construido sobre una única placa de circuito impreso. Pero todos los modelos de Raspberry Pi tienen una cosa en común: son compatibles, lo que significa que el software escrito para un modelo funcionará en cualquier otro modelo. Raspberry Pi es seguro de usar sin una carcasa, siempre y cuando NO se coloque sobre una superficie metálica capaz de conducir electricidad y causar un cortocircuito. Pero el uso de una carcasa puede proporcionar protección adicional. Raspberry Pi es un hardware robusto, pero eso no significa que sea indestructible. (Halfacree G, 2020)

Figura 22

Raspberry

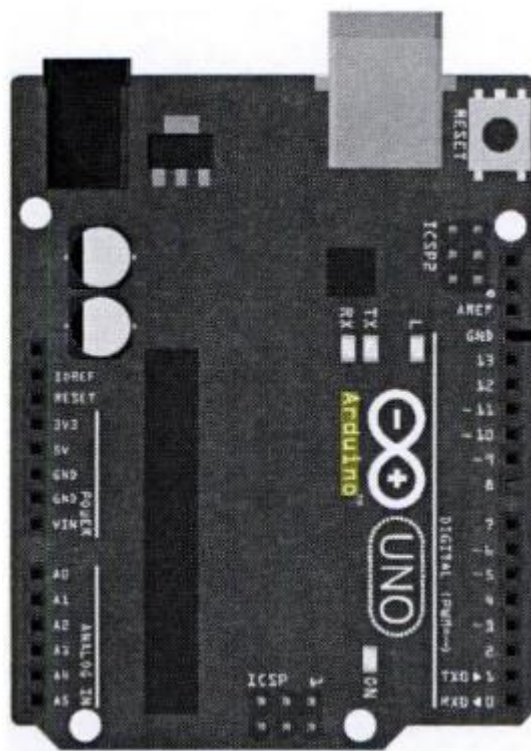


Nota. El gráfico una placa raspberry. Tomado de *La Guía Oficial De Raspberry Pi para principiantes* (p. 10), por G. Halfracree, 2020, Phil King.

Arduino Es una gama de circuitos electrónicos open source, basados la mayor parte en un microcontrolador del fabricante Atmel. Estos circuitos integran los componentes necesarios para permitir un uso rápido y sencillo del microcontrolador. Esta simplificación está orientada a hacer accesible a todas las creaciones y la programación de objetos o dispositivos interactivos. Estos objetos pueden contener todo tipo de captadores, indicadores luminosos o interruptores que queramos. Ofrecen extensiones de hardware que permiten añadir funcionalidades originales a su proyecto. Se alimenta por una tensión de 5V. (Goilav N & Loi G, 2016)

Figura 23

Tarjeta arduino



Nota. El gráfico representa una tarjeta arduino. Tomado de *Arduino: Aprender a desarrollar para crear objetos inteligentes* (p. 91), por N. Goilav y G. Loi, 2016, ENI.

Capítulo III

Desarrollo del concepto

Introducción

En el presente capítulo se presenta tres diferentes conceptos para la selección de los ejes de movimiento satisfaciendo métricas determinadas en base a las necesidades de los fisioterapeutas y pacientes del Patronato Provincial de Tungurahua donde lo primordial es ejecutar tres posiciones; entre ellas está la posición de bipedestación, la posición de decúbito y la posición de Fowler. De igual forma se presenta la selección de los componentes y mecanismos.

Identificación e importancia de Necesidades

Para la identificación de las necesidades, se aborda un dialogo frente a pacientes y personal perteneciente al Patronato Provincial de Tungurahua, donde se enlista en el Anexo 1 en orden de importancia, la misma que representa la correlación junto con las métricas.

Valores nominales

Una vez identificadas las necesidades de los pacientes y personal profesional del Organismo destino, se establecen un valor marginal y un valor ideal de las métricas establecidas.

Tabla 1

Valores de métricas

No	Métrica	Unidad	Valor marginal	Valor ideal
1	Nivel de utilidad	%	50	80
2	Facilidad de uso para personas con movilidad reducida	%	50	90

No	Métrica	Unidad	Valor marginal	Valor ideal
3	Nivel de satisfacción	%	50	90
4	Precio	\$	2000	1500
5	Facilidad de manufactura	%	50	80
6	Facilidad de ensamblaje	%	50	80
7	Peso	kg	100	50
8	Edad de pacientes	años	20 a 60	0 a 60
9	Durabilidad	años	3	5
10	Robustez	%	60	75
11	Estética		Bueno	Agraciado

Selección del concepto

Se plantea tres conceptos diferentes, donde como base cumplen los requerimientos anteriores, tanto tres ejes de movimiento como las tres posiciones solicitadas.

Concepto A

El Concepto A que se muestra en la Figura 24, se trata de tres ejes de movimiento, dos rotacionales y uno vertical; se satisface las necesidades de posición de bipedestación, Fowler y decúbito. El rango de movimiento de bipedestación es de 0° a 85°. Mientras que el movimiento

de Fowler es de 0° a 45° . Y el movimiento vertical tiene un rango de 18 cm, es decir de 70 cm a 88 cm con respecto al suelo. Este último movimiento facilita al paciente subirse a la camilla y ejecutar el movimiento de bipedestación a personas mayores a 164 cm de altura, ya que existe mayor espacio en la parte inferior de la camilla y su altura se puede alargar.

Figura 24

Concepto A



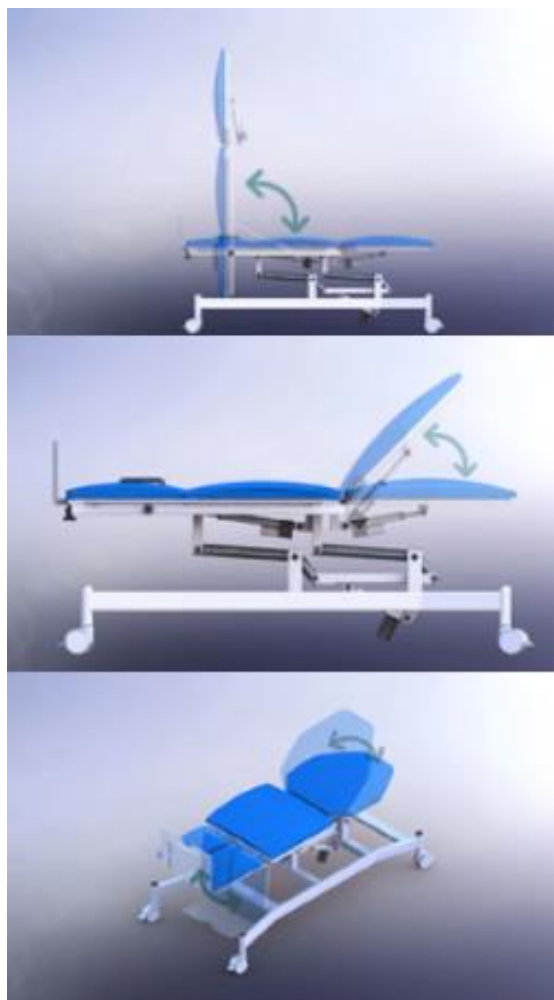
Concepto B

El Concepto B que se observa en la *Figura 25*, se trata de tres ejes de movimientos rotacionales; donde se dispone de las posiciones de bipedestación, Fowler y decúbito. El rango de movimiento de bipedestación es de 0° a 85° . El movimiento de Fowler es de 0° a 45° . Y el

movimiento rotacional inferior es de 0° a 85° . Este último movimiento permite al paciente tener una posición de sedestación.

Figura 25

Concepto B



Concepto C

El Concepto C mostrado en la Figura 26, se basa en tres movimientos, dos rotacionales y uno horizontal, tal que dispone de las tres posiciones como bipedestación, Fowler y decúbito. El rango de movimiento de bipedestación es de 0° a 85° . El rango de movimiento de Fowler es de 0° a 45° . Y el movimiento horizontal tiene un rango de 18 cm. Este último movimiento facilita

el movimiento de bipedestación a personas mayores a 164 cm de altura ya que existe mayor espacio en la parte inferior de la mesa basculante y su altura se puede regular.

Figura 26

Concepto C



Evaluación de conceptos

Para la selección de opciones y elegir un concepto de acuerdo a la métricas descritas en la Tabla 1, se realiza a continuación la Tabla 2 que se pondera por medio de un “+” si se encuentra en el valor ideal, “0” si se encuentra en el valor marginal y “-” si no se pertenece a la métrica.

Tabla 2*Calificación de conceptos*

Métrica	Concepto A	Concepto B	Concepto C
Nivel de utilidad	+	0	+
Facilidad de uso	+	0	+
Nivel de satisfacción	0	-	0
Precio	0	-	-
Facilidad de manufactura	0	-	0
Facilidad de ensamblaje	0	-	-
Peso	+	-	0
Edad de pacientes	+	-	+
Durabilidad	0	0	-
Robustez	0	0	0

Métrica	Concepto A	Concepto B	Concepto C
Estética	+	+	+
Suma +	5	1	4
Suma -	0	6	4
Suma 0	6	4	3
Evolución neta	5	-5	0
Posición	1	3	2

Selección del mecanismos y componentes

Para la selección de componentes y el sistema de elevación se evalúa mediante el criterio de la Tabla 3.

Tabla 3

Criterio de evaluación

Valor	Descripción
1	En el caso de que la descripción de la fila sea mayor al de la columna.
0,5	En el caso de que la descripción de la fila sea igual al de la columna.
0	En el caso de que la descripción de la fila sea menor al de la columna

Selección del mecanismo de elevación

Para la selección del mecanismo de elevación se considera diferentes puntos de evaluación entre ellos está la estabilidad del mecanismo que pueda elevar y descender sin

perder el equilibrio; de igual forma la adaptación a los tres ejes por medio de disponibilidad y espacio; el peso, para que sea transportable; el costo, se elige un mecanismo de bajo precio; el mantenimiento y por último la robustez, el mecanismo resiste el peso máximo del paciente.

La Tabla 4 que se muestra a continuación define los puntos a evaluar para la selección del mecanismo de elevación donde se considera la ponderación de la Tabla 3.

Tabla 4

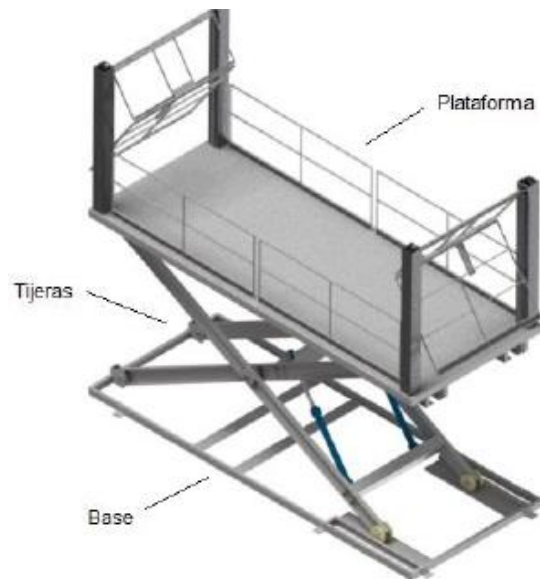
Ponderación de parámetros de evaluación del mecanismo de elevación.

Criterio	Estabilidad	Adaptación a tres ejes	Peso	Costo	Mantenimiento	Robustez	ξ_+	Ponderación
Estabilidad	-	0,5	1	1	1	1	5,5	0,26
Adaptación a tres ejes	0,5	-	1	1	1	1	5,5	0,26
Peso	0	0	-	0,5	1	1	3,5	0,17
Costo	0	0	0,5	-	1	1	3,5	0,17
Mantenimiento	0	0	0	0	-	0,5	1,5	0,07
Robustez	0	0	0	0	0,5	-	1,5	0,07
Total							21	1

Opción A: Consiste en un mecanismo tipo tijeras como se muestra en la Figura 27, esta constituido por dos eslabones cruzados a cada lado, los mismos se deslizan y por ende se eleva o desciende la camilla, este movimiento se efectúa por medio de un actuador lineal.

Figura 27

Alternativa 1 mecanismo tipo tijera

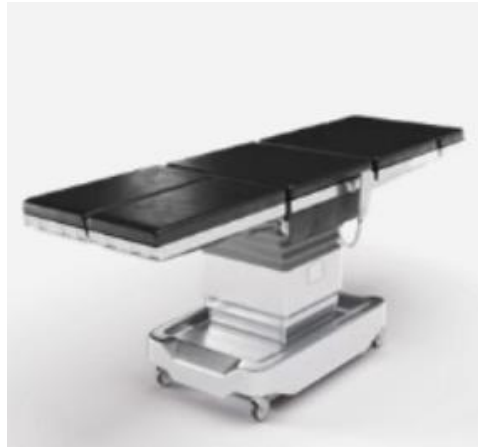


Nota. Tomado de *Plataforma elevadora de tipo tijera* (p. 7), por Palou de Comasema, 2014.

Opción B: Consiste en un sistema de columna de elevación como se muestra en la Figura 28, son dispositivos que sustituyen a los actuadores lineales porque al interior contienen mecanismos que transforman el movimiento rotacional de los motores CC por el movimiento ascendente o descendente de la camilla.

Figura 28

Alternativa 2 mecanismo columna elevadora

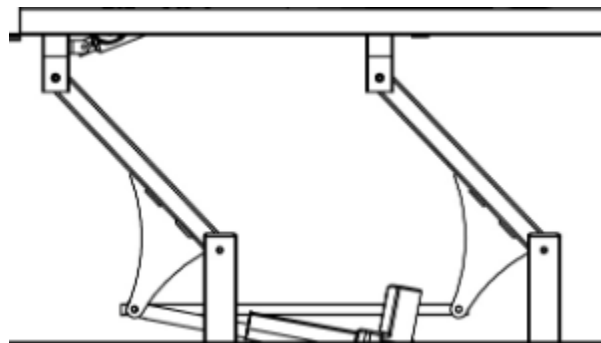


Nota. Tomado de Medline & Careline (p. 3), por Linak, 2022.

Opción C: Consiste en un mecanismo de cuatro barras como se muestra en la Figura 29, el mecanismo conlleva un movimiento oscilatorio de dos piezas acopladas que se mueven en paralelo, el empuje o retracción se realiza por medio de un actuador lineal.

Figura 29

Mecanismo de cuatro barras



Nota. Tomado de *Electrical Tilt Table* (p. 7), por Confycare, 2022.

Una vez descrito las opciones se evalúa cada criterio y se obtiene el mecanismos apropiado para cada punto de evaluación descrito en la *Tabla 4*.

Tabla 5

Ponderación de estabilidad

Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	$\xi +1$	Ponderación
Opción A	-	0	0,5	1,5	0,25
Opción B	1	-	1	3	0,5
Opción C	0,5	0	-	1,5	0,25
Total				6	1

En la *Tabla 5* muestra que el mecanismo más adecuado es el sistema de columna de elevación, comparado a los demás que no son inestables pero llevan bajo su puntaje debido a que el dispositivo ya mencionado es un sistema ensamblado para cubrir este propósito.

Tabla 6

Ponderación de adaptación a tres ejes

Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	$\xi +1$	Ponderación
Opción A	-	0,5	0	1,5	0,25
Opción B	0,5	-	0	1,5	0,25
Opción C	1	1	-	3	0,5
Total				6	1

En la Tabla 6 muestra la ponderación de adaptación a tres ejes, el mecanismo más adecuado es el sistema de cuatro barras, debido a que el sistema de columna de elevación dificulta adaptar el movimiento de bipedestación; y por otro lado la última alternativa tipo tijeras abarca demasiado espacio lo que dificulta adaptar los demás mecanismos.

Tabla 7

Ponderación de peso

Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	$\xi +1$	Ponderación
Opción A	-	1	0,5	2,5	0,42
Opción B	0	-	0	1	0,17
Opción C	0,5	1	-	2,5	0,42
Total				6	1

En la Tabla 7 se observa la ponderación de peso, se destaca que el sistema de columna de elevación es pesado con respecto a los demás mecanismos.

Tabla 8

Ponderación de costo

Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	$\xi +1$	Ponderación
Opción A	-	1	0,5	2,5	0,42
Opción B	0	-	0	1	0,17
Opción C	0,5	1	-	2,5	0,42
Total				6	1

En la Tabla 8 se muestra la ponderación de costo, se observa que el mecanismo de columna de elevación es costoso comparado con los demás, esto se debe a que es un sistema comercial ensamblado con el propósito de elevar cargas.

Tabla 9

Ponderación de mantenimiento

Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	$\xi +1$	Ponderación
Opción A	-	1	0,5	2,5	0,42
Opción B	0	-	0	1	0,17
Opción C	0,5	1	-	2,5	0,42
Total				6	1

En la siguiente evaluación que se muestra en la Tabla 9 se muestra la ponderación de mantenimiento, donde se observa que de igual forma exige más mantenimiento la columna de elevación comparado a los demás mecanismos.

Tabla 10

Ponderación de robustez

Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	$\xi +1$	Ponderación
Opción A	-	0	0	1	0,17
Opción B	1	-	0,5	2,5	0,42
Opción C	1	0,5	-	2,5	0,42
Total				6	1

Por último se tiene la evaluación con respecto a la robustez, se muestra en la Tabla 10 que el sistema tipo tijeras no es robusto comparado a las demás opciones, ya que existe vacíos

de seguridad. Con respecto a los demás son mecanismos más sofisticados y seguros al realizar sus movimientos.

Tabla 11

Ponderación final de mecanismo de elevación

Criterio	Estabilidad	Adaptación a 3 ejes	Peso	Costo	Mantenimiento	Robustez	Total	Posición
Opción A	0,07	0,07	0,07	0,07	0,03	0,01	0,32	2
Opción B	0,13	0,07	0,03	0,03	0,01	0,03	0,33	3
Opción C	0,07	0,13	0,07	0,07	0,03	0,03	0,41	1

Para la última evaluación del mecanismo de elevación, se realiza la *Tabla 11* donde cada columna es el resultado del producto entre la puntuación final de cada criterio y su valor de importancia según la *Tabla 4*. Se observa que el mecanismo más apto para los criterios de evaluación es la Opción C, es decir el sistema de cuatro barras.

Selección de actuadores

En la selección del tipo de actuador se rige con el mismo esquema de la selección del mecanismo de elevación, de igual forma se rige a la ponderación de la *Tabla 3*. Para la evaluación se considera los criterios de mantenimiento, precisión, costo, facilidad de ensamblaje y facilidad de control.

Tabla 12

Ponderación de parámetros de evaluación del tipo de actuador lineal.

Criterio	Mantenimie nto	Precisi ón	Cost o	Facilidad Ensambl aje	Facilidad Control	ξ +1	Ponderaci ón
Mantenimiento	-	0,5	0,5	1	1	4	0,27
Precisión	0,5	-	0,5	1	1	4	0,27
Costo	0,5	0,5	-	1	1	4	0,27
Facilidad Ensamblaje	0	0	0	-	0,5	1,5	0,1
Facilidad Control	0	0	0	0,5	-	1,5	0,1
Total						15	1

En la Tabla 12 se muestra la calificación de importancia para la selección del tipo de actuador lineal, en este caso existe tres alternativas.

Opción A: Consiste en el uso de un actuador lineal eléctrico, se muestra en la Figura 18, donde su fuente de alimentación es de 12 V de corriente continua. Y se controla sus movimientos por medio de una tarjeta de control.

Opción B: Consiste en el uso de un actuador lineal hidráulico que se muestra en la Figura 20, donde su fuente es la energía de un fluido líquido. Mientras que la velocidad se regula con el flujo de aceite o líquido que se utiliza.

Opción C: Consiste en el uso de un actuador lineal neumático que se muestra en la Figura 19, su fuente es aire comprimido y su fuerza de empuje se debe a la presión.

Tabla 13

Ponderación de mantenimiento de selección de tipo de actuador lineal

Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	$\xi +1$	Ponderación
Opción A	-	1	1	3	0,5
Opción B	0	-	0,5	1,5	0,25
Opción C	0	0,5	-	1,5	0,25
Total				6	1

En la Tabla 13 se muestra la ponderación de mantenimiento, donde se evidencia que existe un mayor mantenimiento en el caso de los actuadores tanto hidráulicos y neumáticos porque en ocasiones existen fugas tanto de líquido como de aire, respectivamente.

Tabla 14

Ponderación de precisión de selección de tipo de actuador lineal

Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	$\xi +1$	Ponderación
Opción A	-	1	1	3	0,5
Opción B	0	-	0,5	1,5	0,25
Opción C	0	0,5	-	1,5	0,25
Total				6	1

En la Tabla 14 , se muestra la ponderación de precisión, como se observa el actuador eléctrico tiene una buena ventaja en su precisión con referencia a las demás opciones, con un margen de error demasiado insignificante, lo cual es óptimo para la aplicación del presente proyecto.

Tabla 15

Ponderación de costo de selección de tipo de actuador lineal

Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	$\xi +1$	Ponderación
Opción A	-	1	1	3	0,5

Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	$\xi +1$	Ponderación
Opción B	0	-	0,5	1,5	0,25
Opción C	0	0,5	-	1,5	0,25
Total				6	1

En la Tabla 15 se observa la comparación de costo, se evidencia que el actuador eléctrico es de menos costo, debido a que su fuente de alimentación no es elevado como las demás opciones que necesitan equipos más grandes y más costosos.

Tabla 16

Ponderación de facilidad de ensamblaje de selección de tipo de actuador lineal

Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	$\xi +1$	Ponderación
Opción A	-	1	1	3	0,5
Opción B	0	-	0,5	1,5	0,25
Opción C	0	0,5	-	1,5	0,25
Total				6	1

Como se evidencia en la Tabla 16, la mejor opción para el ensamblaje es el actuador lineal eléctrico debido a que se instala con componentes eléctricos a diferencia de los demás que se debe ensamblar conjuntamente con más equipos.

Tabla 17

Ponderación de facilidad de control de selección de tipo de actuador lineal

Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	$\xi +1$	Ponderación
Opción A	-	1	1	3	0,5
Opción B	0	-	0,5	1,5	0,25
Opción C	0	0,5	-	1,5	0,25
Total				6	1

Como último criterio se evalúa la facilidad de control en la Tabla 16, la mejor opción es el actuador lineal eléctrico debido a que muestra un control óptimo por medio de programación.

Tabla 18

Ponderación final de selección de actuador lineal

Criterio	Mantenimiento	Precisión	Costo	Facilidad de Ensamblaje	Facilidad de Control	Total	Posición
Opción A	0,14	0,14	0,14	0,05	0,05	0,5	1
Opción B	0,07	0,07	0,07	0,03	0,03	0,2	3
Opción C	0,07	0,07	0,07	0,03	0,03	0,2	2

Se realiza la Tabla 18 con el fin de obtener una alternativa que satisfaga los criterios mencionados; se obtiene como producto entre la ponderación de cada criterio y el valor de su importancia según la Tabla 12. Como resultado se obtiene que el actuador lineal eléctrico es la mejor opción.

Selección del sistema embebido

Para la selección del sistema embebido se toma en cuenta los siguientes criterios como robustez debido a que se trabajará tanto con actuadores que requieren un gran control y también se someterá a un ambiente donde debe resistir a ciertas perturbaciones físicas; de igual forma se evaluará la compatibilidad ya que el personal profesional que manejará requiere que su control sea por medio de un monitor; otro criterio es el precio y finalmente la facilidad de implementación ya que algunos componentes requieren de otros para ser operados, lo cual dificulta en el factor tiempo y espacio.

Tabla 19

Ponderación de parámetros de evaluación del sistema embebido

Criterio	Robusto	Compatible	Precio	Facilidad de Implementación	$\xi + 1$	Ponderación
Robusto	-	0,5	0,5	1	3	0,3
Compatible	0,5	-	0,5	1	3	0,3
Precio	0,5	0,5	-	0,5	2,5	0,25
Facilidad de Implementación	0	0	0,5	-	1,5	0,15
Total					10	1

Una vez evaluado la importancia de los criterios en la Tabla 19

Criterio	Robusto	Compatible	Precio	Facilidad de Implementación	$\xi + 1$	Ponderación
Robusto	-	0,5	0,5	1	3	0,3
Compatible	0,5	-	0,5	1	3	0,3
Precio	0,5	0,5	-	0,5	2,5	0,25
Facilidad de Implementación	0	0	0,5	-	1,5	0,15
Total					10	1

, se observa que los puntos con más énfasis es la robustez y la compatibilidad del sistema; mientras que el precio y la facilidad de implementación quedan en segundo plano.

Para ello se plantea tres alternativas del sistema embebido.

Opción A: Comprende una tarjeta raspberry tipo pi 4 conjuntamente con arduino, por un lado, la raspberry se considera un microordenador que ofrece funciones de una computadora, tiene entradas y salidas que ayuda a la conexión de dispositivos periféricos como sistemas de visualización y actuadores que compete en el presente proyecto, la misma se utiliza para el entorno de visualización es decir la interfaz gráfica. Y por otro lado arduino se rige en la programación de entradas y salidas.

Opción B: Se utiliza un PLC simatic S7-1500 que es un controlador a nivel industrial, compatible con varios sistemas de visualización. Tiene una alimentación de 24V. Y tiene 4 salidas analógicas. Y su interfaz gráfica se programa en un HMI perteneciente a Siemens.

Opción C: Arduino Mega, tiene un voltaje de alimentación de 5V. Su microcontrolador es el ATmega2560 tiene una velocidad de 16 MHz. Tiene 54 pines digitales y 16 pines analógicos. Y compete en la programación de entradas y salidas.

Tabla 20

Ponderación de robustez para el sistema embebido

Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	$\xi + 1$	Ponderación
Opción A	-	0	1	2	0,33
Opción B	1	-	1	3	0,5
Opción C	0	0	-	1	0,17
			Total	6	1

La evaluación de la Tabla 20 muestra que el PLC es robusto debido a que es un controlador a nivel industrial, mientras que le sigue la raspberry que es un microordenador y finalmente el arduino que se lo utiliza para proyectos de una complejidad menor.

Tabla 21*Ponderación de compatibilidad para el sistema embebido*

Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	$\xi +1$	Ponderación
Opción A	-	1	1	3	0,5
Opción B	0	-	0	1	0,17
Opción C	0	1	-	2	0,33
Total				6	1

Como se observa en la Tabla 21, la Raspberry al ser un microordenador puede ser compatible en el esquema de visualización con otros PC o smartphone. De igual forma Arduino, realiza la programación conjuntamente con otros softwares. Mientras que Plc su sistema de visualización ya es específico y se reduce a una pantalla HMI.

Tabla 22*Ponderación de costo para el sistema embebido*

Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	$\xi +1$	Ponderación
Opción A	-	1	0	2	0,33
Opción B	0	-	0	1	0,17
Opción C	1	1	-	3	0,5
Total				6	1

En la Tabla 22 se muestra la ponderación de costo y se muestra como resultado que el PLC es un controlador de alto costo, luego de la raspberry y finalmente el arduino que es de bajo costo.

Tabla 23

Ponderación de facilidad de implementación para el sistema embebido

Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	$\xi + 1$	Ponderación
Opción A	-	1	0,5	2,5	0,42
Opción B	0	-	0	1	0,17
Opción C	0,5	1	-	2,5	0,42
Total				6	1,01

Para la ponderación de facilidad de implementación que se muestra en la Tabla 23, el Plc exige mayor dificultad de implementación por sus componentes y su software de programación; mientras que las tarjetas de raspberry y arduino son fáciles de instalar y programar ya que su software ya es específico y no exige mucha exigencia del ordenador en que se trabaje.

Tabla 24

Ponderación y selección del sistema embebido

Criterio	Robusto	Portable	Precio	Facilidad de Implementación	Total	Posición
Opción A	0,099	0,15	0,08	0,063	0,39	1
Opción B	0,15	0,051	0,04	0,0255	0,27	2
Opción C	0,051	0,099	0,13	0,063	0,34	3

En la Tabla 24, se muestra la ponderación final para la selección del sistema embebido y como resultado se obtiene al microordenador Raspberry apto para los criterios de evaluación debido a que es un componente medio en robustez pero muy amplio en compatibilidad, fácil de implementar y de bajo costo.

Selección del sistema de visualización

Para la selección de un sistema de visualización se considera tres factores de evaluación como es la resolución ya que contiene una interfaz dinámica con opciones e instrucciones que se debe leer claramente antes de ejecutar algún movimiento. Por otro lado, el costo y finalmente la facilidad de uso.

Tabla 25

Ponderación de parámetros de evaluación del sistema de visualización

Criterio	Resolución	Costo	Facilidad de uso	$\xi +1$	Ponderación
Resolución	-	0,5	1	2,5	0,42
Costo	0,5	-	0,5	2	0,33
Criterio	Resolución	Costo	Facilidad de uso	$\xi +1$	Ponderación
Facilidad de uso	0	0,5	-	1,5	0,25
Total				6	1

En la Tabla 25 se observa que el punto importante a considerar es la resolución de la pantalla, luego del costo y finalmente la facilidad de uso. Se plantea dos alternativas de sistema de visualización.

Opción A: Se plantea en el uso de un monitor de 18 pulgadas de tamaño conjuntamente con un teclado y mouse. De esta manera el usuario puede interactuar con la interfaz gráfica. Y su conexión es por medio cable HDMI.

Opción B: Se utiliza una pantalla táctil o Tablet de 7 pulgadas con Android 11 y velocidad 1.5 GHz. Su conectividad es por medio de internet o bluetooth.

Tabla 26

Ponderación de resolución para el sistema de visualización

Criterio	Opción A	Opción B	$\xi + 1$	Ponderación
Opción A	-	1	2	0,67
Opción B	0	-	1	0,33
Total			3	1

En la Tabla 26 se muestra que la resolución de la opción A es mejor que la de la Opción B debido a que el monitor tiene más tamaño comparado a la Tablet.

Tabla 27

Ponderación de costo en el sistema de visualización

Criterio	Opción A	Opción B	$\xi + 1$	Ponderación
Opción A	-	0	1	0,33
Opción B	1	-	2	0,67
Total			3	1

En la Tabla 27 se observa que la ponderación de costo donde por ser el monitor un equipo de mayor tamaño tiene mayor costo, por ende la Tablet es más apta económicamente.

Tabla 28

Ponderación de facilidad de uso en el sistema de visualización

Criterio	Opción A	Opción B	$\xi + 1$	Ponderación
Opción A	-	1	2	0,67
Opción B	0	-	1	0,33
Total			3	1

En la **Tabla 28** muestra que tiene una mayor facilidad de uso el monitor junto al teclado y mouse que son conectados vía cable HDMI, sin colapso de señal; por otro lado la Tablet se debe conectar vía wifi a Internet, caso contrario no se puede establecer la conexión.

Tabla 29

Ponderación y selección del sistema de visualización

Criterio	Resolución	Costo	Facilidad de uso	Total	Posición
Opción A	0,2814	0,1089	0,17	0,56	1
Opción B	0,1386	0,2211	0,08	0,44	2

En la **Tabla 29** se muestra que la opción más apta para los criterios mencionados es el monitor en conjunto con un teclado y mouse. Ya que tiene una mayor resolución, tiene mayor tamaño y fácil de usar.

Selección de dispositivo de entrada

Se selecciona un dispositivo de entrada ya que permite determinar si el actuador lineal eléctrico llega a su punto final o si se puede ejecutar el movimiento. Se evalúa mediante tres criterios como es la dimensión del componente debido a que no existe un amplio espacio para adecuar el mismo; por otro lado, se evalúa la resistencia a los movimientos de la camilla; y finalmente se destaca al más económico.

Tabla 30

Ponderación de parámetros de evaluación del dispositivo de entrada

Criterio	Tamaño	Resistencia	Costo	$\xi +1$	Ponderación
Tamaño	-	0,5	1	2,5	0,42
Resistencia	0,5	-	0,5	2	0,33
Costo	0	0,5	-	1,5	0,25

Total	6	1
-------	---	---

Como se observa en la Tabla 30 el criterio con más relevancia es la dimensión del dispositivo, seguido por la resistencia y por último el costo. Se plantea dos opciones.

Opción A: Final de carrera es un dispositivo electromecánico donde su accionamiento es mecánico, comerciable y de bajo costo. El sensor emite una señal digital para el control.

Opción B: Sensor inductivo es un componente que detecta la presencia de un objeto metálico sin estar en contacto con el material. Su señal de salida es análoga. Su rango de medida es de 5 mm.

Tabla 31

Ponderación de dimensiones para el dispositivo de entrada

Criterio	Opción A	Opción B	$\xi + 1$	Ponderación
Opción A	-	1	2	0,67
Criterio	Opción A	Opción B	$\xi + 1$	Ponderación
Opción B	0	-	1	0,33
Total			3	1

En cuanto a la ponderación de las dimensiones del elemento de entrada se puede observar en la Tabla 31 que la opción A es más eficiente, ya que el final de carrera es un componente de pequeño tamaño.

Tabla 32

Ponderación de resistencia para el dispositivo de entrada

Criterio	Opción A	Opción B	$\xi + 1$	Ponderación
Opción A	-	0	1	0,33
Opción B	1	-	2	0,67

Total	3	1
-------	---	---

Con respecto a la resistencia, se evidencia en la Tabla 32 que el sensor inductivo es de mejor calidad y mayor tamaño por ende es mejor en cuanto a su resistencia sin estar en contacto con el metal.

Tabla 33

Ponderación de costo para el dispositivo de entrada

Criterio	Opción A	Opción B	e+1	Ponderación
Opción A	-	1	2	0,67
Opción B	0	-	1	0,33
Total			3	1

Se observa en la Tabla 33 que la mejor opción económicamente es la del final de carrera ya que es muy comercializado y utilizado a nivel local.

Tabla 34

Ponderación y selección del dispositivo de entrada

Criterio	Tamaño	Resistencia	Costo	Total	Posición
Opción A	0,2814	0,1089	0,17	0,56	1
Opción B	0,1386	0,2211	0,08	0,44	2

Se selecciona el final de carrera de acuerdo a la Tabla 34 Debido a que es un dispositivo de bajo costo y comerciable a nivel nacional; y por sus pequeñas dimensiones que fácilmente se instala en los espacios reducidos de las articulaciones del proyecto.

Listado de componentes y mecanismos seleccionados

En la Tabla 35 se muestra todos los materiales seleccionados, además del mecanismo de elevación.

Tabla 35

Listado de mecanismos y materiales

Característica	Dispositivo
Mecanismo de elevación	Mecanismo de cuatro barras
Actuador Lineal	Eléctrico
Sistema embebido	Raspberry y arduino
Dispositivo de visualización	Monitor
Dispositivo de entrada	Fin de carrea

Capítulo IV

Diseño y construcción

Especificaciones del diseño

El diseño mecánico de la camilla tiene varias especificaciones tanto de peso como de los rangos de movimiento lo cual se expone en la Tabla 36.

Tabla 36

Especificaciones cuantitativas del diseño

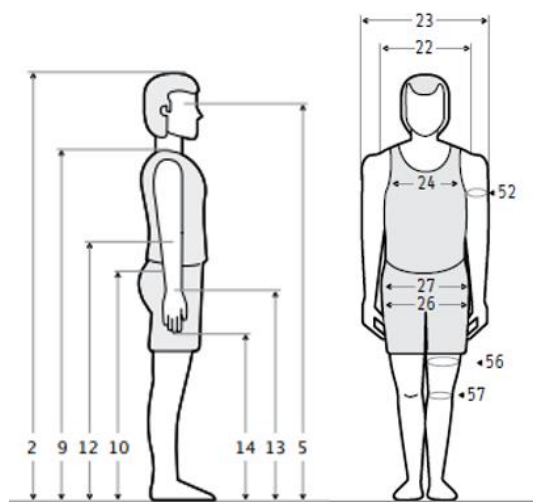
Parámetro	Condición	Unidades
Peso máximo	150	Kg
Movimiento bipedestador	0-85	°
Movimiento Fowler	0-45	°
Movimiento vertical	70 - 88	cm

Selección de medidas antropométricas

Para la selección de medidas antropométricas se toma información de percentiles acerca de la altura, peso, anchura bideltoidea y la altura radial que se visualiza en la Figura 30. Donde la estatura total es la distancia vertical máxima del vértex al suelo, estando el sujeto de pie con la cabeza orientada al plano de Frankfort y se observa como N°2. Mientras que el peso es la masa total del sujeto, medida con báscula clínica en kilogramos y con una precisión de 100 gramos. La anchura bideltoidea es la distancia horizontal máxima entre los dos puntos deltoideos es decir la distancia horizontal máxima y se refleja como N° 23. Y la altura radial es distancia vertical desde el piso hasta la cabeza del radio y se encuentra como N°12. (Chaurand R, León L, & Muñoz E, 2007)

Figura 30

Distancias antropométricas



Nota. Tomado de *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana.* (p. 200), por Chaurand, R. Á., León, L. R. P., & Muñoz, E. L. G., 2007

Se visualiza en la Tabla 37 las medidas antropométricas que competen al análisis para el diseño de la camilla. Se muestra el promedio x , el percentil bajo 5, el percentil medio 50 y el percentil alto 95. La misma tiene referencia la primera columna con la Figura 30.

Tabla 37

Medidas antropométricas

		20-29 años (n=487)				30-39 años (n=447)			
Dimensiones		Percentiles				Percentiles			
		x	5	50	95	x	5	50	95
1	Masa corporal (kg)	66.9	52.3	66.0	85.3	71.2	55.8	70.4	87.7
2	Estatura (cm)	170.1	159.5	169.4	181.1	168.9	158.3	169.4	178.5
12	Altura radial	107.0	99.1	106.9	115.1	106.6	99.7	107.0	114.4
23	Anchura bideltaoidea	45.7	41.4	45.4	50.7	46.6	42.1	46.6	51.2

Nota. Tomado de *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*. (p. 200), por Chaurand, R. Á., León, L. R. P., & Muñoz, E. L. G., 2007

El diseño consta de una camilla regulable para la estatura del paciente, se maneja el percentil 50 dado que es perteneciente para la población latina promedio para edad, sexo y país. Por ende, la camilla tiene un tamaño estándar de 169 cm. Y su altura máxima es de 192 cm que satisface la altura ecuatoriana estándar y el percentil 95.

Figura 31

Altura máxima de la camilla

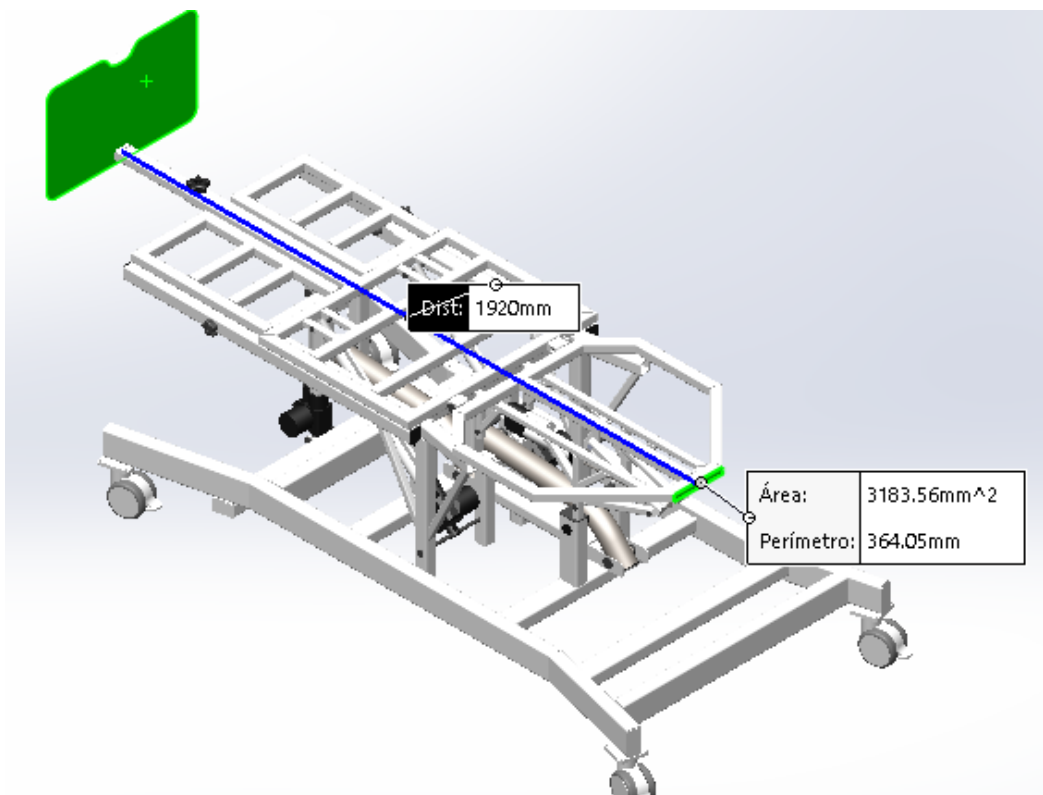
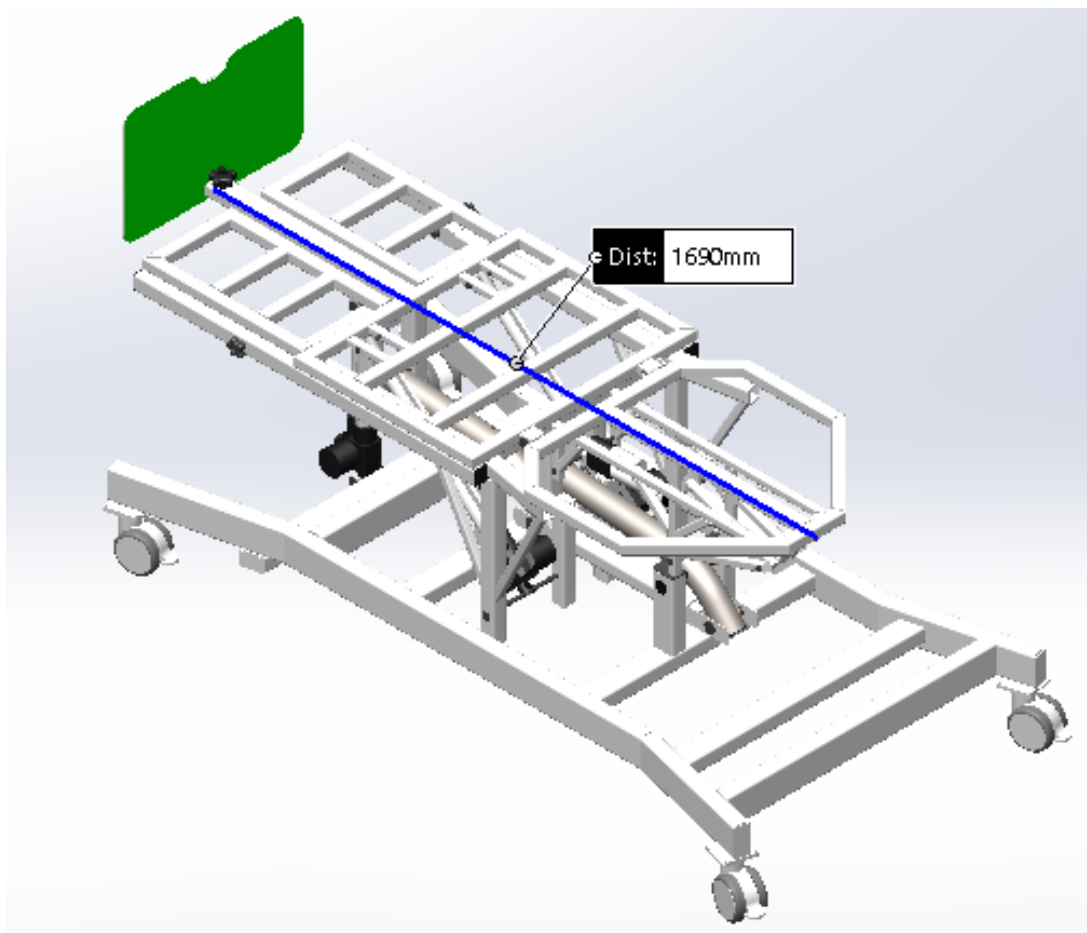


Figura 32

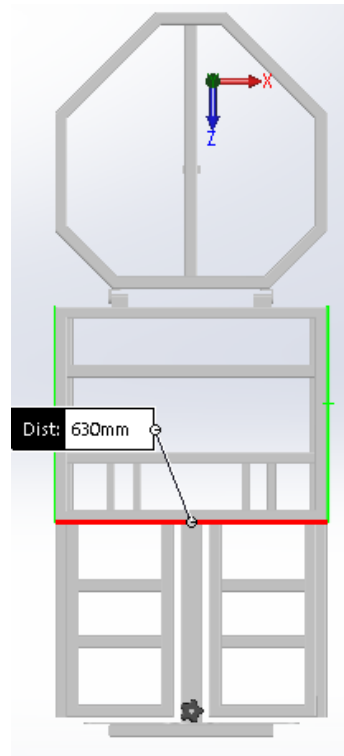
Altura mínima de la camilla



Con respecto al ancho de la camilla se observa en la Tabla 37, la anchura bideltaidea tiene 50.7 cm en el percentil más alto 95. Por lo cual se selecciona la medida de 63 cm que cumple dicho parámetro.

Figura 33

Anchura de la camilla

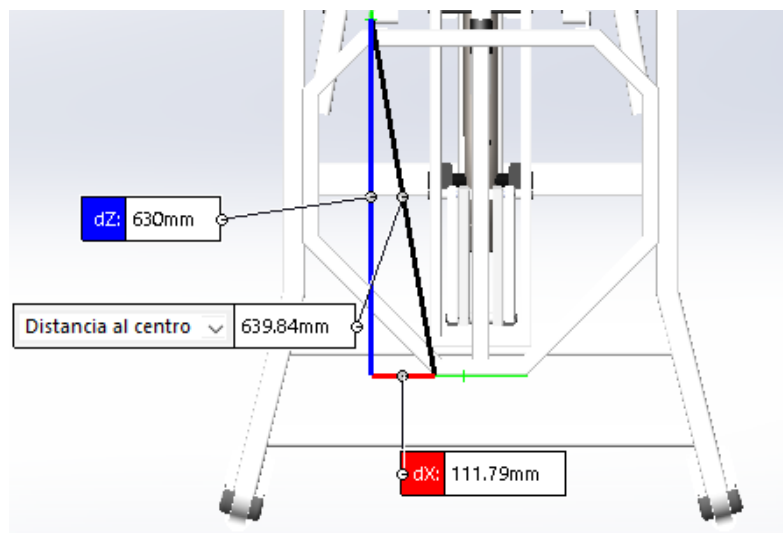


Para llegar a la posición Fowler se debe articular la camilla donde la parte de la altura radial se queda por debajo y la estatura restante tiene un movimiento a 45°. Por lo tanto, para obtener dicha medida es la diferencia entre la altura y la altura radial de los percentiles promedios.

$$d_{ce} = 169.4 \text{ cm} - 106.9 \text{ cm}$$

$$d_{ce} = 62.5 \text{ cm}$$

Por temas de construcción se deja en una medida de 630 cm, que será la altura de la parte cabecera-espalda que se muestra en la Figura 34

Figura 34*Medida de camilla cabecera-espalda***Selección del material**

Existe una variedad de materiales en el mercado que se adecuan a la fabricación de estructuras como la del presente proyecto, entre ellos está el acero y el aluminio, que entorno a ellos se evalúa cual es el material más apropiado comprando el costo, la resistencia a fatiga, el peso y la maleabilidad.

Tabla 38*Evaluación de importancia de criterios para la selección de material*

CRITERIO	Costo	Resistencia	Peso	Maleabilidad	e+1	Ponderación
Costo	-	0,5	1	1	3,5	0,35
Resistencia	0,5	-	0,5	0,5	2,5	0,25
Peso	0	0,5	-	0,5	2	0,2
Maleabilidad	0	0,5	0,5	-	2	0,2
Total					10	1

En la **Tabla 38** se visualiza que el criterio más importante es el costo, luego viene la resistencia del material y finalmente cubren la ponderación los dos criterios restantes con igual importancia.

Tabla 39

Evaluación de costo para la selección de material

Criterio	Acero	Aluminio	e+1	Ponderación
Acero	-	1	2	0,67
Aluminio	0	-	1	0,33
Total			3	1

En la Tabla 39 se evidencia que el material acero es más económico que aluminio.

Tabla 40

Evaluación de resistencia para la selección de material

Criterio	Acero	Aluminio	e+1	Ponderación
Acero	-	1	2	0,67
Aluminio	0	-	1	0,33
Total			3	1

En la Tabla 40 se visualiza que el acero tiene más resistencia a fatiga que el aluminio.

Tabla 41

Evaluación de peso para la selección de material

Criterio	Acero	Aluminio	e+1	Ponderación
Acero	-	0	1	0,33
Aluminio	1	-	2	0,67
Total			3	1

En la Tabla 41 se muestra que el aluminio es más ligero comparado con el material acero.

Tabla 42*Evaluación de maleabilidad para la selección de material*

Criterio	Acero	Aluminio	e+1	Ponderación
Acero	-	0,5	1,5	0,5
Aluminio	0,5	-	1,5	0,5
Total			3	1

En la Tabla 42 se muestra que los dos materiales son maleables y son adecuados para aplicaciones como la camilla bipedestadora.

Tabla 43*Evaluación final de selección de material*

Criterio	Costo	Resistencia	Peso	Maleabilidad	Total	Posición
Acero	0,2345	0,1675	0,07	0,1	0,57	1
Aluminio	0,1155	0,0825	0,13	0,1	0,43	2

En la Tabla 43 se muestra la evaluación final donde el acero es más apto para este proyecto por su costo, resistencia y maleabilidad.

Modelado de sólidos

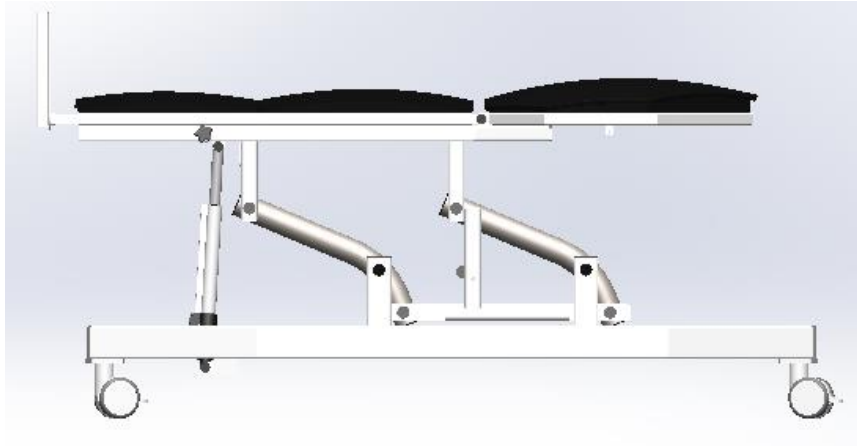
En el software CAD se realiza el prediseño de todos los mecanismos y estructura competentes para los tres movimientos, para luego ser diseñados por medio de cálculos matemáticos.

Como punto de partida se tiene a la camilla que consta de una articulación en la parte de la cabecera espalda y consta de un regulador de altura en la parte inferior de los pies, se puede observar en la **Figura 34**.

Por consiguiente, se simula el mecanismo de elevación, consta de dos tubos huecos con tres pivotes para ejecutar el mecanismo de cuatro barras seleccionado anteriormente. El actuador lineal eléctrico se ubica en la parte inferior para ejecutar su movimiento.

Figura 35

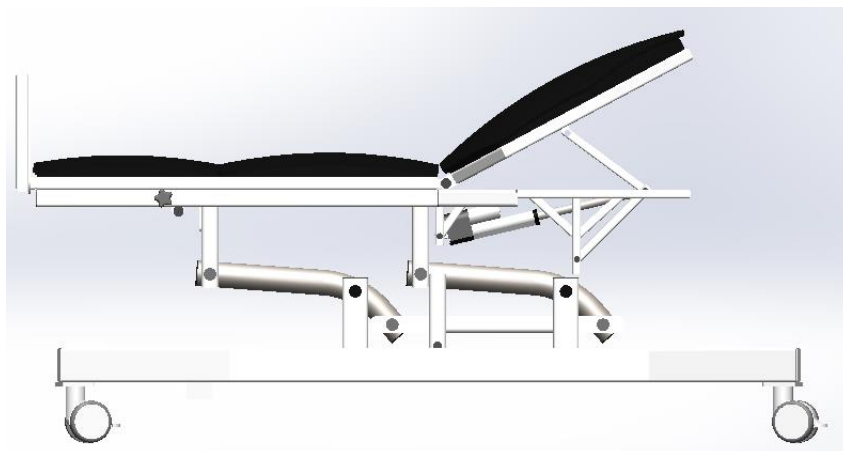
Modelado de mecanismo de cuatro barras



Posteriormente se realiza el mecanismo para levantar la cabecera-espalda. Este mecanismo se ejecuta mientras el actuador lineal eléctrico se retrae sube el mecanismo donde se forma la posición de Fowler a 45° con respecto a la horizontal y por el contrario cuando se extiende baja el mecanismo y se forma la posición decúbito. Se observa en la Figura 36

Figura 36

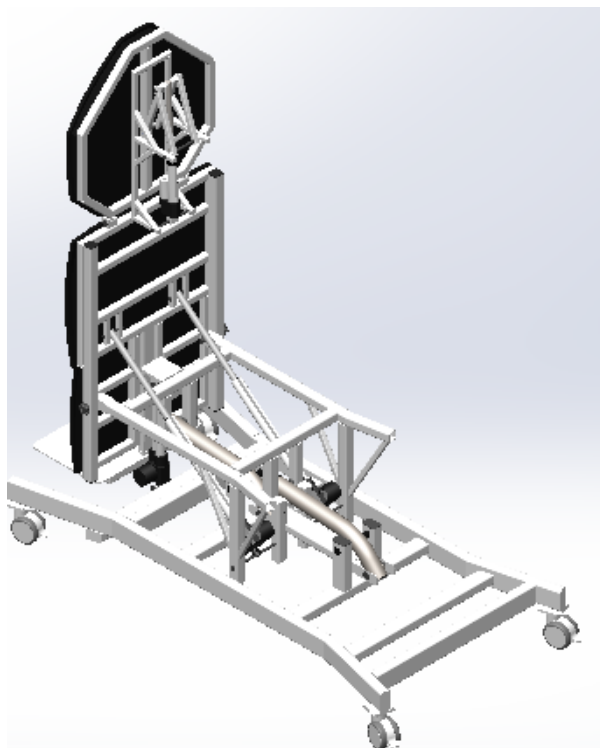
Modelado de mecanismo de la posición de Fowler.



Y finalmente se modela el mecanismo de elevación rotacional para el movimiento de bipedestación donde su rango de movimiento es de 0° a 85° . Se ejecuta por medio de dos actuadores como se observa en la Figura 37.

Figura 37

Modelado del mecanismo para el movimiento de bipedestación.



Diseño estructural

Calculo estructural para la camilla

Tabla 44

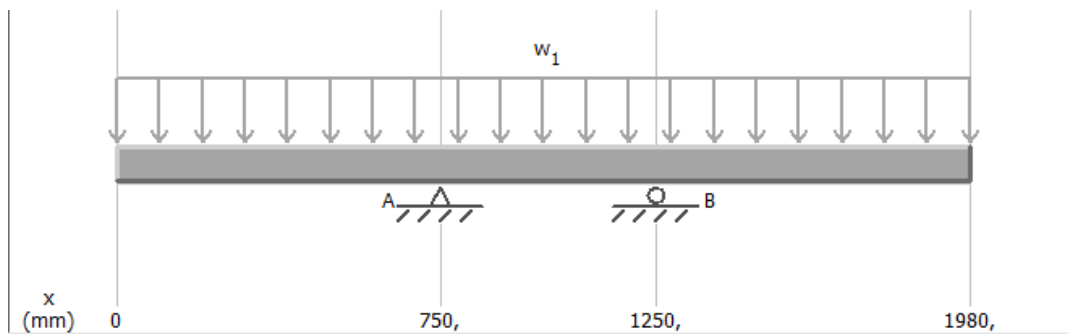
Sumatoria de masas

Parámetro	Masa
Carga máxima del paciente	150 kg
Estructura de la camilla	20 kg
Total	170 kg

Para el diseño de la camilla se considera como una viga con dos apoyos y con una carga distribuida como el peso máximo del paciente, es decir el máximo peso que es de 150 kg añadida la estructura con un total de 170kg y la altura máxima de 192 cm. Mediante el software Mdsolid se plantea como una viga apoyada en dos puntos con carga distribuida donde se obtiene las reacciones y el momento máximo para el diseño.

Figura 38

Diagrama de la camilla



Carga distribuida

$$F = m * g = 170 \text{ kg} * 9.8 = 1667 \text{ N}$$

$$w_1 = \frac{F}{l} = \frac{1667 \text{ N}}{1.920 \text{ m}} = 868.22 \text{ N/m}$$

Reacciones en los puntos de apoyo

$$\sum F_y = 0$$

$$R_{Ay} - F + R_{By} = 0$$

$$\sum M_A = 0$$

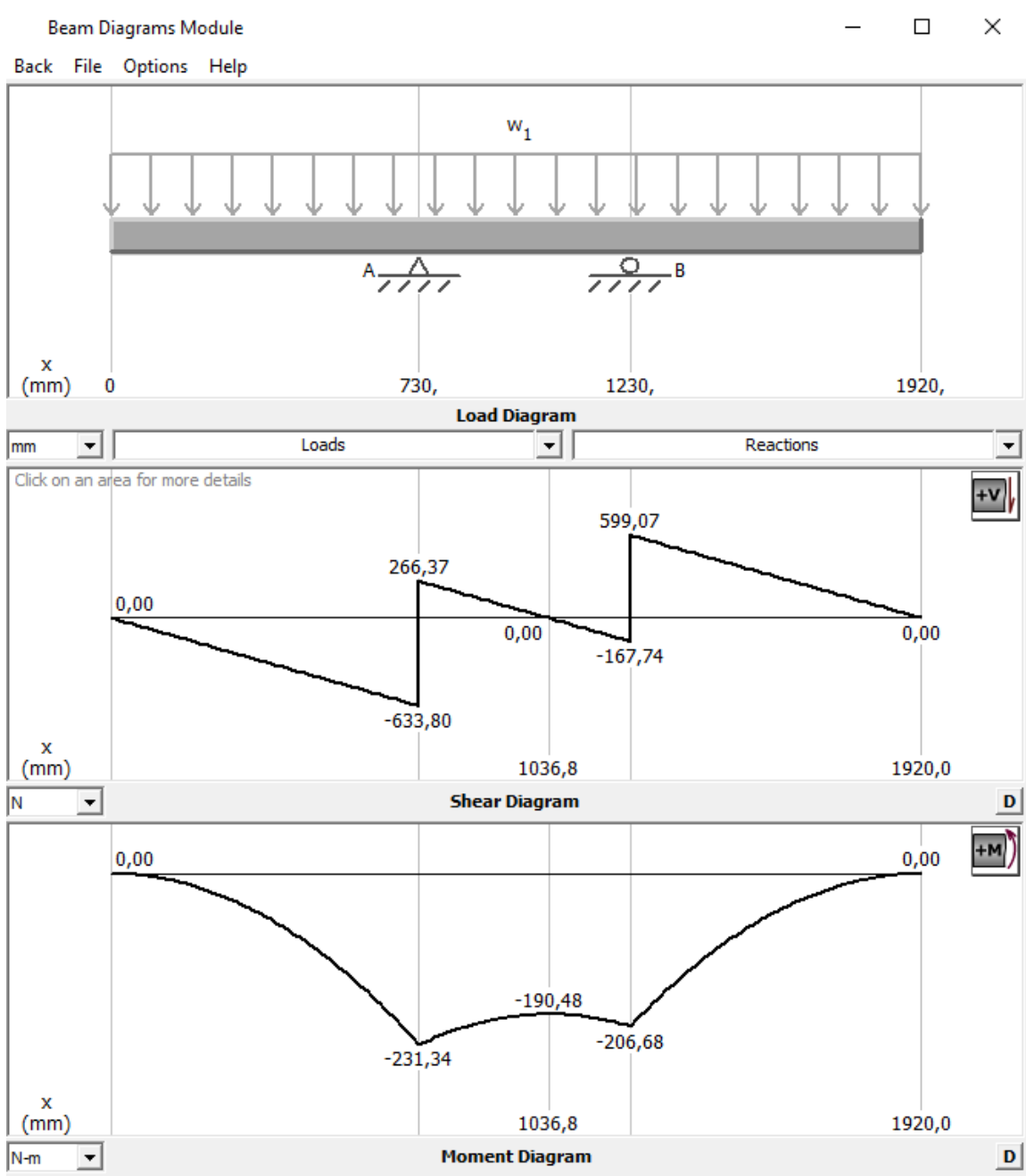
$$-(1667 \text{ N}) * (0.230) + R_B * (0.5) = 0$$

$$R_B = 766.82 \text{ N}$$

$$R_{Ay} = 900.18 \text{ N}$$

Figura 39

Gráficas de Fuerza Cortante y Momento Flector en Mdsolid



Momento máximo

$$M_{max} = |231.34| \text{ Nm}$$

Considera perfil cuadrado

$$30 \times 30 \times 2 \text{ (mm)}$$

Sección Transversal

$$S = \frac{1}{6} \left[\frac{C^4 - C'^4}{C} \right]$$

$$S = \frac{1}{6} \left[\frac{(0.03)^4 - (0.026)^4}{0.03} \right]$$

$$S = 1.96 \times 10^{-6} \text{ m}^3$$

Esfuerzo por flexión

$$\sigma = \frac{M}{S} = \frac{231.34 \text{ N}}{1.96 \times 10^{-6} \text{ m}^3}$$

$$\sigma = 118.03 \text{ MPa}$$

Resistencia a la fluencia de AISI ASTM A500

$$S_y = 317 \text{ MPa}$$

Factor de seguridad

$$n = \frac{S_y}{\sigma}$$

$$n = \frac{317 \text{ MPa}}{118.03 \text{ MPa}}$$

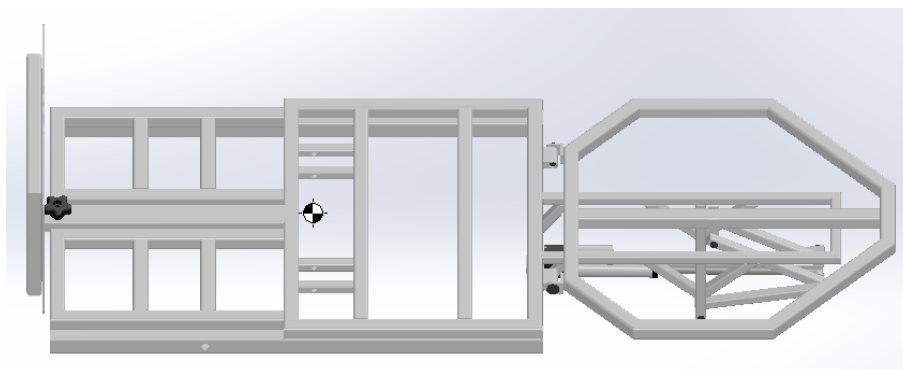
$$n = 2.68$$

Centro de masa de la camilla

El centro de masa de la camilla, donde se localiza el pivote del actuador que realiza el movimiento de bipedestación se obtiene mediante el software de simulación y se visualiza en la Figura 40.

Figura 40

Centro de masa de la camilla

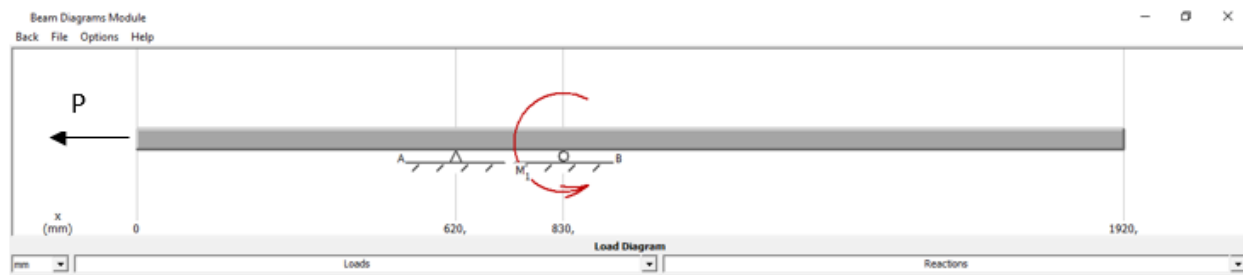


Cálculo de la camilla rotada

Para el análisis de la camilla en posición vertical se presenta como una viga con dos apoyos, uno que es el pivote de apoyo y el otro en el pivote del actuador lineal eléctrico. Además, presenta una carga axial P que se encuentra a compresión y se produce por el peso de la camilla en este caso son 20 kg, tal como se observa en la Figura 41.

Figura 41

Análisis de cuerpo libre de camilla rotada

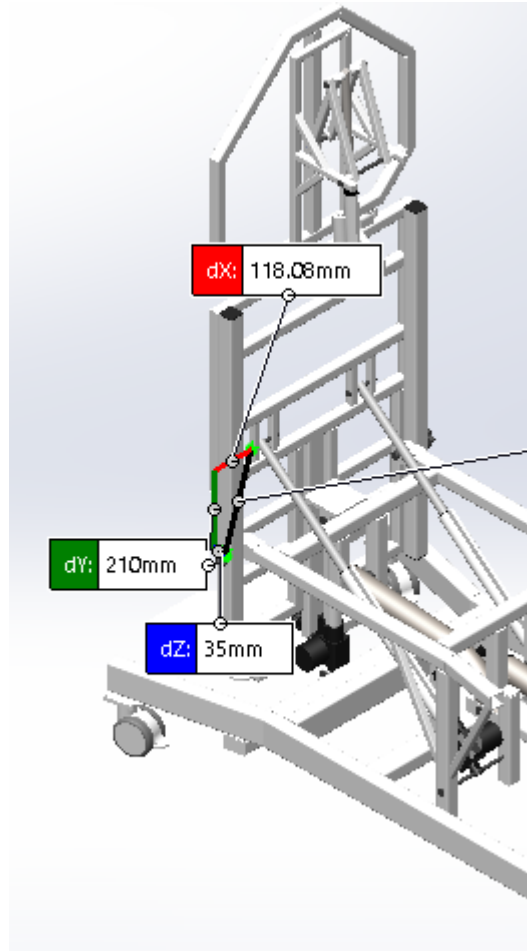


Se obtiene el radio vector, que es la distancia desde el primer pivote de la camilla hasta el pivote del actuador lineal cuando la camilla se encuentre bipedestada, dichas distancias se toma en referencia de la

Figura 42.

Figura 42

Distancias para el radio vector



Radio vectores

$$\vec{r} = (\vec{r}_x + \vec{r}_y + \vec{r}_z)$$

$$\vec{r} = (-118.08\vec{i} - 210\vec{j} - 35\vec{k})\text{mm}$$

$$\vec{r} = (-0.118\vec{i} - 0.21\vec{j} - 0.035\vec{k})\text{m}$$

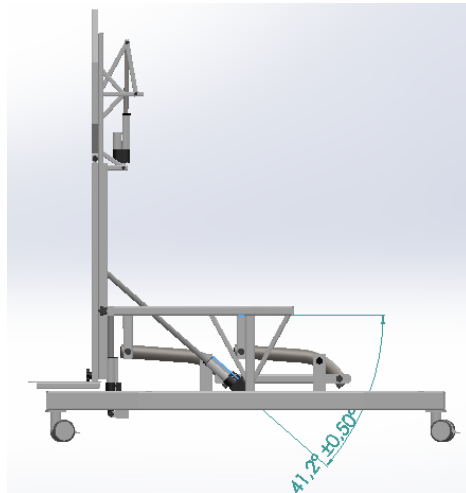
Se obtiene la fuerza tanto su inclinación como la indica la Figura 43 y su magnitud, donde la masa crítica se divide entre dos ya que se toma en cuenta que ejecutan la fuerza dos actuadores lineales eléctricos.

$$F = \frac{150 \text{ kg} * \frac{9.8 \text{ m}}{\text{s}^2}}{2}$$

$$F = 735 \text{ N}$$

Figura 43

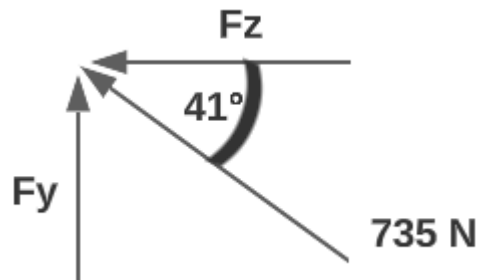
Ángulo de inclinación de actuador lineal con respecto a la horizontal



Descomponer la fuerza crítica de 1667 N, calculada anteriormente.

Figura 44

Fuerza del actuador lineal descompuesta en el plano yz



$$\vec{F} = (\vec{F}_x + \vec{F}_y + \vec{F}_z)$$

$$\vec{F}_x = 0\vec{i} \text{ N}$$

$$\vec{F}_y = 735 * \text{sen}(41^\circ)$$

$$\vec{F}_y = 482.2 \vec{j} \text{ N}$$

$$\vec{F}_z = 735 * \text{cos}(26^\circ)$$

$$\vec{F}_z = 559.71 \vec{k} \text{ N}$$

$$\vec{F} = (0\vec{i} + 482.2 \vec{j} + 559.71 \vec{k}) \text{ N}$$

Se encuentra el momento que produce la fuerza del actuador a la camilla mediante producto cruz.

$$\vec{M} = (\vec{r} \otimes \vec{F})$$

$$\vec{M} = \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ -0.118 & -0.21 & -0.035 \\ 0 & 482.2 & 559.71 \end{vmatrix}$$

$$\vec{M} = (-100.66\vec{i} - 56.89 \vec{k} + 66.04\vec{j}) \text{ Nm}$$

Las componentes tanto en i como en k producen momento, pero la componente en j produce un torque. Por lo tanto, aplicamos la teoría de Von Mises o teoría de la distorsión. En primera instancia se obtiene el módulo de las componentes tanto en i como en k.

$$|M| = \sqrt{(-100.66)^2 + (-56.89)^2}$$

$$|M| = 115.62 \text{ Nm}$$

Se obtiene el esfuerzo por flexión.

$$\sigma = \frac{M}{S} - \frac{P}{A}$$

$$\sigma = \frac{115.62 \text{ Nm}}{1.9612 \times 10^{-6} \text{ m}^3} - \frac{(20 \text{ kg}) * (9.8 \text{ m/s}^2)}{2.14 \times 10^{-4}}$$

$$\sigma = 58.03 \text{ MPa}$$

De igual forma con el torque producido en la componente j.

$$|T| = 66.04 \text{ Nm}$$

Se obtiene el esfuerzo por torsión:

$$\tau = \frac{T}{2A_m t}$$

$$A_m = (30 - 2)(30 - 2)$$

$$A_m = 7.84 \times 10^{-4} \text{ m}^2$$

$$t = 2 \text{ mm} = 0.002 \text{ m}$$

$$\tau = \frac{66.04 \text{ Nm}}{2(7.84 \times 10^{-4} \text{ m}^2) * (0.002 \text{ m})}$$

$$\tau = 21.05 \text{ MPa}$$

Aplicar Von Mises

$$\sigma' = \sqrt{\sigma^2 + 3\tau^2}$$

$$\sigma' = \sqrt{(58.03 \text{ MPa})^2 + 3(21.05 \text{ MPa})^2}$$

$$\sigma' = 68.57 \text{ MPa}$$

Obtener el factor de seguridad

$$n = \frac{S_y}{\sigma'}$$

$$n = \frac{317 \text{ MPa}}{68.57 \text{ MPa}}$$

$$n = 4.5$$

Cálculo de ejes pivotes de la camilla

El pasador que se ubica como eje de rotación está ubicado por debajo del centro de gravedad de la camilla, por lo que tiene un esfuerzo por carga cortante y por torsión. De la misma manera, serán dos pasadores que se ubicaran dentro de la camilla por lo cual la carga distribuida de 170 kg es dividida entre dos apoyos.

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

$$\tau = \frac{m * g}{\pi * \frac{d^2}{4}}$$

$$\tau = \frac{85 \text{ kg} * 9.8 \text{ m/s}^2}{\pi * \frac{(0.016\text{m})^2}{4}}$$

$$\tau = 4.14 \text{ MPa}$$

El esfuerzo por torsión se genera el torque con respecto al otro pivote del actuador lineal, por lo que recurre a la Figura 42, para verificar la distancia entre los mismos.

$$\tau = \frac{16T}{\pi\phi^3}$$

$$\tau = \frac{16 * m * g * d}{\pi\phi^3}$$

$$\tau = \frac{16 * \left(85kg * \frac{9.8m}{s^2}\right) * 0.2 m}{\pi(0.016m)^3}$$

$$\tau = 207.15 MPa$$

El esfuerzo cortante total en cada punto es la suma algebraica del esfuerzo cortante directo y el esfuerzo cortante por torsión, los cuales actúan sobre los mismos planos del elemento diferencial.

$$\tau_T = 4.14 MPa + 207.15 MPa$$

$$\tau_T = 211.29 MPa$$

El material seleccionado para este tipo de eje es el acero AISI 1020 estirado en frío con un módulo de resistencia de $S_y = 441 MPa$.

$$n = \frac{S_y}{\tau_T}$$

$$n = \frac{441 MPa}{211.29 MPa}$$

$$n = 2.1$$

Cálculo de eje para base de actuadores

Se calcula el factor de seguridad que tiene el eje que atraviesa al pivote de la base del actuador, como datos se tiene el diámetro de 10 mm y la fuerza crítica de 6000N.

$$\tau = \frac{4V}{3A}$$

$$\tau = \frac{4 * 6000N}{3 * \pi * \frac{d^2}{4}}$$

$$\tau = \frac{4 * 6000N}{3 * \pi * \frac{0.01m^2}{4}}$$

$$\tau = 101.85 MPa$$

El material seleccionado para este tipo de eje es el acero AISI 1020 estirado en frio con un módulo de resistencia de $S_y = 441 MPa$.

$$n = \frac{S_y}{\tau_T}$$

$$n = \frac{441 MPa}{101.85MPa}$$

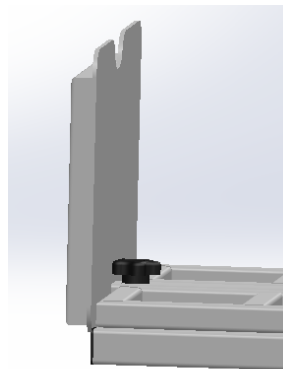
$$n = 4.3$$

Cálculo de eje para la base de los pies

En la base los pies se regula la altura, por ende, se procede a diseñar el eje que soporta la carga critica, es decir cuando la camilla rote a 87° . El diseño se realiza a esfuerzo cortante.

Figura 45

Perilla regulable



A partir del factor de seguridad se obtiene el diámetro mínimo para el eje de la perilla. Donde V es la carga cortante que es peso critico de los 170 kg. Donde el peso es de 1667 N. El material que se utiliza es el acero AISI 1020 estirado en frio, donde su módulo de resistencia es

de 441 MPa. Y se trabaja con un factor de mínimo 8 por ser un pasador que va a resistir la carga total de una persona.

$$n = \frac{S_y}{\tau} = \frac{A * S_y}{V} = \frac{\pi * D^2 * S_y}{4V}$$

$$D = \sqrt{\frac{4 * V * n}{\pi * S_y}}$$

$$D = \sqrt{\frac{4 * (1960 N) * 8}{\pi * 441 MPa}}$$

$$D = 0.006 m = 6mm$$

El diámetro mínimo es de 6mm, pero por factor de construcción se trabajará con 9 mm que contempla dicho parámetro.

Cálculo del tubo angular

El tubo angular tiene tres pivotes para ejecutar el mecanismo semejante a uno de cuatro barras. Por lo que para su análisis se considera las cargas críticas a soportar tanto del paciente como de la estructura.

Tabla 45

Masa total para el cálculo del tubo angular

Parámetro	Masa
Carga máxima del paciente	150 kg
Estructura de la camilla	20 kg
Soporte	20 kg
Total	190 kg

Como primera carga para el tubo angular se tiene una masa de 180 kg, lo cual será distribuida entre los dos tubos, por lo tanto, se saca el peso y se divide para los dos tubos.

$$P_1 = \frac{m * g}{2}$$

$$P_1 = (190kg) * \frac{(9.8 m/s^2)}{2}$$

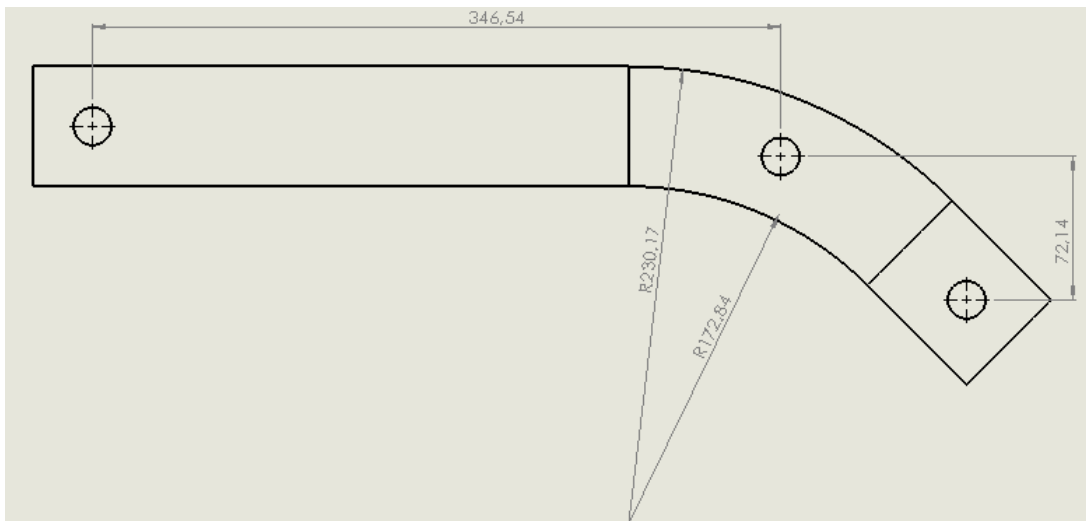
$$P_1 = 931 N$$

En la Figura 46 se visualiza las medidas del tubo angular, el cálculo de los esfuerzos se efectúa acorde al radio de la fibra interna y radio de la fibra externa. Por lo que primero se obtiene los momentos flectores y reacciones que genera en la curvatura del tubo o pivote intermedio a partir del diagrama de cuerpo libre que se observa en la

Figura 47.

Figura 46

Distancias y radios de curvatura del tubo angular

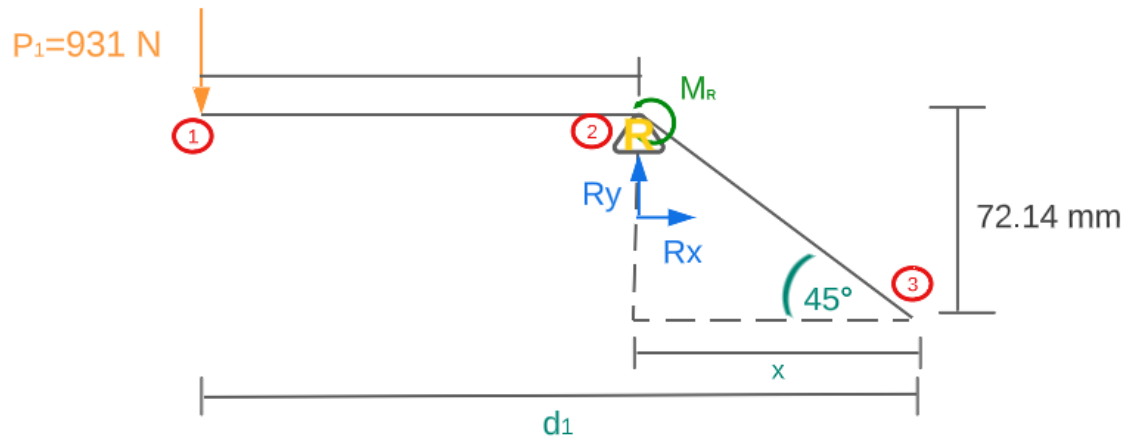


$$r_i = 172.84 \text{ mm} = 0.172 \text{ m} \rightarrow \text{Radio de la fibra interna}$$

$$r_o = 230.17 \text{ mm} = 0.23 \text{ m} \rightarrow \text{Radio de la fibra externa}$$

Figura 47

Diagrama de Equilibrio del tubo angular



$$\sum M_R = 0$$

$$M_R - (931N) * (346.54mm) = 0$$

$$M_R = 322.62 Nm$$

Sumatoria de fuerzas en el eje y.

$$\sum F_y = 0$$

$$-882N + R_y = 0$$

$$R_y = 882 N$$

Sumatoria de fuerzas en el eje x.

$$\sum F_x = 0$$

$$R_x = 0$$

Módulo que será la carga P en la curvatura.

$$P = \sqrt{R_x^2 + R_y^2}$$

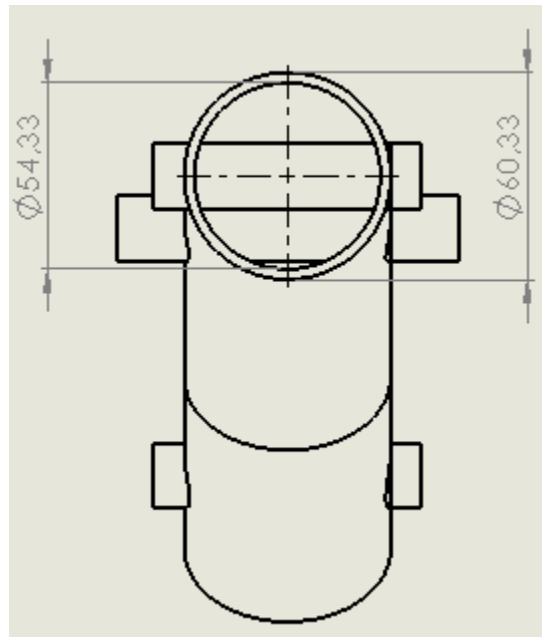
$$P = \sqrt{(0 \text{ N})^2 + (931 \text{ N})^2}$$

$$P = 931 \text{ N}$$

Se selecciona un tubo hueco de acero A53 con un diámetro de 2 3/8in, y un espesor de 4mm.

Figura 48

Medidas del tubo hueco



$$d_o = 60.33 \text{ mm}$$

$$d_i = 54.33 \text{ mm}$$

Radio del eje centroidal longitudinal

$$\bar{r} = r_i + \frac{d_o}{2}$$

$$\bar{r} = 172.84 \text{ mm} + \frac{60.33 \text{ mm}}{2}$$

$$\bar{r} = 203 \text{ mm} = 0.203 \text{ m}$$

Radio del eje neutro a la viga

$$r = \frac{d_o^2}{4[2\bar{r} - \sqrt{4(\bar{r})^2 - d_o^2}]}$$

$$r = \frac{(60.33 \text{ mm})^2}{4[2(203 \text{ mm}) - \sqrt{4(203 \text{ mm})^2 - (60.33 \text{ mm})^2}]}$$

$$r = 201.87 \text{ mm} = 0.201 \text{ m}$$

Distancia entre eje centroidal y neutro

$$e = \bar{r} - r$$

$$e = 203 \text{ mm} - 201.87 \text{ mm}$$

$$e = 1.13 \text{ mm} = 1.13 \times 10^{-3} \text{ m}$$

Área transversal del tubo hueco

$$A = \pi \frac{d_o^2}{4} - \pi \frac{d_i^2}{4}$$

$$A = \pi \frac{(60.33 \text{ mm})^2}{4} - \pi \frac{(54.33 \text{ mm})^2}{4}$$

$$A = 540.86 \text{ mm}^2 = 5.40 \times 10^{-4} \text{ m}^2$$

Distancia del radio interno al radio del eje neutro

$$C_i = r - r_i$$

$$C_i = 201.87 \text{ mm} - 172.84 \text{ mm}$$

$$C_i = 29.03 \text{ mm} = 0.02903 \text{ m}$$

Distancia del radio del eje neutro al radio externo

$$C_o = r_o - r$$

$$C_o = 230.17 \text{ mm} - 201.87 \text{ mm}$$

$$C_o = 28.3 \text{ mm} = 0.0283 \text{ m}$$

Esfuerzo en la fibra interna

$$\sigma_i = \pm \frac{MC_i}{Aer_i} \pm \frac{P}{A}$$

$$\sigma_i = - \frac{(322.62 \text{ Nm}) * (0.02903 \text{ m})}{(5.40 \times 10^{-4} \text{ m}^2) * (1.13 \times 10^{-3} \text{ m}) * (0.172 \text{ m})} + \frac{931 \text{ N}}{5.40 \times 10^{-4} \text{ m}^2}$$

$$\sigma_i = 90.95 \text{ MPa}$$

Esfuerzo en la fibra externa

$$\sigma_o = \pm \frac{MC_o}{Aer_o} \pm \frac{P}{A}$$

$$\sigma_o = - \frac{(322.62 \text{ Nm}) * (0.0283 \text{ m})}{(5.40 \times 10^{-4} \text{ m}^2) * (1.13 \times 10^{-3} \text{ m}) * (0.23 \text{ m})} + \frac{931 \text{ N}}{5.40 \times 10^{-4} \text{ m}^2}$$

$$\sigma_o = 63.33 \text{ MPa}$$

Módulo de resistencia del acero AISI A53

$$S_y = 240 \text{ MPa}$$

Factor de seguridad de la fibra interna

$$n_i = \frac{S_y}{\sigma_i}$$

$$n_i = \frac{240 \text{ MPa}}{90.95 \text{ MPa}}$$

$$n_i = 2.6$$

Factor de seguridad de la fibra externa

$$n_o = \frac{S_y}{\sigma_o}$$

$$n_o = \frac{240 \text{ MPa}}{63.33 \text{ MPa}}$$

$$n_o = 3.7$$

Cálculo de ejes pivotes del tubo angular

Para el cálculo de los ejes pivotes del tubo angular se requiere encontrar las distancias previstas d_1 y x del diagrama de equilibrio del tubo angular de la Figura 47,

$$\tan 45^\circ = \frac{72.14 \text{ mm}}{x}$$

$$x = 72.14 \text{ mm}$$

$$d_1 = 346.54 \text{ mm} + 72.14 \text{ mm}$$

$$d_1 = 418.68 \text{ mm} = 0.41868 \text{ m}$$

Encontrar el torque T_1

$$T_1 = F_1 d_1$$

$$T_1 = (931 \text{ N}) * (0.41868 \text{ m})$$

$$T_1 = 389.71 \text{ Nm}$$

El torque 2 es referente al momento resultante calculado para el tubo angular, ya que al mismo le provoca un momento, pero al eje le provoca un torque.

$$M_R = T_2 = 322.62 \text{ Nm}$$

Encontrar los esfuerzos producidos por los torques en los ejes cilíndricos.

$$\tau_1 = \frac{16T_1}{\pi\phi^3}$$

$T \rightarrow$ Torque

$\phi \rightarrow$ Diametro del eje

El diámetro del eje es de 26 mm, se ha diseñado con ese diámetro por condiciones de construcción.

Esfuerzo cortante torsional 1

$$\tau_1 = \frac{16T_1}{\pi\phi^3}$$

$$\tau_1 = \frac{16 * (389.71 \text{ Nm})}{\pi(0.024\text{m})^3}$$

$$\tau_1 = 143.57 \text{ MPa}$$

Esfuerzo cortante torsional 2

$$\tau_2 = \frac{16T_2}{\pi\phi^3}$$

$$\tau_2 = \frac{16 * (322.62 \text{ Nm})}{\pi(0.024\text{m})^3}$$

$$\tau_2 = 118.85 \text{ MPa}$$

Esfuerzo cortante directo 1

$$\tau_1 = \frac{V_1}{A}$$

$$\tau_1 = \frac{931\text{N}}{\frac{\pi\phi^2}{4}}$$

$$\tau_1 = \frac{931N}{\frac{\pi(0.024)^2}{4}}$$

$$\tau_1 = 2.05 \text{ MPa}$$

Pare el esfuerzo cortante directo 2 la fuerza cortante V_2 es producida como la resultante de las reacciones que se calculo en la curvatura del tubo angular.

$$P = V_2 = 931 \text{ N}$$

$$\tau_2 = \frac{V_2}{A}$$

$$\tau_2 = \frac{931N}{\frac{\pi(0.024)^2}{4}}$$

$$\tau_2 = 2.05 \text{ MPa}$$

El esfuerzo cortante total en cada punto es la suma algebraica del esfuerzo cortante directo y el esfuerzo cortante por torsión, los cuales actúan sobre los mismos planos del elemento diferencial.

$$\tau_{T_1} = 143.57 \text{ MPa} + 2.05 \text{ MPa}$$

$$\tau_{T_1} = 145.62 \text{ MPa}$$

$$\tau_{T_2} = 118.85 \text{ MPa} + 2.05 \text{ MPa}$$

$$\tau_{T_2} = 120.9 \text{ MPa}$$

Se selecciona el material 1020 estirado en frio.

$$S_y = 441 \text{ MPa}$$

Se procede a calcular los factores de diseño en cada eje.

Factor de diseño en el eje 1

$$n_1 = \frac{S_y}{\tau_{T_1}}$$

$$n_1 = \frac{441 \text{ MPa}}{145.62 \text{ MPa}}$$

$$n_1 = 3.02$$

Factor de diseño en el eje 2

$$n_2 = \frac{S_y}{\tau_{T_2}}$$

$$n_2 = \frac{441 \text{ MPa}}{120.9 \text{ MPa}}$$

$$n_2 = 3.6$$

Selección de ruedas

Las ruedas hospitalarias se seleccionan acorde a la capacidad de carga que se calcula mediante la suma del equipo de rehabilitación de transporte más la carga del paciente, el resultado se divide entre tres.

Parámetro	Masa
Carga máxima del paciente	150 kg
Estructura de la camilla	20 kg
Soporte	20 kg
Base	40 kg
Total	230 kg

$$cc = \frac{\text{Masa total del equipo} + \text{carga util}}{3}$$

$$cc = \frac{230 \text{ kg}}{3}$$

$$cc = 77 \text{ kg}$$

De acuerdo al anexo 3 se selecciona la rueda giratoria con freno total de 125 kg de capacidad de carga y 125 mm de diámetro de la rueda que satisface a la carga del equipo de rehabilitación.

Diseño electrónico

Como punto inicial para el diseño electrónico se selecciona los tres tipos de actuadores lineales eléctricos que ejecutaran los movimientos respectivos, en base a la fuerza, distancia final e inicial y a su voltaje, para trabajar con una sola fuente que es de 12 V.

Selección del actuador lineal eléctrico 1

Para la selección de los actuadores lineales eléctricos se necesita de tres parámetros como es la distancia inicial, distancia final y la fuerza máxima. Como se observa el mecanismo sube cuando se contrae el actuador. Para el primer actuador se observa la distancia inicial en la Figura 49, es decir cuando haya alcanzado la posición a 45° y la distancia final en la Figura 50 cuando se encuentre a 0° con respecto a la horizontal.

Figura 49

Distancia inicial del actuador eléctrico 1

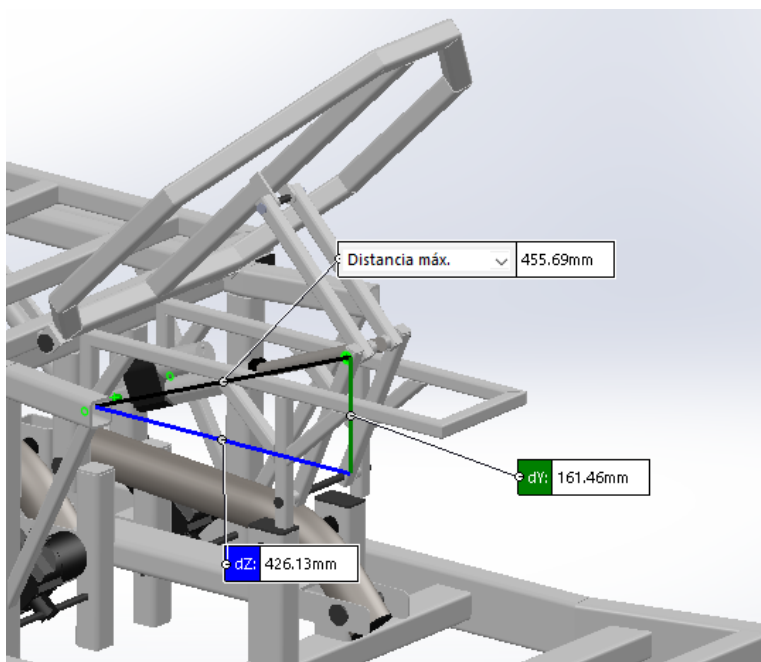
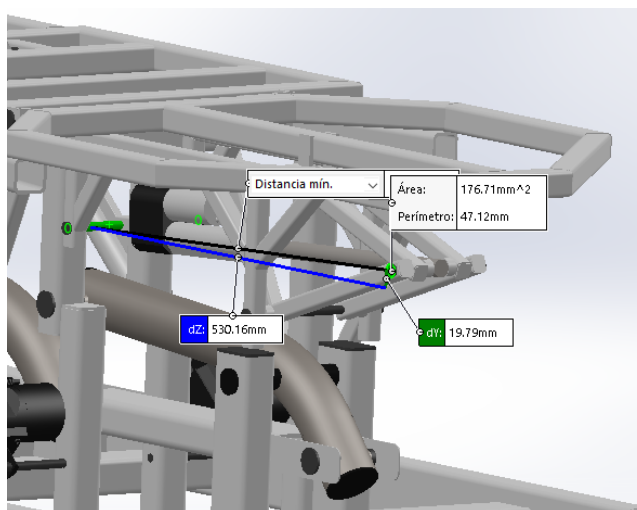


Figura 50

Distancia final del actuador eléctrico 1



Para que se ejecute el mecanismo se necesita de 530 mm de distancia final y al menos de 450 mm de distancia inicial. Finalmente se reúne el parámetro de la fuerza total que necesita para elevar la camilla hasta 45°. Dicha parte de la camilla soporta alrededor de la mitad del cuerpo es del 50% de los 150 kg que se toma como referencia como carga crítica, a lo que se le adiciona el peso de la estructura superior que es de alrededor 10 kg.

Masa total

$$M_t = 75 \text{ kg} + 10 \text{ kg}$$

$$M_t = 85 \text{ kg}$$

Fuerza necesaria con un factor de seguridad de 3.5

$$P_1 = 3.5 * 85 \text{ kg} * 9.8 \text{ m/s}^2$$

$$P_1 \approx 3000 \text{ N}$$

Tabla 46

Parámetros actuador lineal eléctrico 1

Parámetros Actuador 1	
Distancia inicial	440 mm – 17.3 in

 Parámetros Actuador 1

Recorrido	199 mm – 8 in
Distancia final	530 mm – 20.86 in
Fuerza	3000 N

Una vez encontrado los parámetros necesarios, se compara con los que existe en el mercado, donde se selecciona el actuador lineal que se observa en la Figura 51 que como se observa cumple con todos los requerimientos de la Tabla 46.

Figura 51*Actuador lineal eléctrico 2*

Parameters	
Stroke Length:	8inch
Input Voltage:	12VDC
Shaft Diameter:	0.79"(20mm)
Maximum Load:	660lbs (3000N)
Trevel Speed:	0.22in/sec(5.7mm/sec)
Duty Cycle:	10%
Mounting Holes :	5/16"(8mm) diameter
Material:	6061 Aluminum Exterior
Gears:	Lubricated Metal Gears

**Selección del actuador lineal eléctrico 2**

De la misma manera, se encuentra los tres parámetros de selección para el actuador lineal 2, tanto para la camilla cuando se encuentre a 0° como cuando llegue a su posición de bipedestación es decir a 85°.

Figura 52

Distancia inicial de actuador lineal eléctrico 2

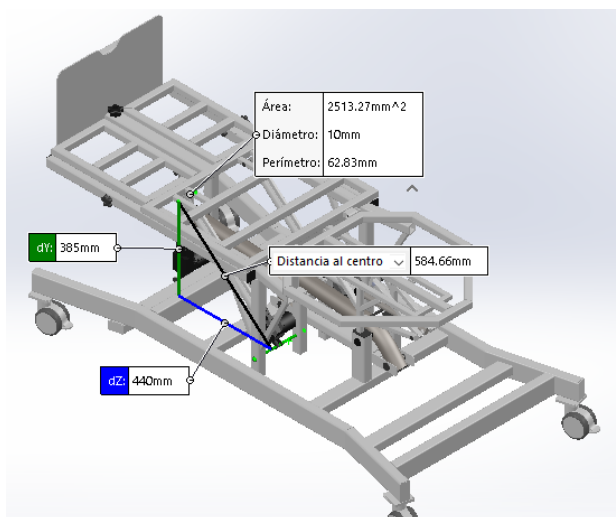
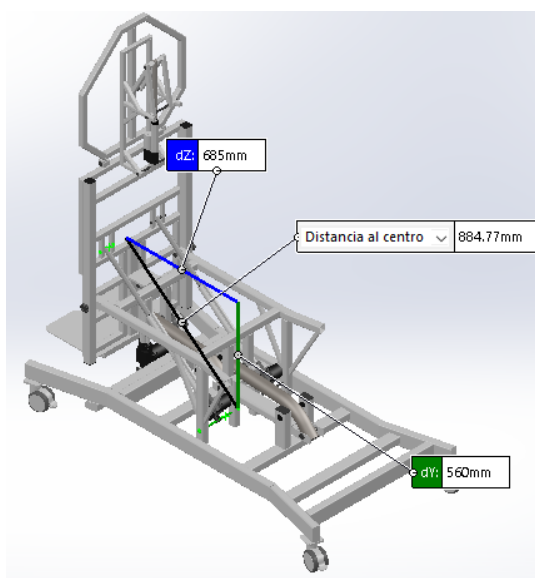


Figura 53

Distancia final de actuador lineal eléctrico 2



Como se observa en la **Figura 52** la distancia inicial es de alrededor 580 mm mientras que en la **Figura 53** se visualiza que la distancia final es de aproximadamente 885 mm. Por

consiguiente, se calcula la fuerza necesaria con los cálculos anterior ya que en este movimiento rota tanto la masa critica de 150 kg y 20 kg como peso de la camilla donde se tiene una masa de 170kg y se considera un factor de seguridad como mínimo 3.5.

$$P_2 = 3.5 * 170kg * 9.8m/s^2$$

$$P_2 \approx 6000 N$$

Tabla 47

Parámetros actuador lineal eléctrico 2

Parámetros Actuador lineal eléctrico 2	
Distancia inicial	580 mm – 23 in
Recorrido	305 mm – 12 in
Distancia final	885 mm – 35 in
Fuerza	6000 N

Una vez encontrado los parámetros se selecciona el actuador lineal que se muestra en la Figura 54, tal como se observa cumple los parámetros de la Tabla 47.

Figura 54

Actuador lineal eléctrico 2



Selección del actuador lineal eléctrico 3

De la misma forma se encuentra la distancia inicial y final para la selección del actuador lineal eléctrico 3. Se plantea que se requiere tener al menos 20 cm de recorrido.

Figura 55

Distancia inicial del actuador lineal eléctrico 3

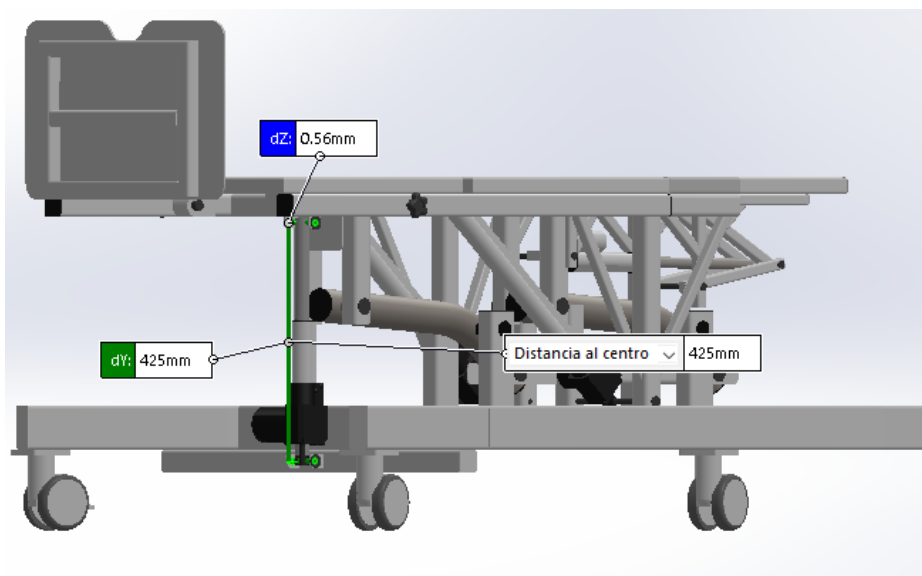
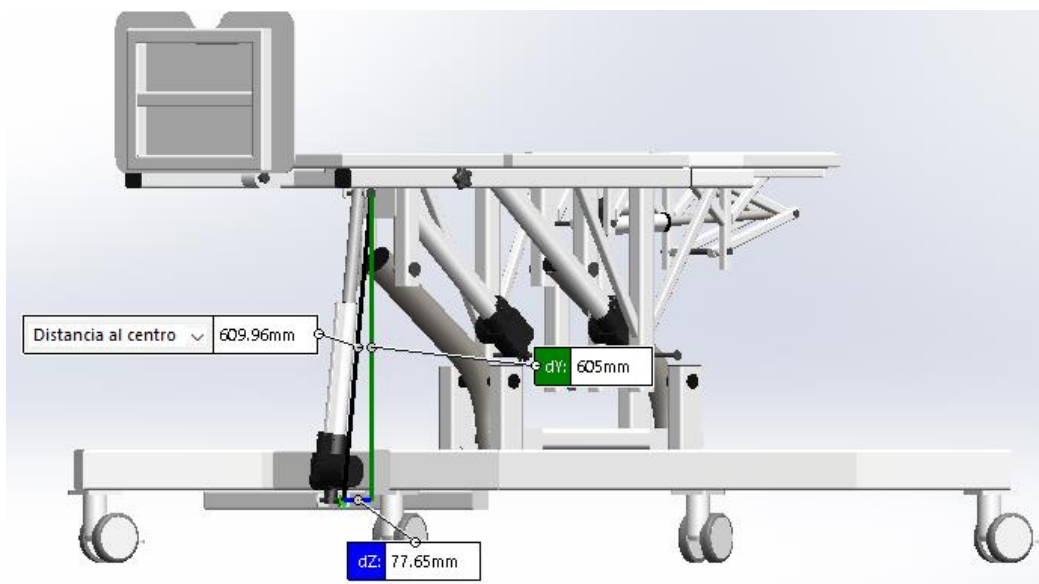


Figura 56

Distancia final del actuador eléctrico 3



Como se observa en la **Figura 55** la distancia inicial es de alrededor 425 mm mientras que en la **Figura 56** se visualiza que la distancia final es de aproximadamente 605 mm, para que llegue a un rango de 180 mm. Por consiguiente, se calcula la fuerza necesaria con los cálculos anterior dado que este movimiento ejecuta tanto la masa crítica de 150 kg y 20 kg de peso de la camilla donde se tiene una masa de 170kg y se considera un factor de seguridad como mínimo 3.5.

$$P_2 = 3.5 * 170kg * 9.8m/s^2$$

$$P_2 \approx 6000 N$$

Tabla 48

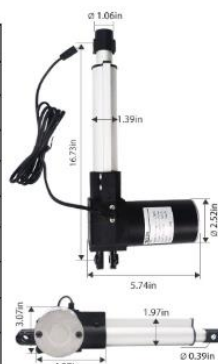
Parámetros actuador lineal eléctrico 3

Parámetros Actuador lineal eléctrico 3	
Distancia inicial	425 mm – 16.73 in
Recorrido	254 mm – 10 in
Distancia final	675 mm – 26.57 in
Fuerza	6000 N

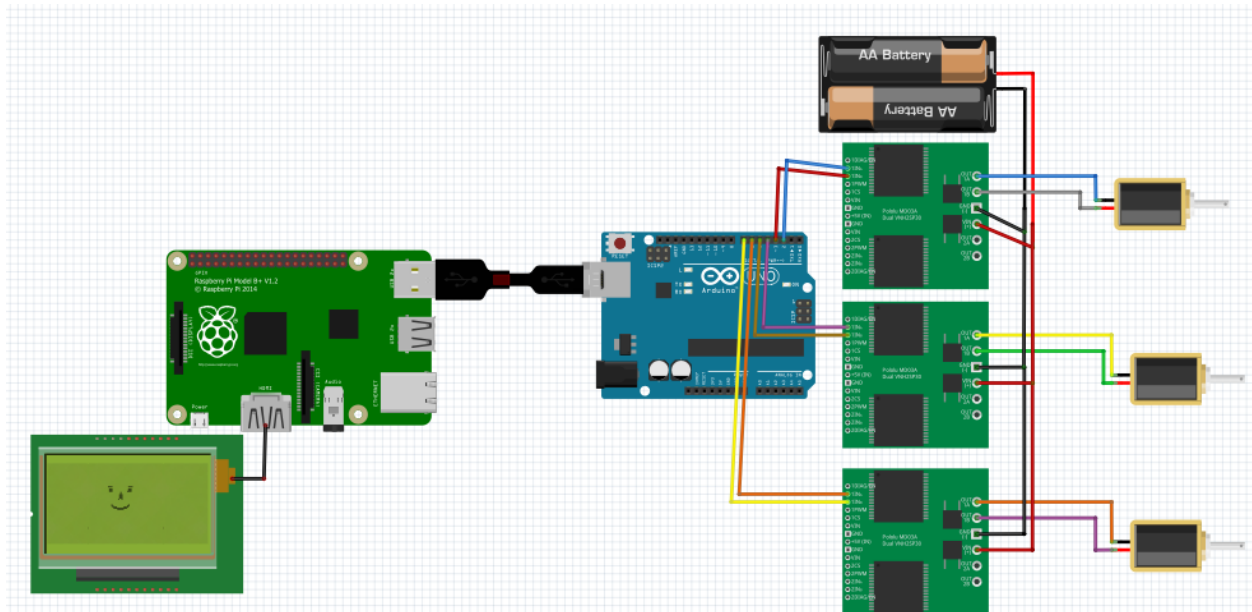
Se selecciona el actuador 3 como se muestra en la Figura 57, donde cumple de forma satisfactoria los paramétricos descritos en la Tabla 48.

Figura 57*Actuador lineal eléctrico 3*

Parameters	
Stroke Length:	10inch
Input Voltage:	12VDC
Noise Level:	< 50 dB
Maximum Load:	1320lbs (6000N)
Trevel Speed:	5mm/second
Duty Cycle:	10%
Mounting Holes:	5/16"(8mm) diameter
Waterproof Rating:	IP54
Gears:	Lubricated Metal Gears

***Diagramas electrónicos***

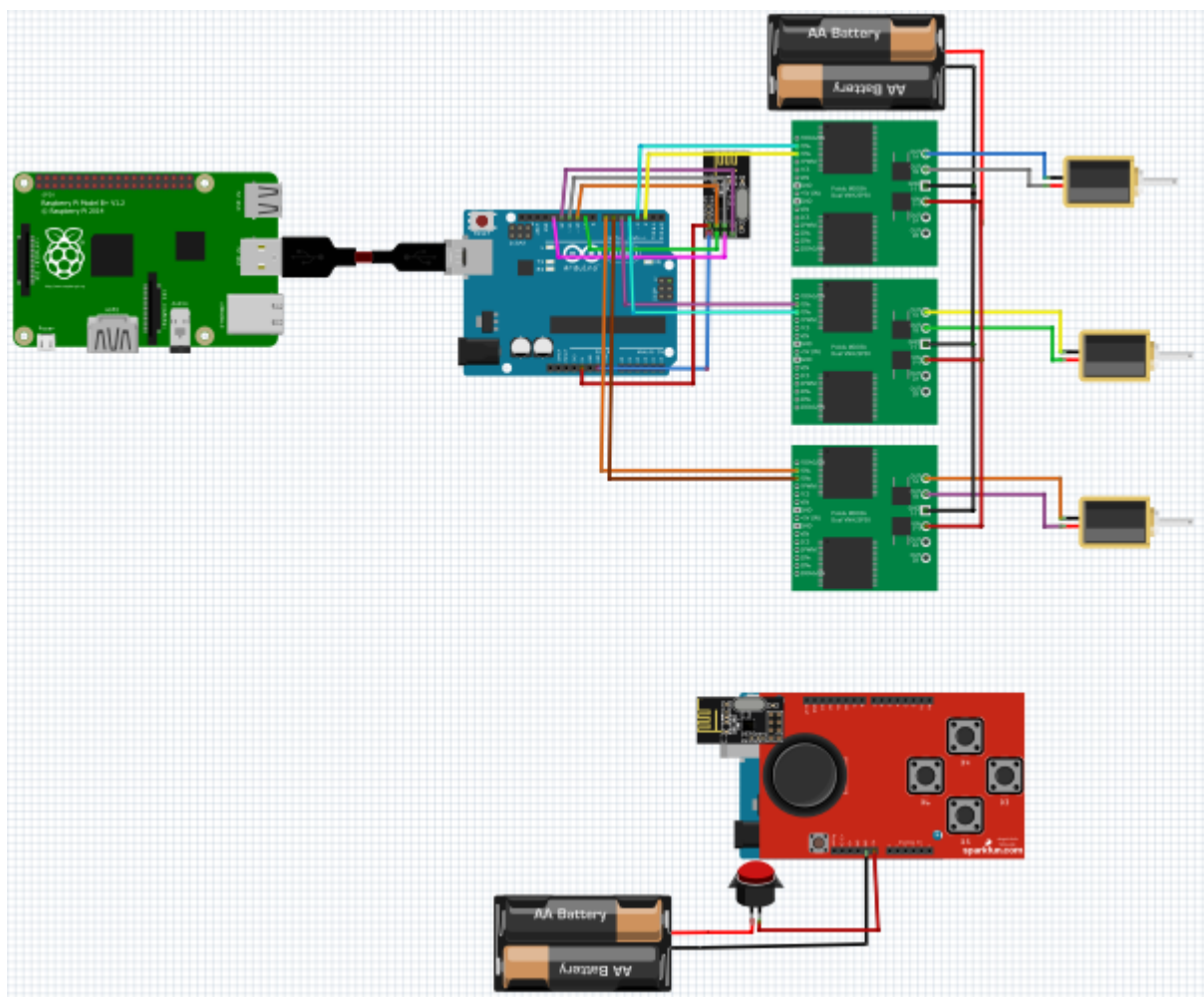
Una vez seleccionado los tres tipos de actuadores y seleccionar los componentes electrónicos que se muestran en la Tabla 35 se considera dos tipos de control. El primer circuito se basa en un control alámbrico con la visualización de la interfaz gráfica en un monitor cableado por medio de un cable HDMI. En la Figura 58 se observa el circuito eléctrico que permite visualizar y controlar los movimientos por medio de una interfaz en un monitor.

Figura 58*Diagrama electrónico esquema cableado*

En segundo circuito se basa en un control inalámbrico, esto se debe a que la camilla se moviliza y se controla de manera remota por medio de un joystick donde su conexión se ha establecido por medio de un módulo de radio frecuencia que envía señales remotas y recibe otro arduino para ejecutar cualquier movimiento.

Figura 59

Diagrama electrónico esquema inalámbrico



Construcción

Para la construcción se utilizó como base el modelado de sólidos realizado anteriormente en el software CAD. Se realizó con perfil de acero A500 como base, los ejes son manufacturados con el material AISI 1020 estirado en frío. Se utilizó soldadora MIG y soldadura SMAW. El tapizado se realizó con cuero, esponja y madera.

Construcción mecánica

Se manufactura desde la base hacia arriba, se corta y suelda para formar el soporte inferior. Luego se ensambla los tubos angulares con los tres pivotes para ejecutar el movimiento ascendente descendente como se observa en la Figura 60.

Figura 60

Construcción base inicial y tubo angulares



Se ensambla junto al soporte que no rota, que permite desanclar la camilla para que rote sola, como se muestra en la Figura 61.

Figura 61

Construcción de soporte no rotable



Por otra se construye la camilla con las articulaciones requeridas para los mecanismos, tal como se observa en la **Figura 62**.

Figura 62

Construcción de la camilla



Se realiza los soportes para ensamblar las cuatro llantas como se muestra en la Figura 63.

Figura 63

Construcción de soporte para llantas



Se ensambla la camilla en la articulación donde rota a 85° junto al mecanismo inferior de elevación como se encuentra en la Figura 64.

Figura 64

Ensamble camilla y mecanismos inferiores



Por consiguiente, se realiza el mecanismo para llevar a la posición de Fowler, tal como fue modelado anteriormente en el software de simulación.

Figura 65

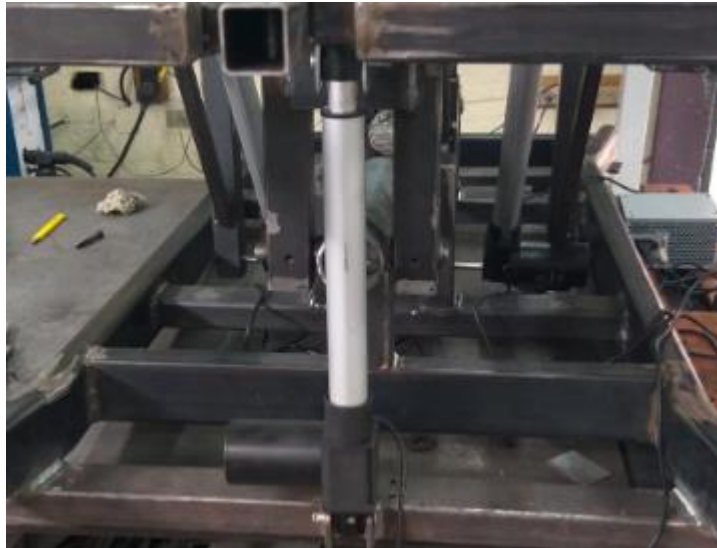
Construcción de mecanismo de elevación a la posición de Fowler



Se instaura los actuadores lineales eléctricos para el movimiento ascendente-descendente de la camilla como muestra en la Figura 66.

Figura 66

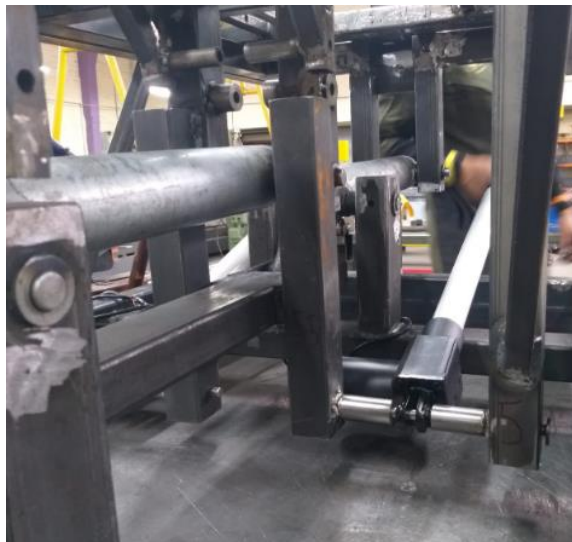
Ensamble de actuadores lineales eléctricos



Finalmente se ensambla los dos actuadores lineales eléctricos para el movimiento de bipedestación como se encuentra en la Figura 67.

Figura 67

Ensamble de actuadores para movimiento de bipedestación.



Luego de ensamblar todos los mecanismos y componentes mecánicos, se pinta la estructura de color blanco con pintura electrostática ya que tiene una buena calidad y

resistencia al adherirse a cada una de las superficies por medio de electricidad como se observa en la Figura 68.

Figura 68

Estructura pintada de color blanco



Po último se tapiza con cuero, esponja y madera. Para luego adecuar las fajas que sirven como soporte para cuando la persona se bipedeste como se muestra en la Figura 69.

Figura 69

Camilla tapizada



Armado de circuito

Se arma el circuito desde la configuración de la raspberry, posterior se programa junto a arduino. Donde se configura los pines de salida digitales junto a los puentes h, donde estos envían señales de inversión de giro y conmutación con los actuadores lineales eléctricos.

Figura 70

Configuración de microprocesador

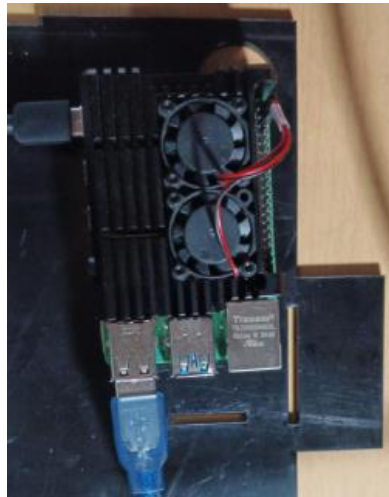


Figura 71

Conexión junto a arduino

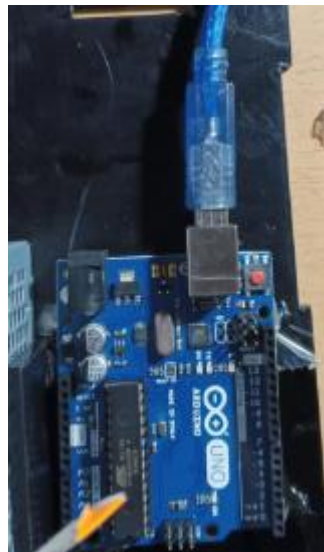
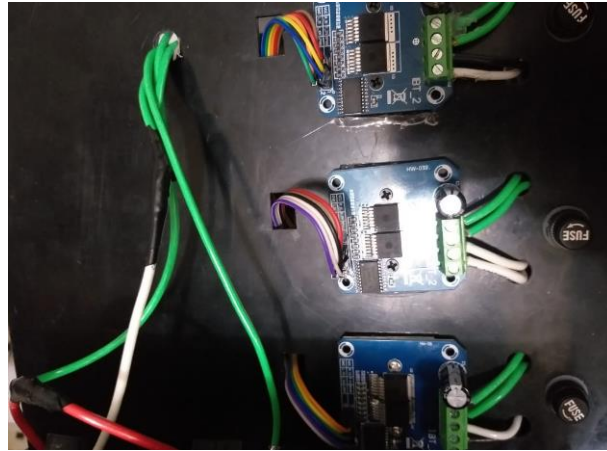


Figura 72

Anexo con puentes h



Se programa junto a arduino y a joystick para establecer con el módulo nrf24l01 una conexión inalámbrica.

Figura 73

Control inalámbrico



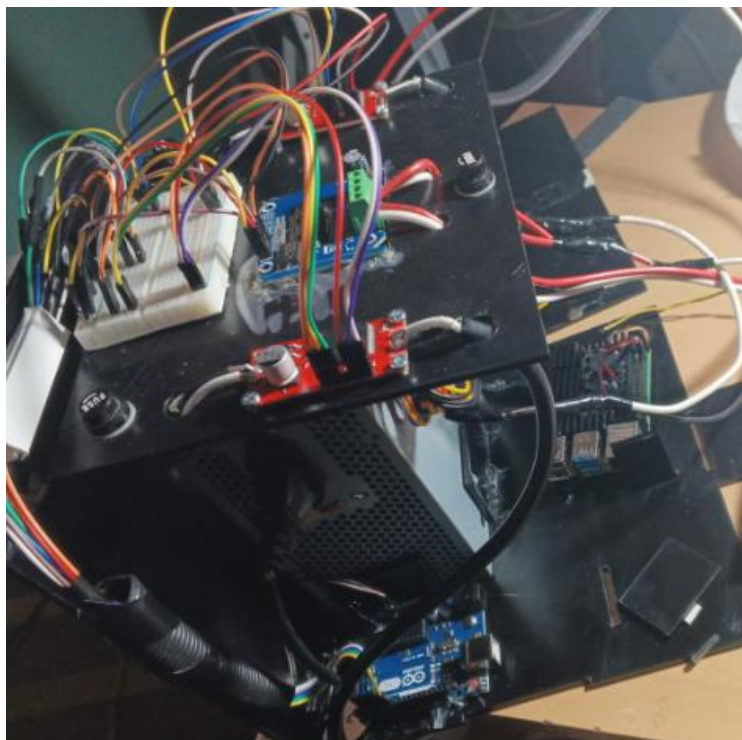
Como se visualiza en la Figura 74 se elige una fuente de 25 A y 12V de alimentación. Debido a que cada actuador lineal eléctrico necesita de 7 A y 12 VDC.

Figura 74

Conexión a fuente principal

**Figura 75**

Armado de circuito final



Capítulo V

Desarrollo de entorno

Introducción

En el presente capítulo se detalla sobre el entorno de la interfaz gráfica de usuario, que se ha realizado en la Qt designer y es ejecutado desde el compilador de raspberry con Python.

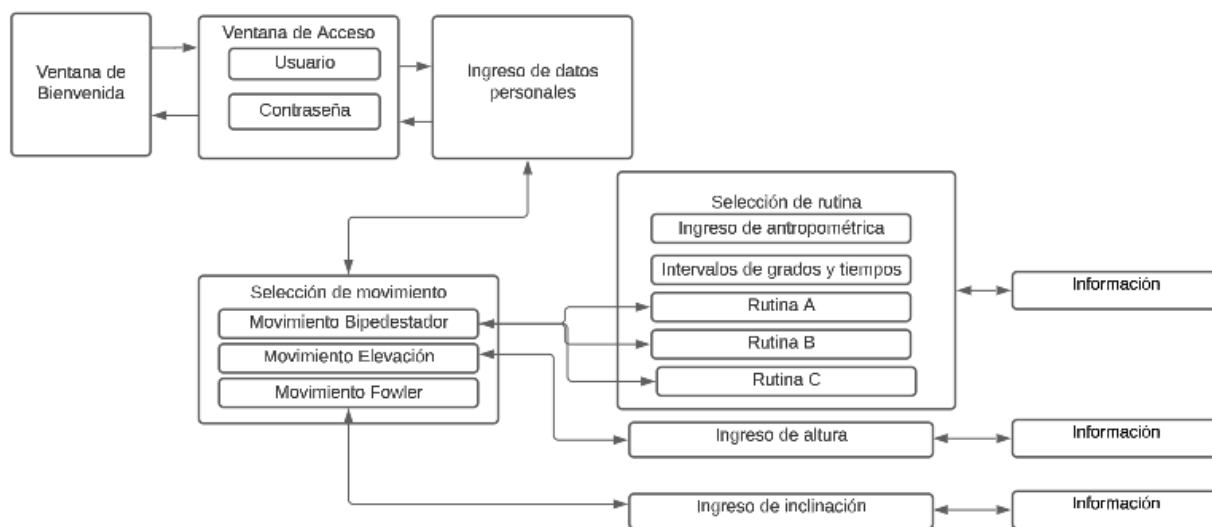
Navegación entre ventanas

La interfaz gráfica de usuario que se observa en la va **los** grados. De igual forma con los demás movimientos se ingresa los grados o centímetros de recorrido. Cada ventana tiene acceso a la información.

Figura 76 consta de nueve ventanas, que se navegan desde la ventana de bienvenida, luego a la ventana de acceso donde es el ingreso al usuario ya que todo el procedimiento del uso de la maquina es exclusivo para las licenciadas fisioterapitas. Posterior a ingresar se encuentra la ventana de datos personales del paciente, luego los movimientos donde se ingresa dependiendo el movimiento, en el primer movimiento de bipedestación se ingresa a rutinas, la primera consta de una secuencia progresiva según los datos ingresados de grados y tiempos, el segundo se diferencia con el retorno a la posición horizontal cada vez que ejecuta una elevación; y el último se ejecuta de manera analógica es decir el profesional ingresa de manera cuantitativa los grados. De igual forma con los demás movimientos se ingresa los grados o centímetros de recorrido. Cada ventana tiene acceso a la información.

Figura 76

Navegación entre ventanas



Ventana de bienvenida

La ventana de bienvenida se observa en la **Figura 77** que consta del tema del proyecto, autores y tutor académico.

Figura 77

Ventana de bienvenida

**Ventana de acceso**

En la ventana de acceso que se muestra en la **Figura 78** existe dos entradas de datos, uno es el usuario que pertenece a las licenciadas de fisioterapia y otro es la contraseña. Se presenta un botón de acceso.

Figura 78

Ventana de acceso

The image shows a login interface for the RTT3M system. The background is blue. At the top, it reads "UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS 'ESPE-L'" and "Facultad Provincial de Ingeniería". Below this, it says "Departamento de Mecatrónica". In the center, there is a logo of a hand holding a tool, with "RTT3M" next to it. Below the logo, there are two input fields: "Usuario:" and "Contraseña:". At the bottom right, there is a large button labeled "INGRESAR". On the left side, there are two logos: one for "MECATRÓNICA ESPE - LATAQUINGA" and another for "FACULTAD PROVINCIAL DE TUNGURAHUA".

Ventana de datos personales

El profesional ingresa los datos del paciente como nombre, edad, ciudad, cedula, email y diagnóstico.

Figura 79

Ventana de datos del paciente



Logo de ESPE (Universidad de las Fuerzas Armadas) con el lema "INNOVACION PARA LA EXCELENCIA" y el aniversario "100 años". A la derecha, se indica "Carrera de Mecatrónica".

Datos del paciente:

Nombre:

Edad:

Ciudad:

Cédula:

E-mail:

Diagnóstico:

INGRESAR

Ventana de aviso

Para el acceso a los movimientos se toma en cuenta las limitaciones antropométricas que fue diseñado, que es de 192 cm de altura máxima y 150 kg de peso máximo.

Figura 80

Ventana de aviso



Aviso!

Tomar en cuenta las medidas del paciente

Altura máxima: 192 cm

Peso máximo: 150 kg

ACEPTAR

Ventana principal de movimientos

En la ventana principal de movimientos que se observa en la Figura 81 se encuentra las opciones de movimiento.

Figura 81

Ventana principal de movimientos

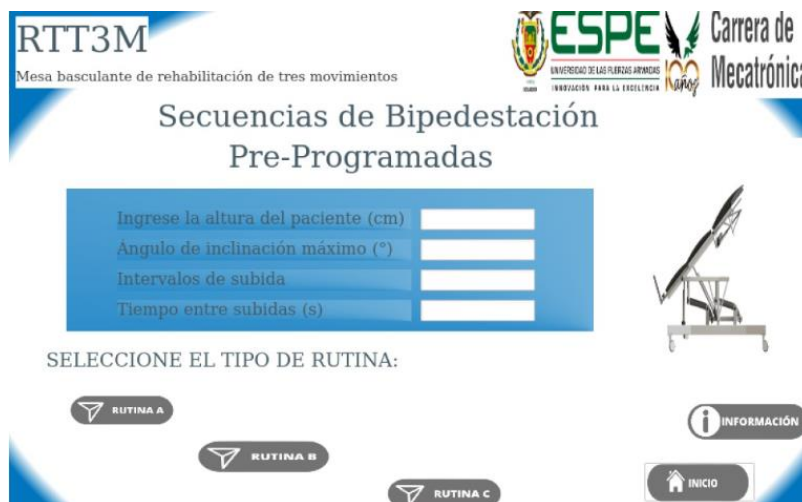


Ventana de rutinas

En la ventana de secuencias de bipedestación se ingresa datos antropométricos, altura en centímetros, ángulo de inclinación, intervalos de subida y tiempos de subida en la Figura 82. Consta de tres rutinas, consta de una opción de información y para volver al inicio.

Figura 82

Ventana de rutinas



Ventana de movimiento de elevación

La ventana de movimiento de elevación tiene una entrada analógica en centímetros para la altura, además de la opción de información y de inicio.

Figura 83

Ventana de movimiento de elevación



Ventana de movimiento de Fowler

La ventana de movimiento de Fowler tiene una entrada analógica en grados para la inclinación, además de la opción de información y de inicio.

Figura 84

Ventana de movimiento de Fowler



Ventana de información de movimientos

En la ventana de información de movimientos existe la descripción de cada movimiento dependiendo el mismo, además de imágenes que permiten identificar el movimiento. Existe una opción de regresar al menú principal.

Figura 85

Ventana de información de movimientos

RTT3M
Mesa basculante de rehabilitación con tres movimientos

Universidad de las Fuerzas Armadas
ESPE-L

MOVIMIENTO DE ELEVACIÓN

La funcionalidad de la mesa basculante en su movimiento de elevación permite regular la altura de la camilla, tiene por objetivo satisfacer la subida de pacientes en silla de ruedas y que a su vez no afecte la bipedestación de pacientes de gran altura.

MOVIMIENTO DE BIPEDESTACIÓN

Para rehabilitación de pacientes con problemas de: , cuyo tratamiento consiste en elevar la camilla completa a 90 grados de manera paulatina, permitiendo que el paciente quede bipedestado.

MOVIMIENTO DE FOWLER

Movimiento de enfermería que permite al paciente estar en la cama en posición de cúbito supino semisentada, es decir permite regular el rango de elevación de la cabecera con rangos regulables de 0 a 60°.

1/1/00 00:00

INICIO

Capítulo VI

Pruebas y Resultados

Introducción

En el presente capítulo se detalla las pruebas y resultados, con el propósito de verificar la funcionalidad en rangos y movimientos progresivos. Además de realizar las pruebas en el lugar destino es decir el Patronato Provincial de Tungurahua.

Pruebas FAT

Introducción

Las pruebas FAT es pruebas de aceptación de un equipo en la fábrica. Las pruebas se realizan en función a carga, corriente, eficiencia, grados de movimiento y distancia de elevación.

Pruebas de corriente.

La prueba se realiza con la finalidad de comprobar que el dimensionamiento y selección de los componentes eléctricos sean los adecuados; tales como: conductor, selector y driver que hace posible el movimiento de elevación.

Tabla 49

Pruebas de corriente movimiento elevador

N°	Nombre	Peso (Kg)	Altura (m)	Corriente pico (A)
1	Kevin Martínez	84	174	3.72
2	Ligia Andino	63.63	160	3.56

N°	Nombre	Peso (Kg)	Altura (m)	Corriente pico (A)
3	José Altamirano	88.18	163	4.19
4	Willian Martínez	73	166	3.85
5	Jonathan Núñez	70	169	3.73

El movimiento de bipedestación con diferentes pruebas a personas evidencia que la selección de los componentes eléctricos los cuales son en relación a la corriente permite un trabajo funcional sin exponerlos a daño.

Tabla 50

Pruebas de corriente movimiento bipedestador

N°	Nombre	Peso (Kg)	Altura (m)	Corriente pico (A)
1	Kevin Martínez	84	174	6.58
2	Ligia Andino	63.63	160	4.42
3	José Altamirano	88.18	163	6.71

N°	Nombre	Peso (Kg)	Altura (m)	Corriente pico (A)
4	Willian Martínez	73	166	5.3
5	Jonathan Núñez	70	169	4.78

Dentro del rango de trabajo del movimiento Fowler de 0-45° se realiza pruebas a fin de determinar las corrientes pico con las que trabaja el actuador y para las cuales el diseño eléctrico tiene sus bases, comprobando efectividad.

Tabla 51

Pruebas de corriente para la posición Fowler

N°	Nombre	Peso (Kg)	Altura (m)	Corriente pico (A)
1	Kevin Martínez	84	174	4.85
2	Ligia Andino	63.63	160	4.33
3	José Altamirano	88.18	163	5.03
4	Willian Martínez	73	166	4.56
5	Jonathan Núñez	70	169	4.50

Pruebas de tiempos y recorridos

Las pruebas realizadas para el actuador encargado de la elevación de la tabla 51 presenta los tiempos que se demora en el recorrido de 25(cm) tanto para subida como bajada, con lo que se procede a realizar un análisis.

Tabla 52

Tiempos y recorridos del movimiento de elevación en función de la carga

N°	Nombre	Peso (Kg)	Altura (m)	Recorrido (cm)	Tiempo de subida (s)	Tiempo de bajada (s)
1	Kevin Martínez	84	174	25	64.53	52.55
2	Ligia Andino	63.63	160	25	63.2	52.13
3	José Altamirano	88.18	163	25	65.49	52.62
4	Jonathan Núñez	70	169	25	64.02	52.20

El actuador utilizado en el movimiento de elevación tiene una velocidad de 0.5 cm/s, lo cual para su recorrido completo de 25 cm en condiciones ideales debe cumplir en 50 (s), sin embargo, esto no se cumple por factores externos; principalmente la carga; la cual varía ese tiempo determinado por la velocidad del vástago en extensión y contracción.

$$\%error = \frac{valor\ medido - valor\ fábrica}{valor\ fábrica}$$

Tabla 53

Porcentaje de error con respecto al tiempo estimado por el fabricante.

N°	Nombre	Peso (Kg)	% error en subida	%error en bajada
1	Kevin Martínez	84	29.06	5.1
2	Ligia Andino	63.63	26.4	4.26
3	José Altamirano	88.18	30.98	5.24
4	Jonathan Núñez	70	28.04	4.4

En el movimiento de bipedestación el motor eléctrico, con respecto a su elongación lineal tiene también un error al relacionarlo con el dato de placa, esto por la carga que debe empujar y tirar.

Tabla 54

Tiempos y recorridos del movimiento de bipedestación en función de la carga

N°	Nombre	Peso (Kg)	Altura (m)	Recorrido (cm)	Tiempo de subida (s)	Tiempo de bajada (s)
1	Kevin Martínez	84	174	32	81	72
2	Ligia Andino	63.63	160	32.1	77	77
3	José Altamirano	88.18	163	33	83	75
4	Jonathan Núñez	70	169	35.08	86	80

El actuador utilizado en el movimiento de elevación tiene una velocidad de 0.197 in/s, con lo cual se hace un cálculo para determinar el tiempo que debería tardar en recorrer ciertas elongaciones y contracciones con condiciones ideales; para definir el error provocado por la carga en base al dato de placa del actuador lineal eléctrico.

$$\%error = \frac{\text{valor medido} - \text{valor fabrica}}{\text{valor fábrica}} * 100$$

$$\%error = \frac{\text{valor medido} - \frac{\text{recorrido}}{\text{velocidad}}}{\frac{\text{recorrido}}{\text{velocidad}}} * 100$$

Tabla 55

Porcentaje de error con respecto al tiempo estimado por el fabricante.

N°	Nombre	Peso (Kg)	% error en subida	%error en bajada
1	Kevin Martínez	84	26.65	12.58
2	Ligia Andino	63.63	20.02	20.02
3	José Altamirano	88.18	25.85	13.72
4	Jonathan Núñez	70	22.67	14.11

Dentro del movimiento utilizado para la posición Fowler se repite las pruebas anteriores para encontrar los tiempos de subida y bajada con los recorridos lineales del mismo.

Tabla 56

Tiempos y recorridos del movimiento de elevación en función de la carga

N°	Nombre	Peso (Kg)	Altura (m)	Recorrido (cm)	Tiempo de subida (s)	Tiempo de bajada (s)
1	Ligia Andino	63.63	160	14.9	32.29	28
2	Jonathan Núñez	70	169	14.8	33.11	28

El mecanismo utilizado de doble tijera para el actuador lineal, evidencia en la tabla de errores que mientras más carga posea más se aleja del valor ideal del fabricante de 50(s) para recorridos lineales, pero con una relación opuesta a la de los anteriores movimientos pues al elevarse la cabecera el actuador baja y viceversa.

$$\%error = \frac{\text{valor medido} - \text{valor fabrica}}{\text{valor fábrica}} * 100$$

$$\%error = \frac{\text{valor medido} - \frac{\text{recorrido}}{\text{velocidad}}}{\frac{\text{recorrido}}{\text{velocidad}}} * 100$$

Tabla 57

Porcentaje de error con respecto al tiempo estimado por el fabricante.

N°	Nombre	Peso (Kg)	% error en subida	%error en bajada
2	Ligia Andino	63.63	8.35	6.04
4	Jonathan Núñez	70	11.85	5.40

Pruebas SAT

Introducción

Las pruebas SAT son pruebas de aceptación de sitio o de lugar donde se va a implementar la máquina, en este caso se trata del Patronato Provincial de Tungurahua. Se trata de pruebas donde el Director, Licenciadas fisioterapistas y pacientes aprueben el funcionamiento de los tres movimientos en diferentes áreas.

Pruebas Sincope

Para la prueba de funcionamiento se ha establecido examinar a pacientes con Sincope o descartar el mismo. Para lo cual se presenta a seis pacientes que requieren la prueba de mesa basculante.

Tabla 58

Lista de Usuarios

Caso	Nombre	Altura (cm)	Peso (kg)	Edad
1	Felipe Castro	165	68	45
2	Javier Toscano	168	72	39
3	Luisa Pérez	156	58	61

Se recoge a los seis pacientes datos informativos personales como nombre, altura, peso y edad. Satisfaciendo las medidas para la camilla con los diferentes movimientos.

Con supervisión de las profesionales se pone en marcha la prueba de mesa basculante en varios pacientes, lo cual inicia con el paciente donde se cumple el siguiente protocolo:

- Se ubica al paciente en posición decúbito supino

- Se regula su altura
- Ajustar las fajas
- Tomar datos constantemente de la frecuencia cardiaca y presión arterial.
- Subir progresivamente hasta el grado de provocar algún síntoma como mareo o desmayo (en el caso de que haya un desmayo regresar a la posición horizontal)

Figura 86

Paciente en posición decúbito supina



Figura 87

Toma de datos por parte de profesionales

**Figura 88**

Retorno a la posición inicial a consecuencia de síntomas de síncope



Por consiguiente, se verifica la funcionalidad de los tres movimientos como bipedestación, posición de Fowler y elevación.

Figura 89

Paciente en posición Fowler

**Figura 90**

Paciente en posición decúbito con mínima altura del equipo.



Figura 91

Paciente en posición decúbito con máxima altura del equipo.

**Resultados de usuarios**

Luego de evaluar las tres diferentes rutinas a tres pacientes con síntomas de Sincopa descritos en la Tabla 58 se procede a confirmar o descartar la enfermedad sincopa. Se realiza el tiempo de prueba desde que inicia la inclinación hasta que aparece algún síntoma. Resulta que en paciente con sincopa existe un aumento de la frecuencia cardiaca y una disminución de la presión arterial. En las siguientes tablas se muestran dos tipos de presión tanto la sistólica como la diastólica para comparar el cambio.

Caso 1**Tabla 59**

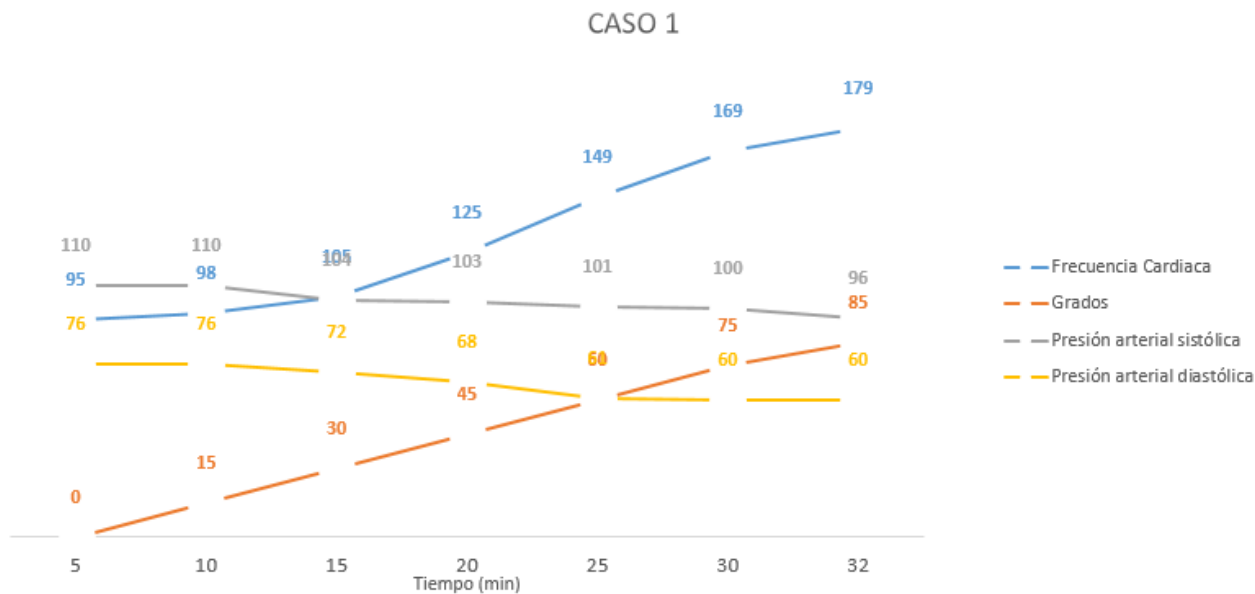
Evolución del caso 1

Inclinación (grados)	Frecuencia Cardiaca (ppm)	Presión arterial sistólica (mmHg)	Presión arterial diastólica (mmHg)	Tiempo (min)	Síntomas
0	95	110	76	5	Ninguno

Inclinación (grados)	Frecuencia Cardiaca (ppm)	Presión arterial sistólica (mmHg)	Presión arterial diastólica (mmHg)	Tiempo (min)	Síntomas
15	98	110	76	10	Ninguno
30	105	104	72	15	Ninguno
45	125	103	68	20	Ninguno
60	149	101	61	25	Ninguno
75	169	100	60	30	Ninguno
85	179	96	60	36	Sincope

Figura 92

Gráfico lineal del caso 1



Como se observa en la Tabla 59 y Figura 92 se realiza la rutina A que consta en pasos consecutivos de 15° de rango. Durante 5 minutos en cada inclinación el paciente sube su frecuencia cardiaca desde 95 ppm hasta 179 ppm, mientras que su presión tanto sistólica como

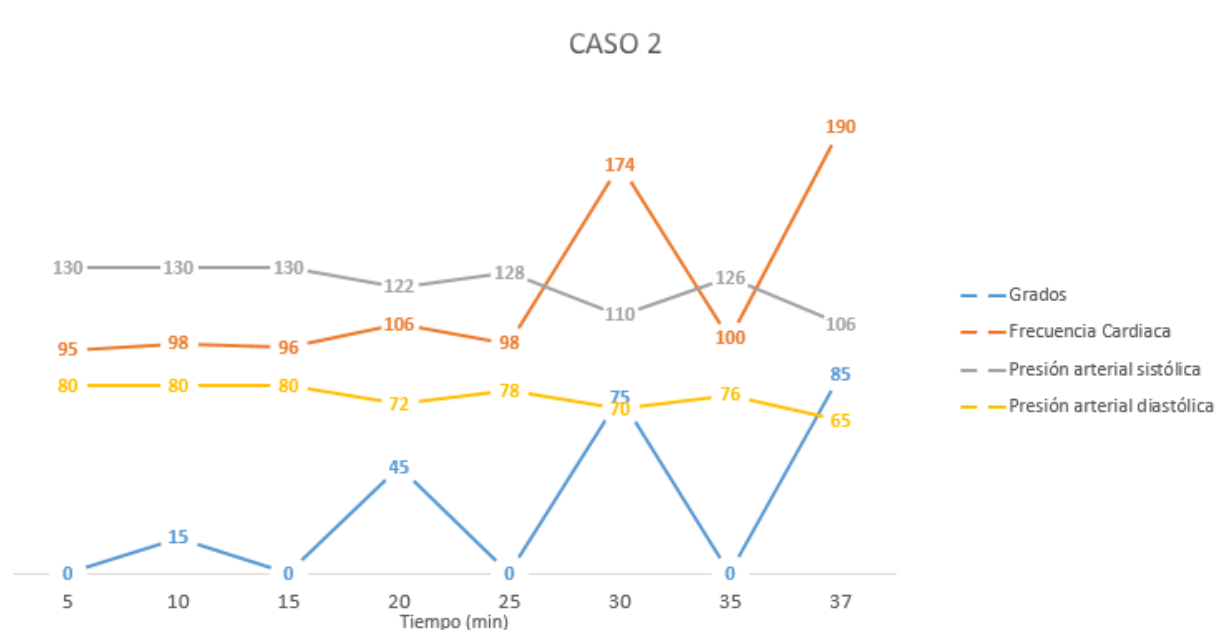
diastólica baja de 110 mmHg hasta 96 mmHg y de 76 mmHg a 60 mmHg respectivamente. En la inclinación máxima el paciente sufre un desmayo repentino, para evidenciar su Sincope.

Caso 2

Tabla 60

Evolución del caso 2

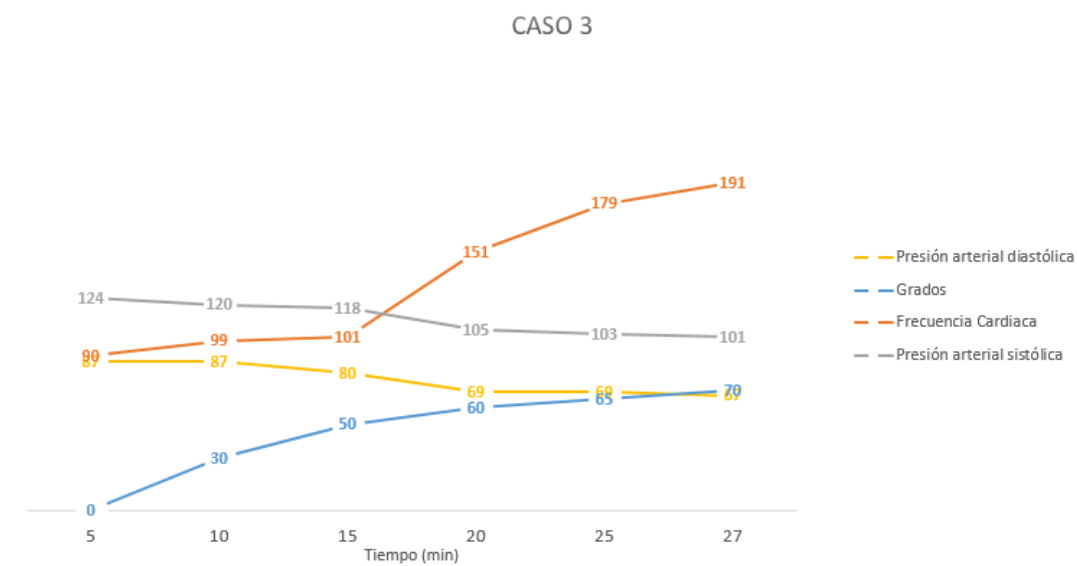
Inclinación (grados)	Frecuencia Cardiaca (ppm)	Presión arterial sistólica (mmHg)	Presión arterial diastólica (mmHg)	Tiempo (min)	Síntomas
0	95	130	80	5	Ninguno
15	98	130	80	10	Ninguno
0	96	130	80	15	Ninguno
45	106	122	72	20	Ninguno
0	98	128	78	25	Ninguno
75	174	110	70	30	Ninguno
0	100	126	76	35	Ninguno
85	190	106	65	37	Sincope

Figura 93*Gráfico lineal del caso 2*

En el caso 2 se realiza la rutina B que consta en la recuperación del paciente en el momento que llegue a su posición inicial o a 0°. Se evidencia en la Tabla 60 y en la Figura 93 que el paciente cada vez que retorna a su posición original vuelven sus signos vitales a las iniciales. El paciente llega a 85° con Sincope acompañado de una alta frecuencia cardiaca desde 95 ppm hasta 190 ppm y en cuanto a la presión arterial sistólica y diastólica baja considerablemente desde 130 mmHg hasta 106 mmHg y desde 80 mmHg hasta 65 mmHg respectivamente.

Caso 3**Tabla 61***Evolución del caso 3*

Inclinación (grados)	Frecuencia Cardiaca (ppm)	Presión arterial sistólica (mmHg)	Presión arterial diastólica (mmHg)	Tiempo (min)	Síntomas
0	90	124	87	5	Ninguno
30	99	120	87	10	Ninguno
50	101	118	80	15	Ninguno
60	151	105	69	20	Ninguno
65	179	103	69	25	Ninguno
70	191	101	67	27	Sincope

Figura 94*Grafico lineal del caso 3*

En este último caso se evidencia en la Tabla 61 y en la Figura 94 el profesional es quien asigna de forma consecutiva los grados por ende se observa que entre 60° y 80° los signos

vitales se aceleran, hasta llegar el síncope. El paciente llegó a 70° de inclinación donde sufrió un desmayo repentino, lo cual la terapeuta regresó al paciente a la posición original para su pronta recuperación.

Pruebas de evaluación de pacientes

Para la prueba de aceptación de pacientes se realiza una encuesta basada en cinco preguntas con una ponderación del 1 al 5, de modo que:

- Muy mala - 1
- Mala - 2
- Regular - 3
- Buena - 4
- Satisfactoria 5

Las preguntas que se realiza a los pacientes se basa en estética, comodidad, seguridad y ergonomía.

P1: ¿Qué calificación le da a la estética de la máquina?

P2: ¿Qué tan cómoda siente al utilizar la máquina?

P3: ¿Cómo considera la máquina con respecto a su seguridad?

P4: ¿Qué tanto se adapta la camilla a su antropología?

P5: ¿Cómo considera al movimiento de bipedestación como rehabilitación?

Tabla 62

Resultado de evaluación de pacientes a la máquina

Usuario	P1	P2	P3	P4	P5
1	5	5	5	5	5
2	5	4	4	5	5
3	5	5	4	5	4
4	5	5	5	5	5

Usuario	P1	P2	P3	P4	P5
5	5	5	5	5	5
6	5	5	5	5	5
Promedio	5	4,83	4,67	5	4,83

Pruebas de evaluación de profesional médico

Para las pruebas de funcionalidad por parte de profesionales, se realiza una encuesta destinada al Director del Organismo y licenciadas del área terapeuta. Se realiza cinco preguntas con la siguiente ponderación:

- Muy mala - 1
- Mala - 2
- Regular - 3
- Buena - 4
- Satisfactoria 5

Las preguntas se basan en estética, funcionalidad, facilidad de uso, información apropiada y seguridad.

P1: ¿Cómo considera al equipo estéticamente?

P2: ¿Qué calificación asignaría a la facilidad de uso?

P3: ¿Considera que existe toda la información respectiva?

P4: ¿Cómo considera la seguridad de la camilla?

P5: ¿Cómo considera la funcionalidad en la rehabilitación?

Tabla 63*Personal profesional según su cargo*

N°	Nombre	Cargo
1	Juan Armendáriz	Director
2	Andrea Garcés	Licenciada de Fisioterapia
3	Judith Sánchez	Licenciada de Fisioterapia

En la **Tabla 64** se muestra los resultados donde existe una satisfacción de los profesionales referente estética, funcionalidad, seguridad y facilidad de uso.

Tabla 64*Resultado de evaluación de profesionales*

N°	Nombre	P1	P2	P3	P4	P5
1	Juan Armendáriz	5	5	5	5	5
2	Andrea García	5	5	4	5	5
3	Judith Sánchez	5	5	5	5	4
Promedio		5	5	4,67	5	4,67

Capítulo VII

Conclusiones y Recomendaciones

Conclusiones

La prueba de mesa basculante es destinada para pacientes con síncope debido a que el test provoca desmayos, lo que ayuda a descartar o confirmar la enfermedad; en personas con quemaduras específicamente en la fase subaguda ayuda a evitar contracturas; mientras que en parálisis cerebral disminuye la espasticidad, elonga la musculatura, previene las contracturas y disminuye el apareamiento de las úlceras; y en pacientes con lesión del sistema nervioso central específicamente con paraplejia que se encuentre en una lesión tipo T2 a T9 o de T10 a L1 necesitan la prueba para cargar peso a las piernas de esta manera entregar información sensorial a la columna vertebral.

La mesa basculante se manufactura con el material AISI ASTM A500 para la parte estructural con una resistencia a la fluencia de 317 MPa que permite obtener factores de seguridad mayores a 2.5. Mientras que para el diseño de ejes se utiliza el material AISI 1020 estirado en frío con una resistencia a la fluencia de 441 MPa con un factor de seguridad mayor a 2.

Existen tres ejes de movimiento, el primero eje es de elevación para facilitar el uso e personas con movilidad reducida su rango es de 18 cm de altura, es decir de 70 cm hasta 88 cm desde el suelo; el segundo eje se trata del movimiento principal de bipedestación desde la posición horizontal de 0° hasta 85° de verticalización. Y finalmente el tercer movimiento que es para la posición de Fowler desde 0° hasta 45° que su propósito es ayudar en la recuperación de desmayo en el caso de tener el paciente Síncope.

El equipo de rehabilitación soporta 150 kg con un factor de seguridad de 2.68.

La interfaz gráfica de usuario consta de tres rutinas que depende del estado y la evolución del paciente.

La interface gráfica es interactiva, con facilidad de movimiento entre ventanas y con información adecuada para que el profesional fisioterapeuta no tenga inconvenientes al realizar

el tratamiento más adecuado al paciente según su condición de salud. Cuenta con informativos de alerta que previenen el mal uso de la misma.

Recomendaciones

- Tener conocimiento del estado del paciente antes de introducir a una prueba de mesa basculante.
- Considerar el peso máximo del paciente para abordar una prueba de mesa basculante.
- Verificar que las tomas eléctricas estén bien conectadas y con las luces piloto encendidas.
- Realizar una evaluación médica previa a la realización de la fisioterapia para ver si el paciente requiere o no de una terapia de verticalización paulatina.
- Previo al inicio de la terapia, evidenciar físicamente que el paciente esté ajustado y asegurado con las fajas.
- Desplazar o retirar el apoyo de los pies al utilizar el motor para la posición Fowler; ya que al desplazar al paciente hacia abajo, puede causar incomodidad.
- Tomar en cuenta las características físicas del paciente como peso y altura, los cuales son condicionantes tanto para el pleno funcionamiento de la camilla; como para la correcta rehabilitación del paciente.

Bibliografía

- Angamarca Burgos, A. F. (2018). *Camilla articulada para movilización y bipedestación de pacientes* (Bachelor's thesis).
- Belver, G. F. (2016). *Desarrollo de la bipedestación y la marcha en parálisis cerebral (diplejia espástica)*. REDUCA (Enfermería, Fisioterapia y Podología), 8(1).
- Cabrera, J. A., Porta-Sánchez, A., Casado, R., Salvador, O., Sánchez-Enrique, C., Bayona-Horta, S. & Campal, J. R. (2021). *Síncope*. Medicine-Programa de Formación Médica Continuada Acreditado, 13(44), 2591-2600.
- Camisa Vicente, E., Viedma Contreras, S., García Montero, A., Petit i Jornet, J. M., Gombao Baldrich, Y., & Guinot Bachero, J. (2021). *Quemaduras profundas en extremidades inferiores. La importancia del factor humano: caso clínico*. Gerokomos, 32(4), 263-268.
- Carvajal Flores, D. F. (2016). *Diseño de una Camilla para Movilización y Bipedestación de Pacientes* (Bachelor's thesis).
- Chaurand, R. Á., León, L. R. P., & Muñoz, E. L. G. (2007). Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. Universidad de Guadalajara, CUAAD.
- Chicharro, J. L., & Mojares, L. M. L. (2008). *Fisiología clínica del ejercicio*. Ed. Médica Panamericana.
- CHINESPORT'S G. C. (2016). *Tilt Tables*
- CONADIS. (2022). *Programas y servicios*. Estadísticas de Discapacidad. Obtenido de: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>
- Confycare (2022). *Electrical Tilt Table*. The Hague, Netherlands.
- Faucher Lee D. (2007) *Rehabilitation of the Burn Patient*. En Souba Wiley W, et al. dir. *ACS Surgery: Principles & Practise*. 6ª ed. WebMD Inc.

Galdames, C. (2017). *Laboratorio n° 1*.

González Entrena Francisco José. (2015). *Instalación de equipos y Elementos de Sistemas de automatización industrial*. IC Editorial.

Goilav, N., & Loi, G. (2016). *Arduino: Aprender a desarrollar para crear objetos inteligentes*. ENI.

González Fraile, L. (2014). *El fisioterapeuta como miembro del equipo multidisciplinar de la Unidad de Grandes Quemados: Técnicas específicas de tratamiento*.

Grossman, S. A., & Badireddy, M. (2018). *Continuing Education Activity*.

Guillamas, C. (2017). *Técnicas Básicas de Enfermería*. Editex.

Guzmán, C. Blanco O. Oliver M. (2013) *Entendiendo la Mecatrónica en la Rehabilitación*.

HASSI, M. (2002). *Síncope*. Medwave, 2(11).

Halfacree, G. (2020). *La Guía Oficial De Raspberry Pi para principiantes*. Phil King.

Lekuona Amiano, A., & López Tello, C. Efectos de una intervención fisioterápica mediante lecho postural y programa de bipedestación en una niña con parálisis cerebral infantil.

LINAK. (2022). *Medline & Careline*. Obtenido de <https://ipaper.ipapercms.dk/Linak/ENGLISH/BROCHURE/MEDLINECARELINEProductOverviewBrochureEng/?page=22>

Llorca, D. A. (2011). *Manual Básico del Celador de la Agencia Valenciana de Salud*. Club Universitario.

Muela, R., & Anain, L. (2020). *Mejoramiento de la bipedestación utilizando la Jaula de Rocher en niños con parálisis cerebral espástica en edades comprendidas entre 7 a 10 años en el*

Centro de Neurorehabilitación Therasuit Ecuador durante el período octubre del 2019 a febrero del 2020 (Bachelor's thesis, Quito: UCE).

Monzó, R. S. i. (2014). *Automatismos Industriales: (contenidos conceptuales Y procedimentales): Instalaciones eléctricas Y automáticas*. Nau Llibres.

Palou de Comasema, F. M. (2014). *Plataforma elevadora de tipo tijera* (Bachelor's thesis, Universitat Politècnica de Catalunya).

Pérez, D. (2009). *Sistemas embebidos y sistemas operativos embebidos. Lecturas en ciencias de la computación*. Universidad Central de Venezuela, 1316-6239.

Puro Diseño Mexicano PDM (2021). *Beneficios de la bipedestación*. México, Ciudad de México.

Saal, DP, Thijs, RD y Van Dijk, JG (2016). *Pruebas de mesa basculante en neurología y neurofisiología clínica*. Neurofisiología clínica, 127 (2), 1022-1030.

Saavedra, R., García, E., & San Antonio, T. (2013). *Diseño de un equipo de bipedestación*. *Revista Ingeniería UC*, 20(1), 25-33.

Santisteban Bances, J. A. (2020). *Diseño de una plataforma elevadora de tijera para optimizar la inspección de tanques cisterna en la empresa SH Ingenieros*

Somolinos Andres Sánchez José. (2002). *Avances en robótica y visión por computador*. Ediciones de la Universidad de Castilla-La Mancha.

SORRIBES MONFORT JORGE JUAN (2014). *Guías Clínicas de Actuación en urgencias: Sincope*. LULU COM.

Strassburguer, K., Hernández, Y., & Barquín, E. (2001). *Guía para el manejo integral del paciente con LM crónica*. Madrid: Aspaym. Recuperado de http://www.isfie.org/documentos/guia_practica_lm.pdf.

Tello Samaniego, B. J. (2019). *Rediseño de un equipo de bajo costo para terapia de verticalización* (Bachelor's thesis, Universidad del Azuay).

Teodorovich, N., & Swissa, M. (2016). *Tilt table test today-state of the art. World Journal of Cardiology, 8(3), 277.*

Toledo Díaz, J. D. (2022). *Construcción y automatización de un heliostato con actuadores lineales conectado inalámbricamente por bluetooth.*

Zapata, G. (2014). *Corrección postural, prevención de la inmovilidad y fomento de la actividad física*. Madrid, España: Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad. Secretaría de Estado de Servicios Sociales e Igualdad. Instituto de Mayores y Servicios Sociales. Saltijera, Maria (México, 2015), en su trabajo Identificación de estresores.

Anexos