



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA DE MECÁNICA

**“DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UNA SILLA DE RUEDAS
BIPEDESTADORA PARA PERSONAS ADULTAS CON
DISCAPACIDAD FÍSICA A NIVEL DE PARAPLEJIA O CON
PROBLEMAS DE MOBILIDAD DE USO EN INTERIORES.”**

Trabajo de integración curricular

Tipo: Proyecto técnico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO MECÁNICO

AUTOR:

MARIO ANDRES HERRERA CAICEDO

Riobamba – Ecuador

2021



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA DE MECÁNICA

**“DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UNA SILLA DE RUEDAS
BIPEDESTADORA PARA PERSONAS ADULTAS CON
DISCAPACIDAD FÍSICA A NIVEL DE PARAPLEJIA O CON
PROBLEMAS DE MOBILIDAD DE USO EN INTERIORES.”**

Trabajo de integración curricular

Tipo: Proyecto técnico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO MECÁNICO

AUTOR: MARIO ANDRES HERRERA CAICEDO

DIRECTOR: Ing. SÓCRATES MIGUEL AQUINO ARROBA

Riobamba – Ecuador

2021

© 2021, Mario Andres Herrera Caicedo

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho del Autor.

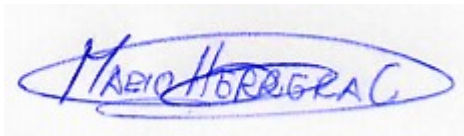
Yo, Mario Andres Herrera Caicedo, declaro que el presente trabajo de integración curricular es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autor asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de integración curricular; el patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 9 de Julio de 2021

Mario Andres Herrera Caicedo

050423451-9



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE MECÁNICA

CARRERA DE MECÁNICA

El Tribunal del Trabajo de Integración Curricular certifica que: El Trabajo de Integración Curricular: Tipo: Proyecto técnico, **DISEÑO Y SIMULACIÓN DE SILLA DE RUEDAS BIPEDESTADORA PARA PERSONAS ADULTAS CON DISCAPACIDAD FÍSICA A NIVEL DE PARAPLEJIA O CON PROBLEMAS DE MOBILIDAD DE USO EN INTERIORES**, realizado por: **MARIO ANDRES HERRERA CAICEDO**, ha sido minuciosamente revisado por los miembros del Trabajo de Integración Curricular, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
Ing. Edwin Fernando Viteri Núñez PRESIDENTE DEL TRIBUNAL	_____	2021-07-09
Ing. Sócrates Miguel Aquino Arroba DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR	_____	2021-07-09
Ing. Geovanny Guillermo Novillo Andrade MIEMBRO DEL TRIBUNAL	_____	2021-07-09

DEDICATORIA

A mi familia por creer siempre en mí, dedico este trabajo en especial a mi hermana Nicole, quien es la persona que más admiro y por su ejemplo de vida.

Mario

AGRADECIMIENTO

Gracias a mi familia quienes, a pesar de todas las dificultades me apoyaron en todo. A todas las personas que directa o indirectamente contribuyeron a mi investigación. Y a la Carrera de Mecánica, por todos los conocimientos brindados.

Mario

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	xii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xiv
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	xvi
ÍNDICE DE ANEXOS.....	xvii
RESUMEN.....	xviii
SUMMARY.....	xix
INTRODUCCIÓN.....	1

CAPÍTULO I

1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA.....	2
1.1 Antecedentes.....	2
1.2 Delimitación.....	3
1.2.1 <i>Delimitación espacial</i>	3
1.2.2 <i>Delimitación sectorial</i>	3
1.3 Formulación del problema.....	3
1.4 Objetivos.....	4
1.4.1 <i>Objetivo general</i>	4
1.4.2 <i>Objetivos específicos</i>	4

CAPÍTULO II

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	5
2.1 Anatomía humana.....	5
2.1.1 <i>Esqueleto</i>	6
2.2 Cineantropometría.....	7
2.2.1 <i>Antropometría humana</i>	8
2.2.2 <i>Antropometría estática</i>	9
2.2.3 <i>Antropometría dinámica</i>	9
2.2.4 <i>Perfil antropométrico</i>	10
2.3 Ergonomía.....	11
2.4 Asistencia robótica.....	11
2.5 Bipedestación.....	12
2.5.1 Características de la bipedestación	12
2.5.1.1 <i>Postura</i>	12
2.5.1.2 <i>Equilibrio</i>	13
2.5.2 <i>Bipedestación estática</i>	13

2.5.3	<i>Bipedestación dinámica</i>	14
2.6	Biomecánica de la bipedestación	15
2.7	Trayectorias de elevación	16
2.7.1	<i>Trayectoria lineal</i>	16
2.7.2	<i>Trayectoria Curva</i>	17
2.8	Análisis de sedestación y bipedestación	17
2.8.1	<i>Fases a bipedestación</i>	18
2.8.1.1	<i>Fase I</i>	19
2.8.1.2	<i>Fase II</i>	19
2.8.1.3	<i>Fase III</i>	19
2.9	Bipedestadores	20
2.9.1	<i>Tipos de bipedestadores</i>	20
2.9.1.1	<i>Camilla bipedestadora</i>	21
2.9.1.2	<i>Liljedahl Gunnar</i>	21
2.9.1.3	<i>Perk Heinrich</i>	21
2.9.1.4	<i>Hunzikier Kurt</i>	22
2.9.1.5	<i>Bipedestador tres posiciones</i>	23
2.10	Análisis de movilidad	23
2.10.1	<i>Variables espacio-temporales</i>	25
2.10.1.1	<i>Longitud de paso</i>	25
2.10.1.2	<i>Tiempo de paso</i>	25
2.10.1.3	<i>Velocidad de marcha</i>	25
2.10.1.4	<i>Espontánea</i>	26
2.11	Características técnicas en el traslado de discapacitados	26
2.11.1	<i>Parámetros diseño</i>	26
2.11.2	<i>Parámetros dimensionales</i>	27
2.12	Método de diseño	28
2.12.1	<i>Etapas de diseño</i>	29

CAPÍTULO III

3.	MARCO METODOLÓGICO	30
3.1	Metodología del diseño	30
3.2	Definición del producto	31
3.2.1	<i>Función casa de la calidad</i>	31
3.2.1.1	<i>Voz del usuario</i>	31
3.2.1.2	<i>Voz del ingeniero</i>	31
3.2.2	<i>Resultado casa de la calidad</i>	33
3.2.2.1	<i>Dimensiones</i>	34

3.2.2.2	<i>Materiales</i>	34
3.2.2.3	<i>Estructura</i>	34
3.2.2.4	<i>Mecanismo</i>	34
3.3	Diseño conceptual	34
3.3.1	<i>Evaluación de la estructura funcional</i>	34
3.3.2	<i>Evaluación de la estructura modular</i>	35
3.3.2.1	<i>Nivel I</i>	35
3.3.2.2	<i>Nivel II</i>	35
3.3.3	<i>Alternativas de solución módulo 1</i>	36
3.3.3.1	<i>Ajuste reposapiés</i>	37
3.3.3.2	<i>Ajuste perineal</i>	37
3.3.3.3	<i>Ajuste frontal</i>	38
3.3.4	<i>Evaluación de soluciones módulo 1</i>	38
3.3.5	<i>Alternativas de solución módulo 2</i>	40
3.3.5.1	<i>Sistema de bipedestación</i>	40
3.3.5.2	<i>Sistema de movilidad</i>	41
3.3.6	<i>Evaluación de soluciones módulo 2</i>	42
3.3.7	<i>Alternativas de solución módulo 3</i>	43
3.3.7.1	<i>Sistema de control electrónico</i>	44
3.3.7.2	<i>Controladores</i>	45
3.3.8	<i>Evaluación de soluciones módulo 3</i>	45
3.4	Diseño de materialización	47
3.4.1	<i>Análisis dinámico</i>	48
3.4.1.1	<i>Comportamiento humano</i>	48
3.4.1.2	<i>Análisis mecanismo bipedestador</i>	48
3.4.1.3	<i>Análisis de posición</i>	51
3.4.1.4	<i>Análisis de velocidad</i>	56
3.4.1.5	<i>Análisis de aceleración</i>	59
3.4.1.6	<i>Motores movimiento</i>	60
3.4.2	<i>Diseño estructural</i>	65
3.4.2.1	<i>Definición carga de trabajo</i>	65
3.4.2.2	<i>Partes del bipedestador</i>	67
3.4.2.3	<i>Análisis de brazo principal</i>	67
3.4.2.4	<i>Análisis de brazo telescópico</i>	72
3.4.2.5	<i>Análisis soporte brazo telescópico</i>	73
3.4.2.6	<i>Análisis estructura base</i>	75
3.4.2.7	<i>Análisis pernos</i>	77
3.4.2.8	<i>Análisis estabilidad</i>	78
3.4.2.9	<i>Diseño eje</i>	80
3.5	Validación mediante software ANSYS	80

3.5.1	<i>Estructura del prototipo</i>	80
3.5.1.1	<i>Pre proceso</i>	80
3.5.1.2	<i>Proceso</i>	82
3.5.1.3	<i>Post – proceso</i>	84
3.5.2	<i>Eje del actuador</i>	85
3.5.2.1	<i>Pre proceso</i>	85
3.5.2.2	<i>Proceso</i>	86
3.5.2.3	<i>Post – proceso</i>	87
3.6	Validación mediante software MSC ADAMS	89
3.6.1	<i>Mecanismo</i>	89
3.6.2	<i>Definición de propiedades</i>	90
3.6.3	<i>Definición de conexiones</i>	90
3.6.4	<i>Definición del actuador lineal (motion)</i>	91
3.6.5	<i>Definición de las fuerzas externas</i>	91
3.6.6	<i>Simulación</i>	92
3.6.7	<i>Análisis de resistencia debido a fueras dinámicas</i>	93
3.6.7.1	<i>Brazo AB</i>	93
3.6.7.2	<i>Brazo BC</i>	94
3.6.7.3	<i>Brazo DF</i>	95
3.6.7.4	<i>Brazo FG</i>	96
3.6.7.5	<i>Eje del actuador</i>	97
3.6.7.6	<i>Pernos A-D</i>	98
3.6.7.7	<i>Chasis de anclaje</i>	99
3.7	Selección actuador lineal	100
3.7.1	<i>Factor de utilización</i>	100
3.7.2	<i>Carga admisible</i>	101
3.8	Análisis de costos	102
3.8.1	<i>Análisis de resistencia debido a fueras dinámicas</i>	102
3.8.1.1	<i>Costos directos</i>	102
3.8.1.2	<i>Elementos mecánicos</i>	103
3.8.1.3	<i>Mano de obra</i>	103
3.8.1.4	<i>Componentes electrónicos</i>	103
3.8.1.5	<i>Costos directos totales</i>	104
3.8.2	<i>Costos indirectos</i>	104
3.8.3	<i>Costo total</i>	104

CAPÍTULO IV

4.	RESULTADOS	105
----	-------------------------	-----

4.1	Validación dinámica.....	105
4.1.1	<i>Posiciones.....</i>	105
4.1.2	<i>Velocidades.....</i>	106
4.1.3	<i>Aceleraciones.....</i>	107
4.1.4	<i>Actuador lineal.....</i>	107
4.1.5	<i>Análisis debido a fuerzas dinámicas.....</i>	109
4.1.5.1	<i>Reacciones elementos de unión.....</i>	109
4.1.5.2	<i>Ejes.....</i>	111
4.1.5.3	<i>Chasis de anclaje.....</i>	112
4.2	Validación estructural.....	113
4.2.1	<i>Estructura del prototipo.....</i>	113
4.2.2	<i>Eje del actuador.....</i>	115
	CONCLUSIONES.....	117
	RECOMENDACIONES.....	118
	BIBLIOGRAFÍA	
	ANEXOS	

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2:	Perfil antropométrico.....	10
Tabla 2-2:	Rangos de velocidad.....	25
Tabla 3-2:	Parámetros de diseño.....	25
Tabla 4-2:	Parámetros dimensionales de referencia.....	26
Tabla 1-3:	Alternativas ajuste reposapiés	36
Tabla 2-3:	Alternativas ajuste perineal	36
Tabla 3-3:	Alternativas ajuste frontal.....	37
Tabla 4-3:	Análisis criterios módulo 1.....	37
Tabla 5-3:	Análisis para costos	38
Tabla 6-3:	Análisis de ergonomía	38
Tabla 7-3:	Análisis de seguridad.....	38
Tabla 8-3:	Resultados de análisis módulo 1.....	38
Tabla 9-3:	Alternativas sistema de bipedestación.....	40
Tabla 10-3:	Alternativas sistema de movilidad.....	40
Tabla 11-3:	Análisis criterios módulo 2.....	41
Tabla 12-3:	Análisis para costos	41
Tabla 13-3:	Análisis de eficiencia.....	41
Tabla 14-3:	Análisis de torque	41
Tabla 15-3:	Análisis de disponibilidad	42
Tabla 16-3:	Resultados de análisis módulo 2.....	42
Tabla 17-3:	Alternativas Sistema de control.....	43
Tabla 18-3:	Alternativas de controladores	44
Tabla 19-3:	Análisis criterios módulo 3.....	44
Tabla 20-3:	Análisis para costos	45
Tabla 21-3:	Análisis lenguaje de programación.....	45

Tabla 22-3:	Análisis de operatividad	45
Tabla 23-3:	Análisis de disponibilidad	45
Tabla 24-3:	Resultados de análisis módulo 3.....	45
Tabla 25-3:	Categorías de los mecanismo de cuatro barras	49
Tabla 26-3:	Configuración mecanismo bipedestador	50
Tabla 27-3:	Posiciones gráficas	52
Tabla 28-3:	Velocidades gráficas.....	55
Tabla 29-3:	Velocidades método analítico.....	57
Tabla 30-3:	Factores de fricción.	62
Tabla 31-3:	Datos motor	63
Tabla 32-3:	Peso de los componentes del cuerpo	64
Tabla 33-3:	Valores específicos de carga.....	64
Tabla 34-3:	Datos actuador lineal	66
Tabla 35-3:	Datos catálogo del perfil.....	68
Tabla 36-3:	Coeficiente para barras rectangulares en torsión.....	69
Tabla 37-3:	Datos catálogo del perfil.....	72
Tabla 38-3:	Datos catálogo del perfil.....	74
Tabla 39-3:	Datos catálogo del perfil.....	76
Tabla 40-3:	Datos catálogo del perfil.....	78
Tabla 41-3:	Propiedades acero estructural	80
Tabla 42-3:	Propiedades acero AISI 1050	80
Tabla 43-3:	Propiedades acero grado 8.8.....	81
Tabla 44-3:	Tipos de mallado para la convergencia de la estructura	82
Tabla 46-3:	Tipos de mallado para la convergencia del eje.....	85
Tabla 48-3:	Costos elementos mecánicos	101
Tabla 49-3:	Costos de manufactura	102
Tabla 50-3:	Costos de mano de obra.....	102
Tabla 51-3:	Costos de componentes electrónicos	102

Tabla 52-3:	Costos directos totales	103
Tabla 53-3:	Costos indirectos	103
Tabla 54-3:	Costo total.....	103
Tabla 1-4:	Resultados para los diferentes tipos de mallados	112
Tabla 2-4:	Resultados para los diferentes tipos de mallados en el eje	114

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2:	Planos del cuerpo humano	6
Figura 2-2:	Esqueleto.....	7
Figura 3-2:	Antropometría estática	9
Figura 4-2:	Antropometría estática	10
Figura 5-2:	Ergonomía en discapacitados.....	11
Figura 6-2:	Equilibrio método del tobillo	13
Figura 7-2:	Bipedestación estática	14
Figura 8-2:	Bipedestación dinámica	15
Figura 9-2:	Biomecánica de la bipedestación	16
Figura 10-2:	Lineal	17
Figura 11-2:	Curva.....	17
Figura 12-2:	Simulación posición inicial a final.....	18
Figura 13-2:	Fase de bipedestación	20
Figura 14-2:	Camilla bipedestadora.....	21
Figura 15-2:	Patente Gunnar.....	22
Figura 16-2:	Patente Perk	22
Figura 17-2:	Patente Kurt	23
Figura 18-2:	Bipedestador tres posiciones.....	24
Figura 19-2:	Representación gráfica de los periodos monopodal y bipodal.....	24
Figura 20-2:	Longitud de paso.....	25
Figura 21-2:	Carga viva en el centro de gravedad	26
Figura 22-2:	Dimensiones generales.....	27
Figura 23-2:	Algoritmo de diseño concurrente.....	28
Figura 1-3:	Método de diseño.....	29
Figura 2-3:	Caja negra prototipo bipedestador	34

Figura 3-3:	Nivel I generalizada	34
Figura 4-3:	Nivel II módulos	35
Figura 5-3:	Soluciones módulo 1	35
Figura 6-3:	Solución módulo 1	39
Figura 7-3:	Soluciones módulo 2.....	39
Figura 8-3:	Solución módulo 2	42
Figura 9-3:	Soluciones módulo 3.....	43
Figura 10-3:	Solución módulo 3	46
Figura 11-3:	Prototipo.....	46
Figura 12-3:	Comportamiento humano.....	47
Figura 13-3:	Esquema simplificado del mecanismo bipedestador.....	48
Figura 14-3:	Esquema simplificado mecanismo 4 barras	50
Figura 15-3:	Análisis de posición método gráfico.....	51
Figura 16-3:	Análisis de posición método vectorial lazo 2.....	52
Figura 17-3:	Velocidades del lazo 1 por método gráfico.....	55
Figura 18-3:	Análisis de velocidades por método vectorial lazo 2	56
Figura 19-3:	Análisis de aceleraciones por método vectorial lazo 2	58
Figura 20-3:	Análisis cinemático desplazamiento	60
Figura 21-3:	Análisis cinemático desplazamiento pendiente 12%	63
Figura 22-3:	Fuerza de levantamiento	65
Figura 23-3:	Partes del bipedestador	66
Figura 24-3:	Análisis brazo principal en A.....	67
Figura 25-3:	Análisis brazo principal en D.....	70
Figura 26-3:	Análisis brazo telescópico en B	71
Figura 27-3:	Análisis base telescópico en C	73
Figura 28-3:	Análisis estructura punto E	75
Figura 29-3:	Análisis pernos punto A.....	76
Figura 30-3:	Análisis estabilidad punto H	78

Figura 31-3:	Reacciones eje.....	79
Figura 32-3:	Diagrama de momentos	79
Figura 33-3:	Geometría de análisis en SpaceClain	80
Figura 34-3:	Aplicación de fuerzas y soportes	81
Figura 35-3:	Resultados del estado de deformación del prototipo.....	83
Figura 36-3:	Resultados del estado de esfuerzos en el prototipo.....	83
Figura 37-3:	Resultado del factor de seguridad	84
Figura 38-3:	Geometría SpaceClain del eje	84
Figura 39-3:	Aplicación de fuerzas y soportes	85
Figura 40-3:	Resultados del estado de deformación del eje.....	87
Figura 41-3:	Resultados del estado de esfuerzos del eje.....	87
Figura 42-3:	Resultados de un mallado a 2 mm eje.....	88
Figura 43-3:	Mecanismo bipedestador de análisis en ADAMS.....	88
Figura 44-3:	Selección del material	89
Figura 45-3:	Definición de conexiones y movimientos	89
Figura 46-3:	Definición del actuador lineal del mecanismo	90
Figura 47-3:	Definición de las fuerzas de trabajo	90
Figura 48-3:	Proceso de simulación.....	91
Figura 49-3:	Trazado del movimiento bipedestador	91
Figura 50-3:	Configuración de mallado del brazo AB.....	92
Figura 51-3:	Configuración de mallado del brazo AB.....	92
Figura 52-3:	Análisis Von Misses brazo AB	93
Figura 53-3:	Configuración de mallado del brazo BC.....	93
Figura 54-3:	Análisis Von Misses brazo BC	94
Figura 55-3:	Configuración de mallado del brazo DF	94
Figura 56-3:	Análisis Von Misses brazo DF.....	95
Figura 57-3:	Configuración de mallado del brazo FG	95
Figura 58-3:	Análisis Von Misses brazo FG.....	96

Figura 59-3:	Configuración de mallado del eje actuador.....	96
Figura 60-3:	Análisis Von Misses del eje actuador	97
Figura 61-3:	Configuración de mallado de los pernos A-D.....	97
Figura 62-3:	Análisis Von Misses brazo AB	98
Figura 63-3:	Configuración de mallado del chasis de anclaje	98
Figura 64-3:	Análisis Von Misses brazo AB	99
Figura 1-4:	Configuración de mallado del brazo AB.....	108
Figura 2-4:	Convergencia del prototipo.....	112
Figura 3-4:	Convergencia del eje del actuador	114

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-3:	Casa de la calidad	32
Gráfico 2-3:	Posiciones angulares y traslación en Matlab	54
Gráfico 3-3:	Singularidad mediante Matlab (Jacobiano)	54
Gráfico 4-3:	Velocidades angulares y lineales del mecanismo	57
Gráfico 5-3:	Aceleraciones angulares y lineales del mecanismo	59
Gráfico 6-3:	Eficiencia motor de	61
Gráfico 7-3:	Gráfico de cargas dinámicas.....	99
Gráfico 8-3:	Gráfico de cargas admisibles.....	100
Gráfico 9-3:	Gráfico de potencia del actuador lineal	101
Gráfico 1-4:	Gráficas comparativas de posiciones en Matlab y Adams	104
Gráfico 2-4:	Gráfica de velocidades del mecanismo bipedestador por simulación	105
Gráfico 3-4:	Gráfica de aceleraciones del mecanismo bipedestador por simulación.....	106
Gráfico 4-4:	Gráfica de potencia y características del elemento motriz con carga	107
Gráfico 5-4:	Gráfica de potencia y características del elemento motriz sin carga	107
Gráfico 6-4:	Gráfica de reacciones en los puntos A, D.....	108
Gráfico 7-4:	Gráfica de esfuerzos en el brazo AB	109
Gráfico 8-4:	Gráfica de esfuerzos en el brazo DF.....	109
Gráfico 9-4:	Gráfica de esfuerzos en los puntos A, D	110
Gráfico 10-4:	Gráfica de reacciones generadas en los ejes del mecanismo.....	110
Gráfico 11-4:	Gráfica de esfuerzos generadas en el eje del actuador	111
Gráfico 12-4:	Gráfica de esfuerzos generadas chasis de anclaje	111
Gráfico 13-4:	Gráfica nodos vs esfuerzos del prototipo	113
Gráfico 14-4:	Gráfica nodos vs deformaciones del prototipo	113
Gráfico 15-4:	Gráfica nodos vs esfuerzos del eje	115
Gráfico 16-4:	Gráfica nodos vs deformaciones del eje	115

ÍNDICE DE ANEXOS

- ANEXO A:** Aceros estructurales propiedades
- ANEXO B:** Acero mecánico propiedades
- ANEXO C:** Tolerancias agujero único
- ANEXO D:** Tolerancias eje único
- ANEXO E:** Diámetros y áreas de roscas métricas
- ANEXO F:** Clases métricas y propiedades mecánicas de pernos
- ANEXO G:** Perfiles estructurales
- ANEXO H:** Código Matlab
- ANEXO I:** Motores de movimiento
- ANEXO J:** Actuador lineal

RESUMEN

El presente proyecto técnico tuvo como objetivo diseñar y simular una máquina bipedestadora para personas con paraplejia o discapacidad en miembros inferiores de uso en interiores. Se compiló varias referencias bibliográficas de diversos autores y con esto se estableció los parámetros de diseño fundamentales, se tomó la característica de capacidad de carga máxima de 120 Kg, además de esto las especificaciones antropométricas que permitieron configurar las dimensiones del prototipo junto con las recomendaciones de las normas ecuatorianas para las personas con discapacidad. Se utilizó el método del diseño concurrente, el cual proporciona una ponderación de selección de alternativas para el cumplimiento de los estándares de la voz del usuario y la voz del ingeniero. Se determinó un mecanismo óptimo de bipedestación basado en un mecanismo de 4 barras, con la aplicación de un actuador lineal como elemento motriz principal, se definió la carga de trabajo a través de la simulación ejecutada en el software MSC ADAMS, se concluyó que este actuador es de 1000 N a 20 mm/s con una potencia de 10W dando un cambio al usuario de sedeste a bípedo en 8.5 segundos. Los componentes mecánicos del prototipo se calcularon y diseñaron teóricamente y verificados mediante la modelación en el software SolidWorks conjuntamente con el análisis por el método de elementos finitos en el software ANSYS para verificar los estados de esfuerzos y deformaciones bajo carga máxima. Se concluye que el prototipo de bipedestación bajo un mecanismo de punto de cambio es válido, generando un cambio de sedeste a bípedo al usuario bajo condiciones de ergonomía y confort al usuario.

Palabras claves: <TECNOLOGÍA Y CIENCIAS DE LA INGENIERÍA> <MÁQUINA BIPEDESTADORA> <PERSONAS CON DISCAPACIDAD> <PARAPLEJIA> <ANTROPOMETRÍA>.



Firmado electrónicamente
por:
**HOLGER
GERMANRAMOS
UVIDIA**

1610-DBRA-UPT-2021

2021-08-23

SUMMARY

The objective of this technical project was to design and simulate a standing machine for people with paraplegia or lower limb disability for indoor use. Several bibliographic references from various authors were compiled and with this the fundamental design parameters were established, the characteristic of maximum load capacity of 120 Kg was taken, in addition to this the anthropometric specifications that allowed to configure the dimensions of the prototype together with the recommendations of the Ecuadorian standards for people with disabilities. The concurrent design method was used, which provides a weighting of the selection of alternatives to comply with the standards of the voice of the user and the voice of the engineer. An optimal standing mechanism based on a 4-bar mechanism was determined, with the application of a linear actuator as the main driving element, the workload was defined through the simulation executed in the MSCADAMS software, it was concluded that this actuator is 1000 N at 20 mm / s with a power of 10W giving the user a change from giving to biped in 8.5 seconds. The mechanical components of the prototype were calculated and designed theoretically and verified by modeling in SolidWorks software together with analysis by the finite element method in ANSYS software to verify stress and strain states under maximum load. It is concluded that the standing prototype under a change point mechanism is valid, generating a change from SE to bipedal to the user under ergonomic and user comfort conditions.

Keywords: <TECHNOLOGY AND ENGINEERING SCIENCES> <MACHINE STANDING MACHINE> <PEOPLE WITH DISABILITIES> <PARAPLEJIA> <ANTHROPOMETRY>.

INTRODUCCIÓN

Los datos estadísticos emitidos según el Concejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS), el Ecuador posee 223.078 personas con discapacidades físicas de los cuales un 25% poseen inmovilidad motriz a nivel de los miembros inferiores, existen 5.760 personas con discapacidad física que se encuentran en la provincia de Chimborazo representando un 2.58% del total del país. Este grupo de personas manifiestan un reto físico en sus actividades diarias y básicas del ser humano como levantarse de la cama o ir al baño, generando mucho desgaste físico y dolor. Por consiguiente, la sociedad los considera incapaces de movilizarse y ejecutar tareas por sí solos, promoviendo al aislamiento social y baja autoestima. La implementación y desarrollo del mecanismo de bipedestación en sillas de ruedas ayuda a este grupo de personas a suprimir y tratar de mejor manera los problemas existentes en ellos, para así ampliar sus capacidades motrices para realizar las tareas cotidianas, mejorar su salud y calidad de vida de los mismos.

Para el desarrollo de esta investigación se tomó como referencia algunos de los siguientes trabajos y patentes desarrolladas a través de los años como: “STAND-UP UNITFOR STAND-UP WHEELCHAIR AND CHAIRS, PARTICULAR THERAPY CHAIRS”, que data como una de las primera patentes desarrolladas bajo este tema de bipedestación en sillas para pacientes en rehabilitación en el país de Alemania, esta patente indica uno de los mecanismos de bipedestación que se puede aplicar a sillas para personas con paraplejia. Se basa en un mecanismo de varios eslabones de ubicación posterior al usuario. El trabajo “DISEÑO ESTRUCTURAL DE UNA SILLA DE RUEDAS DE BIPEDESTACIÓN CON SISTEMA DE VERTICALIZACIÓN Y LA INCIDENCIA EN SU EFICIENCIA ENERGÉTICA”, en la ciudad de Ambato presenta los criterios y parámetros para el diseño y selección de los componentes de este tipo de prototipos y las pruebas de mediciones antropométrica esenciales para el dimensionado de este prototipo bipedestador.

Actualmente en el Ecuador existen diferentes tipos de dispositivos que permiten mejorar la calidad de vida de estas personas, pero su aplicación es limitada y no permite mejorar las cualidades físicas de la persona al estar obligados permanecer en posición de sedestación en todo momento. Por tal motivo, la implementación, diseño y simulación de este mecanismo de estructura bipedestadora que permita configurar la estructura morfológica de una persona y su postura en base a la ergonomía que permita una ejercitación temporal de los sistema gastrointestinal, urinario, cardiovascular y óseo. Con esto se influye en el cumplimiento del Objetivo 3 del Plan Nacional del Buen Vivir, mejorando la equidad y el desarrollo integral para cada persona.

CAPÍTULO I

1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA

1.1 Antecedentes

La evolución de la postura de bipedestación data desde el desarrollo del Homo sapiens como tal, se considera el evento más importante en la evolución del ser humano y surgió como una adaptación del ser humano a las condiciones geográficas y climatológicas hace más de 4000 años, en el desarrollo de esta evolución el hombre mutó hacia la postura de posición bípeda, que es la acción o situación del hombre de mantenerse erguido sobre dos pies, que caracterizan especialmente la locomoción y movimiento de los humanos, lo que generó cambios en su anatomía. (Camargo et al., 2013).

En el año de 1999 se publicó una de las primeras patentes en la ciudad de Luleå ubicado en el país Suecia desarrollado por Gunnar Liljedahl de aplicación a sillas bipedestadoras comerciales de rehabilitación a personas discapacitadas, la cual está definida como: “Dispositivo de asistencia, previsto para ayudar a una persona con discapacidad a levantarse” (LILJEDAHL, 1999). En esta primera patente se presentó el diseño estructural y mecánico de un sistema básico de rehabilitación de ayuda a las personas con discapacidad en los miembros inferiores para ponerse de pie. Este prototipo desarrollado por Gunnar consiste en un mecanismo grúa de elevación móvil que permite levantar al paciente con discapacidad desde su silla de ruedas hasta la posición de bipedestación, esto se cumple con unos arneses tipo onda que son colocados a la altura de las axilas del paciente a rehabilitar. (Saavedra et al., 2013).

En el país se presenta un estudio desarrollado en el Centro de Rehabilitación Integral Especializado CRIE Nro. 1 ubicado en la parroquia Conocoto en la ciudad de Quito, este artículo de investigación describe y define el estudio a 19 pacientes, los sujetos de prueba fueron 13 mujeres y 6 hombres, estos con discapacidad en los miembros inferiores grado IV (discapacidad grave) con un peso de hasta 100 kg de referencia corporal, se desarrolló esto con un análisis antropométrico de los instrumentos percentiles P95 en los pacientes, lo cual define un rango de movimiento de 15 a 75 grados de los miembros inferiores del cuerpo entre las posición de sedestación a bipedestación, con el uso de software Autodesk Force Effect e Inventor se estableció los cálculos y análisis para el mecanismo de bipedestación. (Obando et al., 2017).

En los últimos tres años, los alumnos de educación superior han desarrollado en nuestro país una mayor cantidad de inventos para las personas con discapacidad tanto física como visual y auditiva. La Universidad Tecnológica Equinoccial presentó el diseño de una silla bipedestadora para darle independencia a las personas que padecen paraplejia aliviando el cuerpo de la posición rígida habitual. (Telégrafo, 2019). La Universidad Internacional del Ecuador presenta un prototipo a escala de una silla bipedestadora eléctrica semi-automática que permite tres posiciones de operación a

personas con discapacidad motriz, desde Sedente a Bipedestación y Decúbito, con un sistema de control de software libre Arduino. Desarrollado con una técnica de prototipado rápido basado en la Impresión 3D. (Vernaza et al., 2018).

1.2 Delimitación

1.2.1 Delimitación espacial

El presente proyecto está delimitado espacialmente a un nivel provincial, detallando la provincia de Chimborazo, considerando los datos de discapacidades físicas otorgado por el CONADIS.

1.2.2 Delimitación sectorial

Con este proyecto se influye en el cumplimiento del Objetivo 3 del Plan Nacional del Buen Vivir, mejorando la equidad y el desarrollo integral para cada persona con discapacidad física en miembros inferiores.

1.3 Formulación del problema

Los datos estadísticos emitidos según el Concejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS), el Ecuador posee 223.078 personas con discapacidades físicas de los cuales un 25% poseen inmovilidad motriz a nivel de los miembros inferiores, existen 5.760 personas con discapacidad física que se encuentran en la provincia de Chimborazo representando un 2.58% del total del país. Este grupo de personas manifiestan un reto físico en sus actividades diarias y básicas del ser humano como levantarse de la cama o ir al baño, adicionalmente generando mucho desgaste físico y dolor. Por consiguiente, la sociedad los considera incapaces de moverse y ejecutar tareas por sí solos, promoviendo al aislamiento social y baja autoestima.

Las personas con discapacidad física en los miembros inferiores y tórax presentan diferentes adversidades en su calidad de vida, tanto en el aspecto social, físico y psicológico, al ser condicionados a permanecer la mayoría del tiempo en posición de sedestación, con esto desarrollan y generan un mal funcionamiento en su cuerpo, como es en sus intestinos, presentan fatiga, sobrepeso, depresión y un déficit en su temperatura corporal. El poco tratamiento a este tipo de discapacidad surge por el recurso económico en la mayoría de las personas impidiendo su desarrollo físico. Además de mencionar que en el mercado existe diferentes tipos de bipedestadores a costos muy elevados y poco adaptables,

La implementación y desarrollo del mecanismo de bipedestación en sillas de ruedas para uso en interiores ayuda a este grupo de personas a suprimir y tratar de mejor manera los problemas existentes en ellos, para así ampliar sus capacidades motrices para realizar las tareas cotidianas, mejorar su salud y calidad de vida de los mismos.

1.4 Objetivos

1.4.1 *Objetivo general*

Diseñar y simular una silla de ruedas bipedestadora de uso en interiores para personas adultas con discapacidad física o paraplejia.

1.4.2 *Objetivos específicos*

- Realizar el estudio del arte sobre los mecanismos de posición bípeda adaptables a sillas de ruedas para personas con discapacidades.
- Identificar las posiciones y estructura morfológica del cuerpo humano para adoptar la posición bípeda con base a la ergonomía.
- Diseñar conceptualmente el mecanismo de estructura bipedestada para personas con paraplejia a través de un software de modelado CAD.
- Realizar la simulación dinámica y de diseño estructural del mecanismo bipedestador mediante un software CAE.
- Analizar los datos de simulación y definir la configuración más óptima de diseño del mecanismo de bipedestación.

CAPÍTULO II

2. REVISIÓN DE LA LITERATURA O FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Anatomía humana

Una característica de estudiar la anatomía humana es que la información básica no cambia ni evoluciona con el avance de la ciencia y la tecnología. El desafío es que la anatomía humana tiene un lenguaje propio, y para lograr algún beneficio a partir de su estudio, se deben dominar y aprender los términos anatómicos básicos. No obstante, una vez que se aprenden dichos términos y se comprende su significado en la anatomía estructural, el cuerpo humano se transforma no sólo estructuralmente familiar e identificable, sino también funcionalmente obvio en sus condiciones normales. Aproximadamente todos los términos anatómicos usados en la actualidad son derivados del latín y del griego, ya que estos fueron los idiomas natales de los anatomistas precursores y de los anatomistas más importantes en el desarrollo del conocimiento. (Norton y Olds , 1995)

Se realiza un enfoque al aprendizaje de los términos utilizados anatómicamente para describir la posición de una estructura de alguna parte del cuerpo humano, con relación a otra estructura o posición morfológica que adopta el cuerpo humano según sus características de movimiento, o hace referencia a otra parte del cuerpo humano. Esto es fundamental para tener una noción estructural de la naturaleza tridimensional del cuerpo humano y para poder determinar con precisión los puntos específicos del cuerpo a los que se hacen referencia en cuanto al movimiento de los mismo. (Norton y Olds , 1995)

En la Figura 1-2 se muestra un cuerpo humano en lo que se denomina la “posición anatómica”, que se define como la posición del cuerpo vivo, parado en forma erecta, con los brazos a los costados y las palmas hacia adelante.

El cuerpo humano puede dividirse a través de varios planos (secciones), siendo los tres planos principales, los siguientes: (Norton y Olds , 1995)

- **Sagital**, plano el cual divide a nuestro cuerpo en la mitad en partes de derecha e izquierda, aquí se realizan los movimientos observados desde la perspectiva de perfil.
- **Coronal o frontal**, plano el cual divide al cuerpo en las partes anterior y posterior, pasa por toda la mitad de la cabeza, hasta llegar a fragmentar todo el cuerpo en dos mitades. Se puede observar los movimientos de la aducción. Esto se debe a que si se observa el cuerpo desde una posición antero-posterior, lo único que podrá ser percibido de manera completa será la apertura o cierre de piernas y brazos.

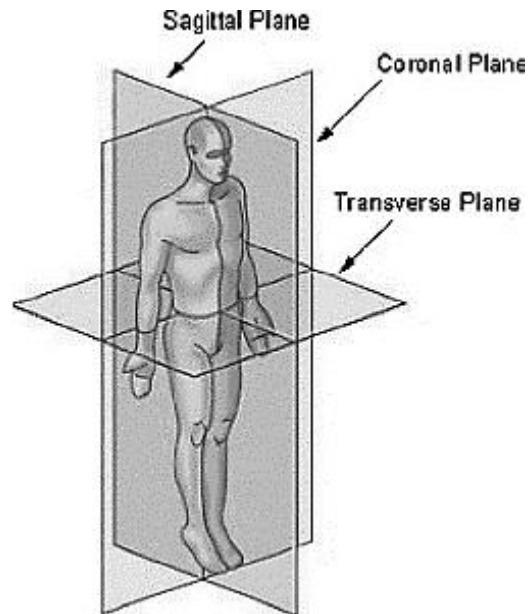


Figura 1-2. Planos del cuerpo humano

Fuente: Norton y Olds , 1995

- **Transversal o axial**, el cual divide al cuerpo en partes superior e inferior. El plano axial unido con el eje vertical o longitudinal permite que se puedan dar los movimientos de rotación medial y rotación lateral, es decir los que se dirigen en dirección hacia craneal.

2.1.1 *Esqueleto*

Se establece que el esqueleto posee dos regiones. Los huesos que forman la columna central del cuerpo son parte del esqueleto axial y está compuesto por:

- Los huesos del cráneo y el maxilar Inferior
- Las vértebras
- Las costillas y el esternón

Los huesos del cráneo y del maxilar inferior, conjunto con las primeras siete vértebras (cervicales) constituyen la zona de la cabeza y parte del cuello del cuerpo. Las siguientes doce vértebras (dorsales), a la par con las costillas y el esternón, constituyen la zona denominada como el tórax. A continuación, por debajo de esta región está el abdomen, cuyos componentes óseos son las cinco vértebras lumbares. Las vértebras restantes se fusionan en dos grupos, las cinco vértebras sacras forman el sacro, y las cuatro vértebras coxígeas forman el coxis. (Norton y Olds , 1995)

Cada extremidad superior consta de:

- Clavícula y escápula, que forman casi la mitad del área pectoral
- Un hueso en el brazo - el húmero
- Dos huesos en el antebrazo - el radio y el cúbito

- Ocho huesos en la muñeca o carpo
- Cinco huesos que componen la palma de la mano – metacarpo
- Catorce huesos en los dedos o falanges

Cada extremidad inferior consta de:

- Un hueso innominado o hueso de la cadera, que forma la mitad de la zona pélvica
- Un hueso en el muslo - el fémur
- Un hueso en la rodilla - la rótula
- Dos huesos en la pierna - la tibia y el peroné
- Siete huesos en la zona posterior del pie o tarso
- Cinco huesos metatarsianos (que se corresponden con los metacarpianos en la mano)
- Catorce falanges

Como se detalla en la figura 2-2.

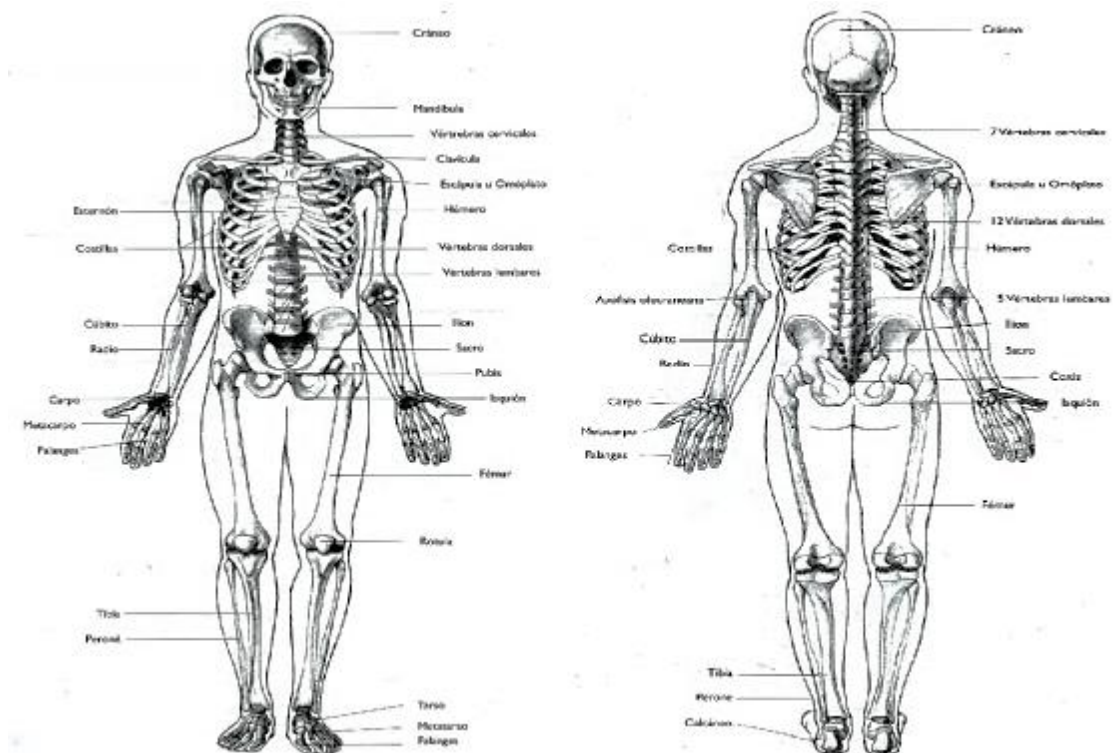


Figura 2-2. Esqueleto

Fuente: Norton y Olds , 1995

2.2 Cineantropometría

La Cineantropometría es una disciplina que hace su análisis sobre el tamaño, la forma y la composición del cuerpo humano. Algunas de las variables del entorno tales como la actividad física, la alimentación, el crecimiento, la raza entre otras cuestiones como las geográficas,

modifican los parámetros derivados para determinar las diferentes formas y tamaños de las composiciones corporales. Dentro de la cineantropometría se encuentra la técnica antropométrica, esta se define como la herramienta para la medición de algunos factores tales como el peso, talla, pliegues cutáneos, diámetros, longitudes y perímetros para la estimación de la composición corporal (CC). Para analizar estas mediciones, se construye un protocolo, así como también la aplicación de diversas ecuaciones de estimación de la composición corporal. Este es un método doblemente indirecto, así como la mayoría de las técnicas de la valoración de la composición corporal utilizados en la práctica. Las medidas antropométricas se realizan en base a una de las medidas o parámetros corporales, estos son aquellos recomendados por el cuerpo normativo de referencia en cineantropometría, en base al consenso internacional, la Internacional Society for the Avancement of Kinanthropometry (Sociedad Internacional para el Avance de la Kinantropometría), (Martínez et al., 2013)

2.2.1 Antropometría humana

La antropometría proviene del griego antropos (humano) y métricos (medida), es la disciplina que describe las diferencias cuantitativas de las medidas del cuerpo humano y estudia las dimensiones considerando como referencia las estructuras anatómicas, esto es, que nos ayuda a describir las características físicas de una persona o grupo de personas, y sirve de herramienta a la ergonomía con la finalidad de adaptar el entorno a las personas. (Martínez et al., 2013)

La antropometría, como cualquier otra área de la ciencia, depende de la adhesión a reglas particulares de medición determinadas por cuerpos normativos nacionales e internacionales. El cuerpo normativo antropométrico internacional adoptado es la Sociedad Internacional para el Avance de la Cineantropometría (International Society for Advancement in Kinanthropometry, ISAK). (Yang et al., 2018) Estos incluyen el somatotipo; el fraccionamiento de la masa corporal en componentes óseo, muscular, grasa, y residual; estimaciones de proporcionalidad; predicción de la densidad corporal y como consecuentemente el porcentaje de grasa corporal utilizando diversas ecuaciones de regresión; y transformación de los datos en percentiles específicos para la edad y el sexo, para sitios individuales; obesidad total y “rankings” o clasificaciones de masa proporcional; así como otros índices tales como el cociente cintura-cadera, sumatoria de pliegues cutáneos, y perímetros corregidos por los pliegues cutáneos. (Norton y Olds, 1995)

Para un diseño ergonómico es necesario realizar un estudio antropométrico, ya que este proporcionará las medidas para el diseño y se debe analizar con mucho cuidado el tipo de medidas a tomar y el error admisible, ya que la precisión y el número total de medidas guarda relación con la viabilidad económica del estudio. Y El plano de referencia son aquellas superficies planas imaginarias que atraviesan las partes del cuerpo y que se emplean como referencia para hacer las respectivas mediciones. (Pérez et al., 2019)

2.2.2 Antropometría estática

La antropometría estática es el estudio de las medidas estructurales del cuerpo humano en diferentes posiciones sin movimiento y proporciona medidas de determinados segmentos corporales obtenidos en una posición estándar, habitualmente de pie o sentado. (Martínez et al., 2013)

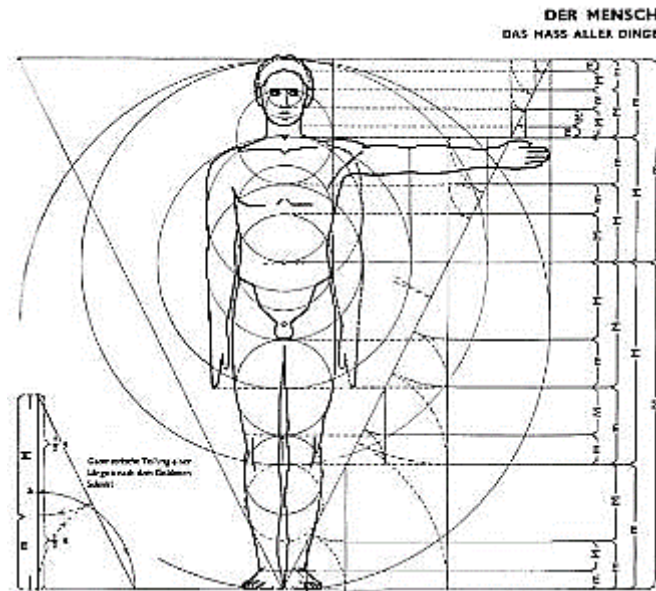


Figura 3-2. Antropometría estática

Fuente: Martínez Sanz y Ortiz Moncada , 2013

2.2.3 Antropometría dinámica

La antropometría dinámica corresponde al estudio de las posiciones resultantes del movimiento, describe los rangos de movimiento, alcance y trayectorias de los segmentos corporales y está ligada a la biomecánica. La antropometría y los campos de la biomecánica afines a ella tratan de medir las características físicas y funciones del cuerpo, incluidas las dimensiones lineales, peso, volumen, movimientos, etc., para optimizar el sistema hombre – máquina - entorno. (Martínez et al., 2013)

2.3 Ergonomía

Se considera a la ergonomía como la ciencia que nos permite diseñar estaciones de y productos que los seres humanos puedan utilizar eficientemente, fácilmente, y de forma segura. La ergonomía asegura que los usuarios sean el centro de todas las actividades de diseño. Este enfoque centrado en el ser humano considera la información sobre sus capacidades físicas, fisiológicas, y mentales; y sus limitaciones, para diseñar así productos ergonómicos. (Norton y Olds , 1995).

Uno de los campos en los que la Ergonomía está experimentando un mayor desarrollo es el diseño de productos destinados a colectivos de características especiales (personas con discapacidad). La realización de estudios ergonómicos adquiere una importancia primordial, ya que las características de los usuarios pueden ser bastante diferentes a las de los usuarios estándar y aparecen problemas específicos de seguridad y de uso que deben ser tenidos en cuenta (IBV, 2004, p8)

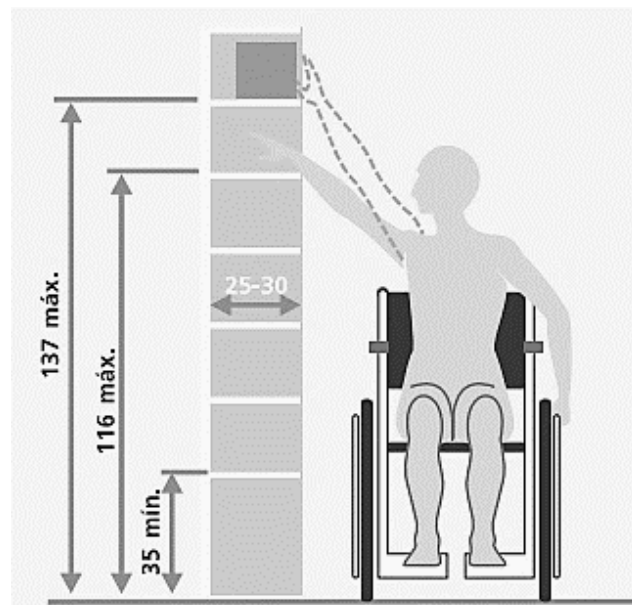


Figura 5-2. Ergonomía en discapacitados

Fuente: IBV, 2004

2.4 Asistencia robótica

En los últimos años se han desarrollado robots con una amplia gama de capacidades que podrían proporcionar asistencia remota para adultos mayores en la realización de sus actividades de la vida diaria dentro y fuera del hogar. Estos robots tienen el potencial de impulsar los diversos aspectos físicos, perceptuales y cognitivos de las tareas de la vida diaria en los adultos. Las actividades de auto mantenimiento de la vida diaria denominadas por sus siglas en inglés como AVD, incluyen la capacidad de ir al baño, alimentarse, vestirse, arreglarse, bañarse y deambular. Las actividades instrumentales de la vida diaria definidas como IADL, incluyen capacidad para usar con éxito el teléfono, comprar, prepararse la comida, hacer la limpieza del

hogar y organizar su ropa, administrar medicamentos, finanzas, y usar el transporte público o privado. Las actividades mejoradas de la vida diaria establecidas como EADL, incluyen la participación en actividades sociales y enriquecedoras, como el aprendizaje de nuevas habilidades y participar en pasatiempos. (Rogers et al., 2012)

Los adultos mayores a menudo experimentan dificultades para realizar actividades en la vida cotidiana debido a las disminuciones físicas relacionadas con la edad o enfermedades y en algunos casos esto se produce por discapacidades físicas tanto por accidentes como por enfermedades como es la paraplejia. Los robots tienen el potencial de ayudar a los adultos mayores y adultos con discapacidades físicas con sus actividades de la vida diaria. Los robots pueden proporcionar un soporte específico y adaptable para los diferentes aspectos motrices de las discapacidades de las personas adultas en el uso de sillas de ruedas o para el conjunto de los procesos en las actividades de rehabilitación física como psicológicas en el adulto mayor. Alternativamente, si una persona tiene deficiencias cognitivas y motoras, el robot tiene la capacidad y podría ayudar con todo el proceso de desarrollo y evolución del adulto mayor. (Rogers et al., 2012)

2.5 Bipedestación

La postura erecta o estabilidad postural en bipedestación de los humanos es una característica de la evolución que se adquiere gracias al sentido que tiene el cuerpo humano de la situación en el espacio o al equilibrio. El mantenimiento de esta postura se logra mediante una adaptación adecuada de los músculos del cuello, tronco y miembros que actúan para mantener el cuerpo en una posición de equilibrio estable. (Camargo et al., 2013). No obstante, anatómicamente el cuerpo humano posee varias modificaciones entre las principales para la bipedestación se tiene; en la columna vertebral, pelvis, fémur, tibia y en los huesos de los pies que le permiten una locomoción bípeda. (Bonilla y Delgado, 2005). Es considerada como una discapacidad que el ser humano no se encuentre de pie, esto viene a dar por causas musco-esqueléticas, considerando así que se encuentren demasiado tiempo sentadas en una silla de ruedas o a su vez en cama. (Paredes y Toapanta, 2018).

La productividad de considerar esta información motriz radica en la definición del comportamiento de las articulaciones de los miembros inferiores para favorecer a localizar las patologías presentes en la posición de bipedestación estática en este grupo de personas discapacitadas, además de dar una aproximación del comportamiento de los rangos articulares cuando una persona sufre de amputación transtibial. (Yu et al., 2008)

2.5.1 Características de la bipedestación

2.5.1.1 Postura

La postura hace referencia a como la posición de todo el cuerpo humano o de un segmento parcial del mismo tiene relación con la gravedad. La postura es el resultado del equilibrio entre las fuerzas

musculares anti gravitatorias y la gravedad. La postura se puede analizar desde el punto de vista estático o dinámico. Para la estática la postura es la posición relativa del cuerpo en el espacio donde se encuentra, o de las diferentes partes del cuerpo comparando relativamente con las otras. Para el caso dinámico se define como el control minucioso de la actividad neuromuscular para mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación. (Miralles y Puig , 1998)

2.5.1.2 Equilibrio

Para la existencia de bipedestación se requiere un control efectivo del equilibrio, el cual depende de la interacción de muchos factores que incluyen la información visual, vestibular y propioceptiva de la posición del cuerpo, una alineación biomecánica adecuada, suficiente fuerza muscular y coordinación de la activación muscular. (Camargo et al., 2013). Toda postura genera inestabilidad por sí misma, es por esto que requiere una regulación neuronal continua para mantener el centro de gravedad del cuerpo dentro de la base de sustentación la cual está definida por la base de los pies. Una de las estrategias utilizadas para mantener el equilibrio es la denominada “del tobillo”, con esto se busca recuperar el equilibrio mediante el desplazamiento del centro de gravedad hacia atrás. (Miralles y Puig , 1998)

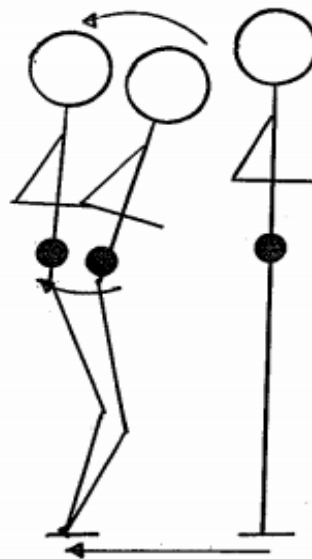


Figura 6-2. Equilibrio método del tobillo

Fuente: Miralles y Puig , 1998

2.5.2 Bipedestación estática

La bipedestación estática, el acto de soportar el peso del cuerpo en posición erecta. La posición bípeda estática se logra cuando el centro de gravedad del cuerpo está alineado, es decir, la línea imaginaria de reacción del suelo al peso de la persona está extendida de la cabeza a los pies, atraviesa el orificio occipital, pasa por delante de la columna dorsal, aproximadamente un centímetro anterior a la cuarta vértebra lumbar, 0,6 centímetros por detrás de la articulación de la

cadera, por delante de la articulación de la rodilla y termina entre 1,5 a 5 centímetros por delante de la articulación del tobillo. (Camargo et al., 2013).

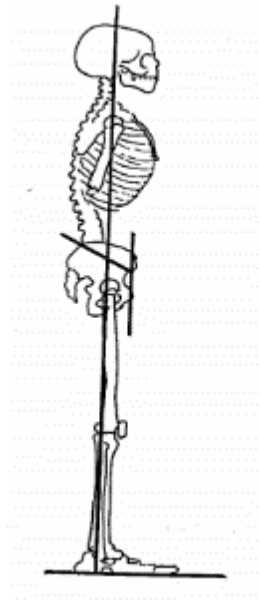


Figura 7-2. Bipedestación estática

Fuente: Miralles y Puig , 1998

Con la aplicación de los bipedestadores estáticos el cuerpo humano adopta en las extremidades inferiores a partir de la base del tronco a unas cintas ergonómicas que están sujetas con firmeza a la máquina. El bipedestador puede estar encima de una base con ruedas, lo que permite que la persona con algún tipo de discapacidad física, sea transportada a distancias cortas considerando está en bipedestación. (Morillo, 2014)

2.5.3 Bipedestación dinámica

El procedimiento del control de una postura en movimiento es entonces un proceso de estabilidad dinámica; de manera que, podemos decir que la bipedestación estática no es un equilibrio en el sentido físico de este, sino un desequilibrio permanente, constantemente compensado con el movimiento del centro de gravedad del cuerpo. La posición bípeda no es totalmente estacionaria en todo momento, sino que evidencia un balanceo, tanto en el plano sagital como en el plano coronal. Existe un pequeño, pero continuo desplazamiento o traspaso del peso del cuerpo entre los dos miembros inferiores, y se presentan variaciones en los ángulos articulares tanto de la cadera, rodilla y tobillo. El tobillo es la articulación menos estable que la cadera y la rodilla. Por eso, cuando sucede un balanceo anterior los músculos de la pantorrilla se contraen para impedir la caída. Dos mecanismos contribuyen a esta sutil inestabilidad del cuerpo: la dinámica cardiaca y la falta de propiocepción absoluta. (Camargo et al., 2013)

En esta forma bipedal se tiene la posibilidad de un control total en el nivel de bipedestación, pudiendo elegir el tiempo y la forma que desea tener el cuerpo. A la vez aprueba que exista

estabilidad a nivel del tronco; concediendo que las personas sean capaces de mantener una forma estable en sus piernas, caderas y se puedan desplazar de un lado al otro. Teniendo una rehabilitación entretenida mediante el movimiento de vaivén desde un extremo al otro, permitiendo practicar deportes como ping pong y así el adulto mayor pueda ejercitarse acorde los métodos terapéuticos adecuados para él. (Paredes y Toapanta, 2018)



Figura 8-2. Bipedestación dinámica

Fuente: Paredes y Toapanta, 2018

2.6 Biomecánica de la bipedestación

La posición bípeda forma parte de la herencia humana, proporcionando bienestar, beneficia al sistema circulatorio, reduciendo la espasticidad. Al adquirir la posición bípeda el paciente logra extender las articulaciones de los miembros inferiores, previniendo contracturas en los mismos. (Obando et al., 2017)

Para el estudio y análisis del movimiento humano se aplican los principios de la mecánica y biomecánica al cuerpo humano, la mecánica se utiliza en el estudio de fuerzas y sus efectos, mientras que la biomecánica se apoya en la aplicación de los principios de la mecánica, la anatomía, la antropometría, y la fisiología para analizar a la persona tanto en movimiento como en reposo. El cambio de posición de sentado a de pie involucra la interacción entre las articulaciones del tobillo, la rodilla, la cadera y la columna vertebral, como se detalla en la Figura 9-2. (Saavedra et al., 2013, p25). Como especificación especial se tiene que la postura de bipedestación es aquella en la que la columna se encuentra completamente erguida sobre su base, está conformado como se detalló, por la cintura pélvica que debe estar alineada en el mismo plano junto con las extremidades inferiores y con la cabeza como prolongación de la columna cervical. (Miralles y Puig , 1998)

En la postura de pie (bipedestación), se da el menor uso de energía humana, esto se produce cuando el vector vertical de la gravedad cae a través de la columna ósea de sostén. Si la línea de gravedad pasa por el centro de masa de cada articulación, entonces se dice que se aplica menos tensión sobre músculos y ligamentos en el cuerpo humano. (Obando et al., 2017)

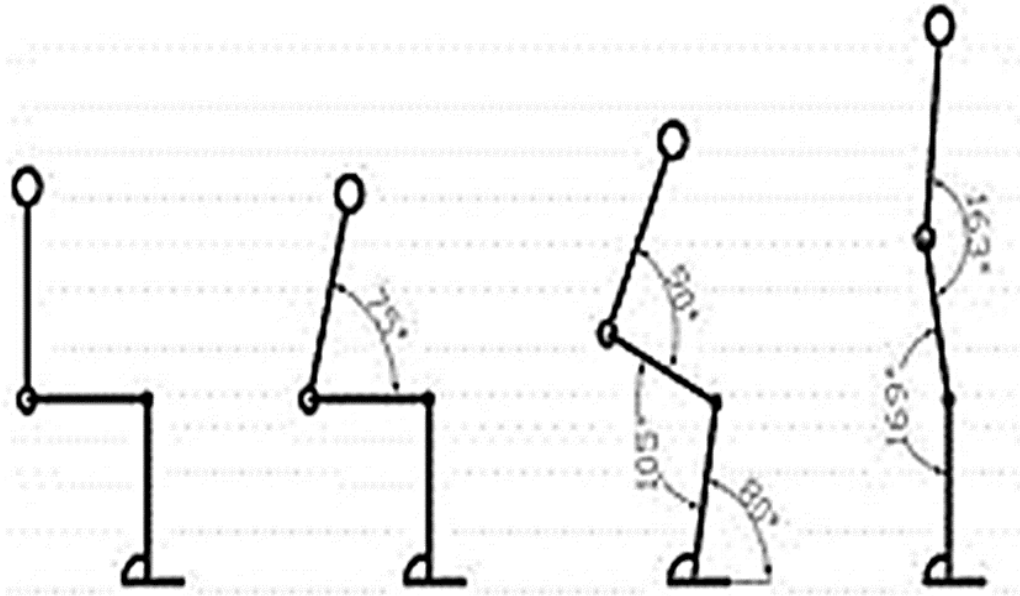


Figura 9-2. Biomecánica de la bipedestación

Fuente: Morillo y Ortiz, 2017

2.7 Trayectorias de elevación

Cuando una persona con paraplejía requiere el uso del bipedestador existen diferentes tipos de trayectorias que puede seguir el cuerpo humano y presentan cierta geometría en la fuerza de levantamiento que influyen en la carga sobre las rodillas y caderas. (Campaña et al., 2017). Se analiza dos tipos de trayectorias.

2.7.1 Trayectoria lineal

En este tipo de trayectoria y durante el levantamiento del cuerpo humano en sedestación, se ejerce una tracción oblicua, la cual está causando una alta compresión sobre el fémur y la pelvis del usuario.



Figura 10-2. Lineal

Fuente: Campaña y Barreno , 2017

2.7.2 *Trayectoria Curva*

Para la trayectoria curva se presenta una geometría variable dentro del cuerpo humano y permite que la compresión sobre las articulaciones de las rodillas y de las caderas sea relativamente modesta y soportada por el sujeto.

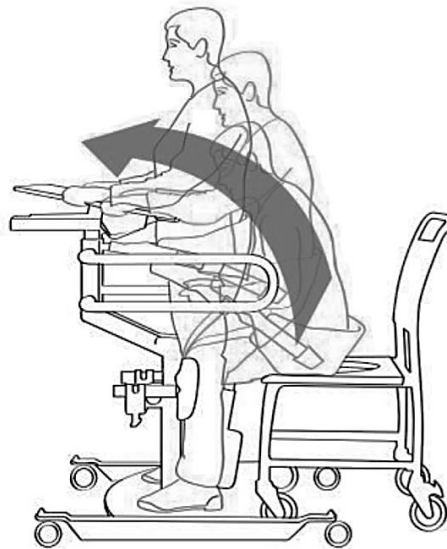


Figura 11-2. Curva

Fuente: Campaña y Barreno , 2017

2.8 **Análisis de sedestación y bipedestación**

Para la interpretación del análisis del cambio de posición de una persona con discapacidad física se considera a la rodilla como la articulación más grande del esqueleto humano, la misma que soporta la mayor parte del peso del cuerpo en posición de bipedestación, en ella se unen el fémur,

la tibia y la rótula, esta articulación presenta una superficie cóncava que se desliza sobre otra convexa alrededor de 2 ejes, existen dos cuerpos que sirven como amortiguadores entre el fémur y la tibia, denominados los meniscos femorales, desde el punto de vista morfológico la rodilla constituye la articulación encargada de la flexión y extensión de la pierna. La articulación de la rodilla realiza fundamentalmente movimientos en 2 planos perpendiculares entre sí (planos sagital y frontal), posee un fuerte aparato ligamentoso, cuya función es darle estabilidad y evitar movimientos excesivos (Obando et al., 2017)

El par máximo de extensión de la rodilla en la dinámica del movimiento tiene un valor de 0.38 N.m/kg aproximadamente (30.4 N.m para una persona de 80kg). Los miembros inferiores fueron representados como un mecanismo plano formado por eslabones simples, en el cual la articulación de la rodilla, fue considerado como eslabón crítico, también se incluyó a otros segmentos del cuerpo humano: cuello, tronco, cadera, pierna y pie, representados en forma de eslabones por efecto del movimiento que produce la silla bipedestadora, el muslo (BC) gira un ángulo de hasta 75° y el conjunto cadera (CD) y tronco, tienen un desplazamiento sobre el eje vertical como se muestra. (Obando et al., 2017)

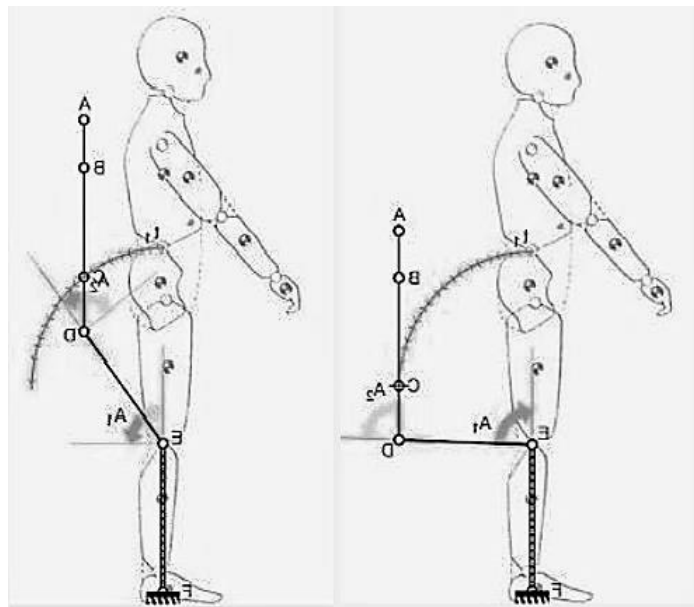


Figura 12-2. Simulación posición inicial a final

Fuente: (Obando, Flores, Barbero, Ortega, 2017)

2.8.1 Fases a bipedestación

Se puede desfragmentar el movimiento de sedestación a bipedestación en tres fases fundamentales explicada a continuación.

2.8.1.1 *Fase I*

Definiendo la fase I como la fase de inicial. En esta fase el centro de gravedad (CG) tiene un aumento en su aceleración en sentido horizontal hasta adquirir la máxima velocidad en esta dirección, es por esto que algunos autores la denominan también, como la fase de aceleración. El cuerpo humano al adquirir esta velocidad horizontal se consigue que el desplazamiento del centro de gravedad (CG) se realice hacia adelante. En la ejecución de esta fase se genera un movimiento anterior del tronco el cual reacciona en cadena generando un momento de inercia que se utilizará para elevar el centro de gravedad (CG) en la siguiente fase que es la transición del movimiento del cuerpo. (Miralles y Puig , 1998)

2.8.1.2 *Fase II*

La fase II está establecida como la de transición o despegue. En esta fase se analiza y comprende desde la máxima velocidad horizontal que alcanza el cuerpo humano junto con el centro de gravedad del mismo (CG) hasta conseguir la máxima velocidad en la vertical. Se toma en consideración el instante del despegue como aquel momento en el que el cuerpo del individuo deja de estar en contacto con el soporte o asiento, lo que ocurre aproximadamente en el 35 % del tiempo total en que se ejecuta esta maniobra de desplazamiento. En el momento del despegue la fuerza que se genera de reacción del suelo es ligeramente posterior a la reacción del centro de gravedad del cuerpo (CG), la cual está pasando por delante de las articulaciones de la cadera y el tobillo y por detrás de las rodillas, con esto lo que se le permite al cuerpo es conservar el equilibrio en sus pies. (Miralles y Puig , 1998)

2.8.1.3 *Fase III*

En esta fase III, definida como de ascenso y estabilización del cuerpo. Se comprende este concepto desde el enfoque de la máxima velocidad en la vertical del centro de gravedad del cuerpo hasta el final del movimiento, produciéndose una elevación de todo el cuerpo que desplaza verticalmente el centro de gravedad (CG) hasta estabilizarlo dentro de la nueva base de sustentación que es la base de los pies. Al generarse esta fase la velocidad de la vertical del cuerpo es negativa, por lo tanto, a esta fase se la denomina también fase de desaceleración, como se indica en la figura 13-2 la evolución de las fases de sedestación a bipedestación. (Miralles y Puig , 1998)

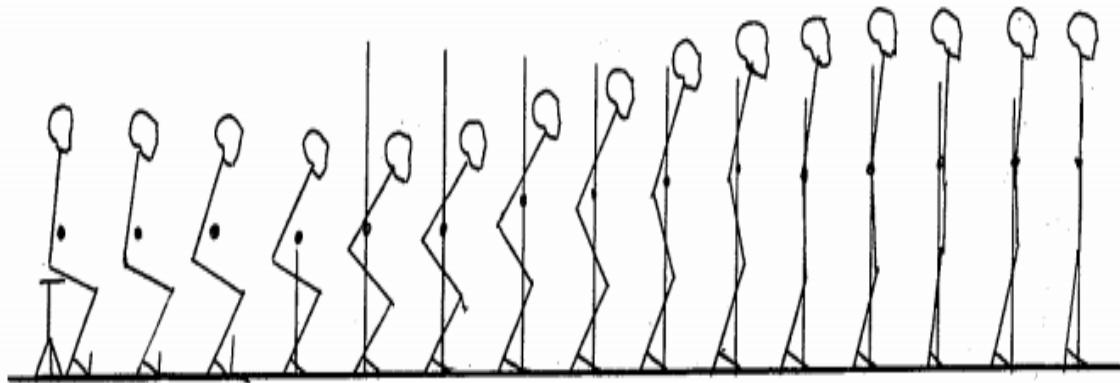


Figura 13-2. Fase de bipedestación

Fuente: Miralles y Puig , 1998

2.9 Bipedestadores

Los bipedestadores son equipos mecánicos cuya función principal es ayudar a erguir a una persona que no puede hacerlo por sí misma con el fin de evitar la pérdida de masa ósea, mejorar la circulación sanguínea, mejorar las funciones digestivas, respiratorias, renales y urinarias, permitir el uso de los miembros inferiores y generar el beneficio psicológico asociado a encontrarse a la misma altura de sus interlocutores. (Saavedra et al., 2013)

2.9.1 Tipos de bipedestadores

Con el desarrollo de la tecnología se han presentado una gran variedad de bipedestadores tales como posición supina o ventrales, en prono o dorsales. La posición supina (posición corporal acostado boca arriba) y prono son instancias intermedias que permiten al individuo acercarse a la posición de verticalidad, de tal manera que tanto la estructura ósea como muscular vayan asumiendo paulatinamente la posición vertical, Con esto el cuerpo humano por su propio peso va tomando conciencia de la posición de sí mismo en el espacio. Los bipedestadores pueden ser estáticos, móviles y/o dinámicos, los que pueden pasar de sedestación a bipedestación con fácil movilidad. (Morillo, 2014)

Actualmente se pueden encontrar varios productos que ayudan a la movilización y bipedestación de pacientes con discapacidad motora inferior, los cuales se utilizan para trabajos de fisioterapia, movilización de pacientes, o para aprovechar los beneficios de la posición erguida del ser humano. (Vernaza et al., 2018) Se detallan en el mercado diferentes configuraciones de bipedestadores que van desde rústicos dispositivos que ayudan únicamente al usuario a estar de pie, hasta modernos sistemas electrónicos con costos muy elevados. Las tipologías encontradas en el mercado ecuatoriano y tanto a nivel internacional, se especifican por poseer grandes distancias conceptuales de ingeniería y funcionalidad, aquí encontramos diferentes modelos de bipedestadores para los diferentes niveles de discapacidad física en miembros inferiores, estos

artefactos ingenieriles no reflejan realmente el perfil psicológico de las personas discapacitadas en el Ecuador, y más aún cuando se trata de una discapacidad como es la paraplejía. (Morillo, 2014)

2.9.1.1 *Camilla bipedestadora*

Para la bipedestación se puede encontrar camillas bipedestadoras utilizadas en hospitales, las cuales son accionadas manualmente por el personal de salud o por actuadores, que permiten al usuario controlar la inclinación de la camilla sin esfuerzo (Vernaza et al., 2018)



Figura 14-2. Camilla bipedestadora

Fuente: Suecia Patente n° WO 00/54722, 1999

2.9.1.2 *Liljedahl Gunnar*

Gunnar presentó el primer diseño de un sistema de ayuda para personas con discapacidad para ponerse de pie. Este invento consiste en una grúa de elevación móvil que levanta al paciente desde su silla hasta la posición de pie con un arnés tipo onda a la altura de las axilas como se aprecia en la Figura 15-2. (Saavedra et al., 2013)

2.9.1.3 *Perk Heinrich*

Perk presentó el diseño de un dispositivo ajustable a una silla de ruedas, para bipedestación que comprende un mecanismo de paralelogramo, provisto de un asiento y un respaldo anclados al mecanismo motriz y un actuador lineal dispuesto desde la base hasta la articulación del respaldo. El asiento provee el empuje necesario para mover la silla y realizar el trabajo de poner en pie a una persona con discapacidad física, también incorpora un reposapiés instalado de forma independiente a la silla, pudiéndose este instalar bajo el armazón de la silla de rueda el mecanismo de paralelogramo para ajustar según las necesidades del paciente. (Saavedra et al., 2013)

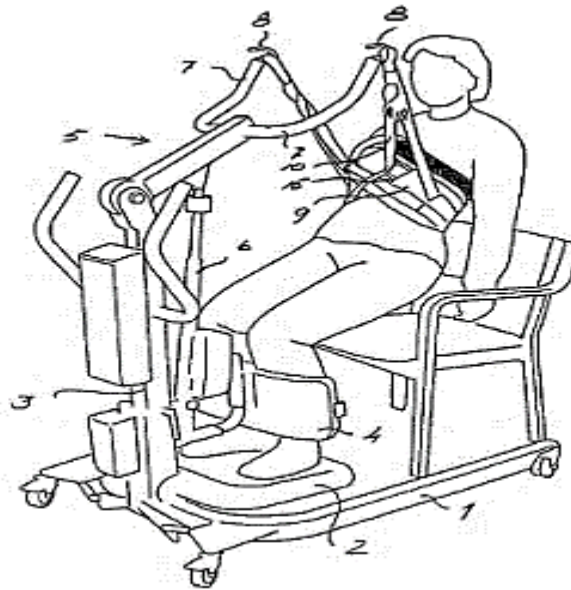


Figura 15-2. Patente Gunnar

Fuente: Suecia Patente n° WO 00/54722, 1999

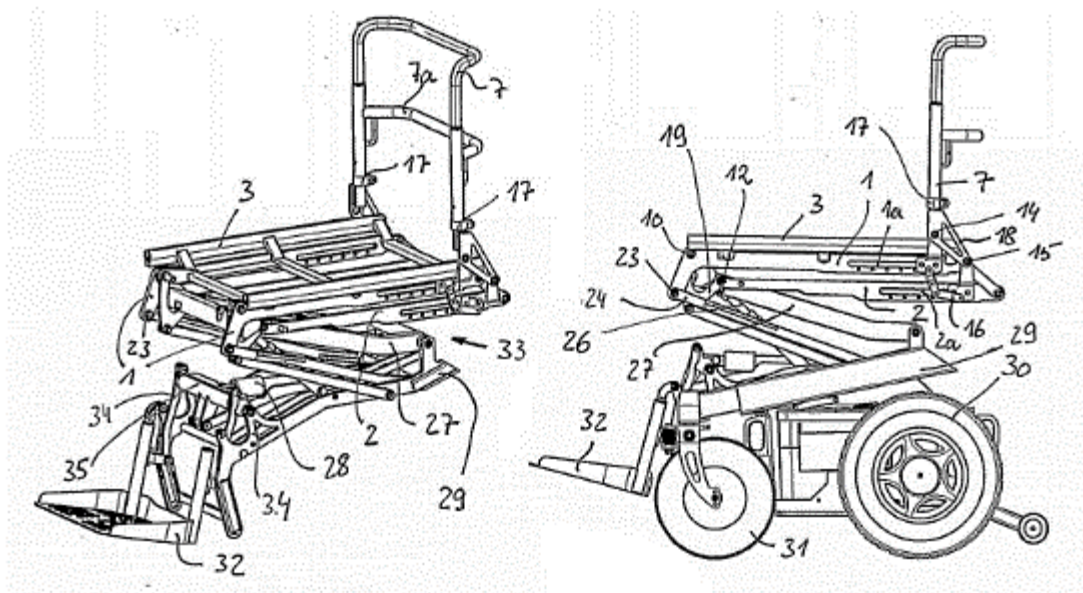


Figura 16-2. Patente Perk

Fuente: Alemania Patente n° WO 2007/016907, 2007

2.9.1.4 Hunzikier Kurt

Kurt diseñó un prototipo de silla bipedestadora para terapias de rehabilitación y reeducación física de acción hidráulica y mecanismo de paralelogramo, esto le permite llevar al paciente de posición de sedestación a un estado de pie. El dispositivo se muestra en la Figura 17-2. (Saavedra et al., 2013)

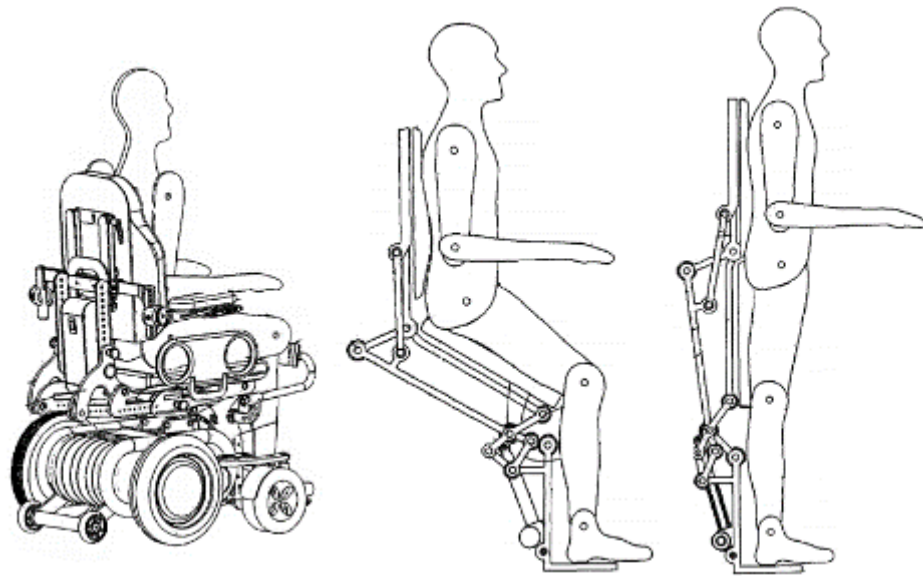


Figura 17-2. Patente Kurt

Fuente: Suiza Patente n° WO 2009/009913, 2009

2.9.1.5 Bipedestador tres posiciones

Actualmente no se puede encontrar este tipo de sillas de ruedas propulsados eléctricamente que unan estas tres posiciones en una persona discapacitada, es decir una silla de ruedas que sea capaz de adquirir la posición Sedente (silla), Bipedestación (erguida) y Decúbito (camilla), con la posibilidad de manipular la inclinación, facilitando la movilidad y manejo de personas con discapacidades motrices. Este trabajo desarrollado en la Universidad Internacional del Ecuador es un prototipo en desarrollo, el estudio se complementa con el diseño de sus mecanismos principales: Un actuador lineal, un mecanismo de paralelogramo con eslabonamiento de tijera y 3 cajas reductoras, además de su sistema de control mediante una plataforma de software libre se desarrolla un programa para realizar lecturas analógicas del módulo Joystick KY-023 que permite movimientos adelante y atrás, además, se incorpora un pulsador digital para cada posición de la silla. (Vernaza et al., 2018)

2.10 Análisis de movilidad

La marcha se define como un sistema de locomoción bípeda en los humanos, donde se suceden los periodos de apoyo monopodal y bipodal, posibilitando el desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo humano con un coste energético menor a cualquier otra forma de locomoción humana. La zancada forma parte del ciclo básico de la marcha. El análisis de las variables espacio-temporales en la marcha permiten un estudio minucioso de este modo de locomoción. Las variables espacio-temporales de la marcha, tales como la longitud, el tiempo de paso y la zancada, los tiempos de apoyo y de balanceo, así como la cadencia de pasos y la velocidad de avance según la edad del sujeto. (Cámara, 2011)

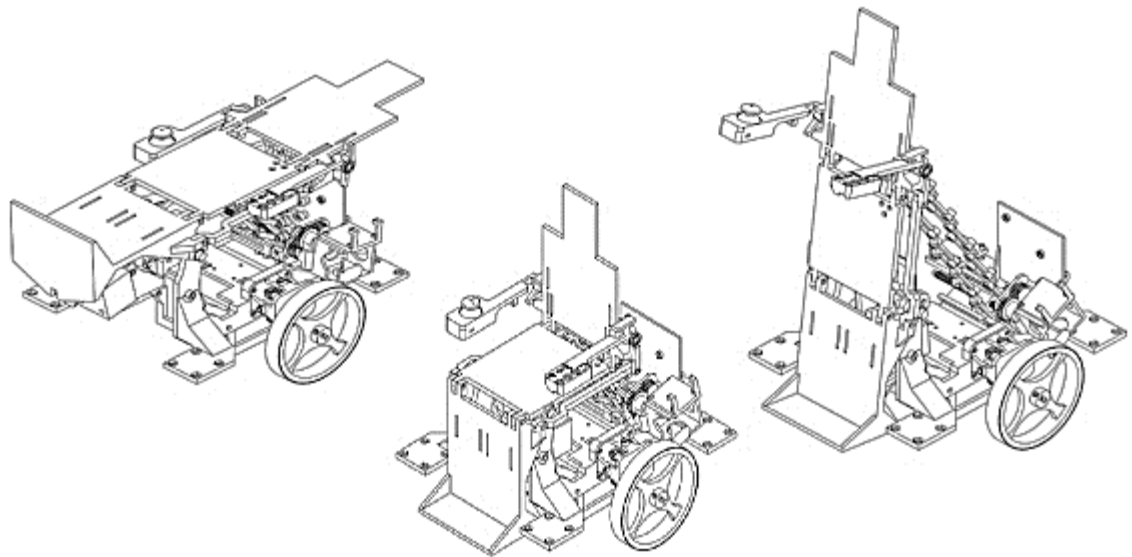


Figura 18-2. Bipedestador tres posiciones

Fuente: Vernaza, Andagoya, Quimbiulco, Parra, 2018

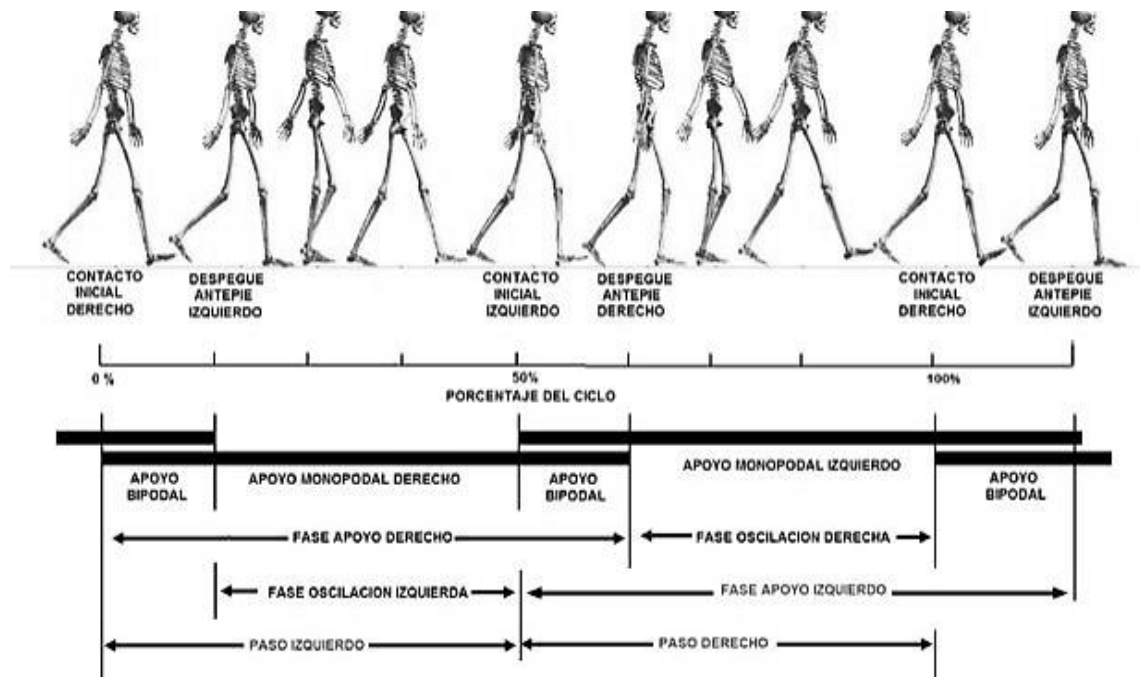


Figura 19-2. Representación gráfica de los periodos monopodal y bipodal

Fuente: Cámara, 2011

Se definen como un modo de locomoción bípedo en el cual a un periodo de doble apoyo le sigue uno de apoyo monopodal, mientras el miembro inferior contrario se balancea hacia adelante. Una zancada está comprendida por dos intervalos de apoyo bipodal y dos de apoyo monopodal, uno por cada pie. La zancada derecha empieza con el contacto inicial del pie derecho con el suelo y termina con el contacto inicial consecutivo del pie derecho con el suelo. (Cámara, 2011)

2.10.1 Variables espacio-temporales

2.10.1.1 Espontánea

Este término se define como la velocidad que adquiere un sujeto cuando anda con naturalidad, sin que se le haya impuesto ninguna velocidad predeterminada, partiendo del reposo. En esta velocidad el consumo energético es mínimo que a cualquier otra velocidad que pueda tener el cuerpo humano y es la condición estable para el diseño y la tabulación de este parámetro. Velocidades mayores y menores que la espontánea también son habituales en los estudios biomecánicos. En estos casos se pide a los sujetos que anden más rápido y/o más lento de su velocidad espontánea. (Morillo, 2014)

Se establecen rangos de esta velocidad por grupos de edad como se indica.

Tabla 2-2: Rangos de velocidad

Edad	Velocidad (m/s)
13 - 14	0,95 - 1,67
15 - 17	1,03 - 1,75
18 - 49	1,10 - 1,82
50 - 64	0,96 - 1,68

Fuente: Morillo S. , 2014

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

2.11 Características técnicas en el traslado de discapacitados

Los equipos móviles comienzan su diseño con las necesidades de los usuarios, considerando su peso, altura, seguridad y comodidad, Todos estos parámetros basados en la normativa UNE-EN ISO 10535: 2006 "Grúas para el traslado de personas con discapacidad, requisitos y métodos de ensayo" (Terán et al., 2020)

2.11.1 Parámetros diseño

La estructura del prototipo debe adaptarse al peso medio de la población mundial de 62 kg. Sin embargo, la norma ISO 10535: 2006 sugiere establecer el diseño para soportar un peso de 120 kg, este concepto se toma para tolerar mejor la carga viva asegurando el correcto funcionamiento del equipo (Terán et al., 2020)

Tabla 3-2: Parámetros de diseño

Parámetros	Valores
Velocidad lineal	0.25 m/s
Carga viva CG	120 kg
Fuerza cilindro máximo	1500 N

Fuente: Terán, Arteaga, Chiluisa, Pérez, 2020

Realizado por: Herrera, Mario, 2020



Figura 20-2. Carga viva en el centro de gravedad

Realizado por: Herrera Mario, 2020

2.11.2 *Parámetros dimensionales*

Las dimensiones que rige esta norma se especifican en la tabla. Para obtener la adaptabilidad del equipo al percentil variable de los usuarios, el concepto utilizado para resolver este problema es el uso de un sistema de correas ajustables que se adapte al beneficiario a su comodidad. La norma ISO 21542: 2012 determina que el ancho del corredor es de 800 mm a 1500 mm, ya que el ancho externo máximo por debajo de la norma asegura que el equipo podrá moverse y maniobrar fácilmente por instalaciones que cumplan con esta norma (Terán et al., 2020)

Tabla 4-2: Parámetros dimensionales de referencia

Ítem	Dimensión (mm)
a	~ 700
b	~ 246
c	~ 700
d	~ 450
e	~1445
f	~ 400
g	~ 900
h	~ 1200

Fuente: Terán, Arteaga, Chiluisa, Pérez, 2020

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

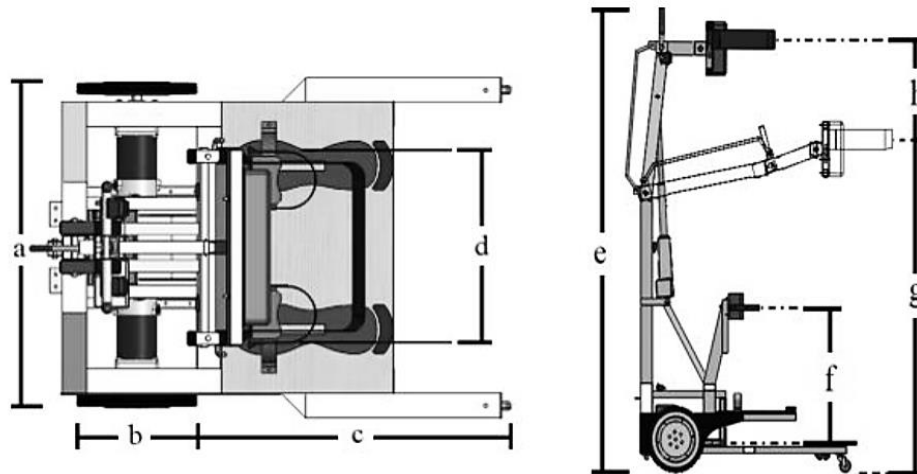


Figura 21-2. Dimensiones generales

Fuente: Terán, Arteaga, Chiluisa, Pérez, 2020

2.12 Método de diseño

La metodología de diseño concurrente dentro de la ingeniería mecánica es una aplicación sistemática para un diseño integrado de los parámetros de especificaciones del cliente o de la demanda de un producto en específico, anclado al proceso industrial del producto y de su respectivo proceso de fabricación de evolución y de servicio al consumidor. Se procura que los encargados del desarrollo de un dispositivo o producto desde su principio, tengan en cuenta todos los elementos del ciclo de vida del producto (CVP), todo esto basándose desde el diseño conceptual hasta su disponibilidad, incluyendo calidad, costo y necesidad de los usuarios. Satisfaciendo la demanda y la delimitación sectorial. (Salazar , 2019)

2.12.1 Etapas de diseño

- Etapa 1 es la definición del producto, por medio de una recopilación de información se trata de proponer y buscar soluciones a los problemas que se presentan en el producto. Por tal motivo se utiliza el QFD el cual toma en cuenta las necesidades del usuario (voz del usuario) y un criterio ingenieril (voz del ingeniero) para realizar un análisis de estos requerimientos que se deben dar al producto y obtener cuales serían los que se debe enfocar el diseño.
- Etapa 2 es el diseño conceptual del producto, primero se genera un análisis funcional en el cual se visualiza de forma general el procedimiento del producto para después ir a un análisis modular el cual se subdivide en módulos para ir analizando de una forma más específica las acciones que tiene el producto y generar alternativas que den solución a estos módulos y seleccionar la solución más adecuada y precisa.
- Etapa 3 es el diseño de materialización en donde se procede a la validación de los elementos del producto mediante los cálculos respectivos y a su vez su simulación respectiva, además se da alternativas para la construcción y modelado.

- Etapa 4 es el diseño de detalle en donde se detalla de forma más precisa los elementos y se genera los planos de cada uno de ellos para proceder con la construcción de la máquina.

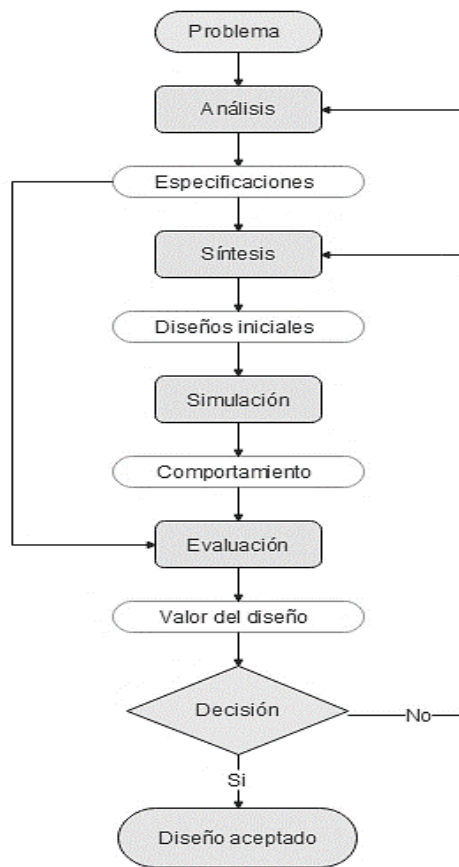


Figura 22-2. Algoritmo de diseño concurrente

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

CAPÍTULO III

3. MARCO METODOLÓGICO

3.1 Metodología del diseño

Como base de esta investigación se tiene el diseño concurrente como se detalló en el capítulo dos, esto permite obtener un producto óptimo y detallado de cada una de las características que debe satisfacer el desarrollo de este mecanismo, esto basado en los procesos de evolución del diseño del mecanismo bipedestador en cada una de sus etapas. La metodología implementada para el diseño, simulación y construcción del mecanismo bipedestador de la silla de ruedas se detalla en la figura 1-3.

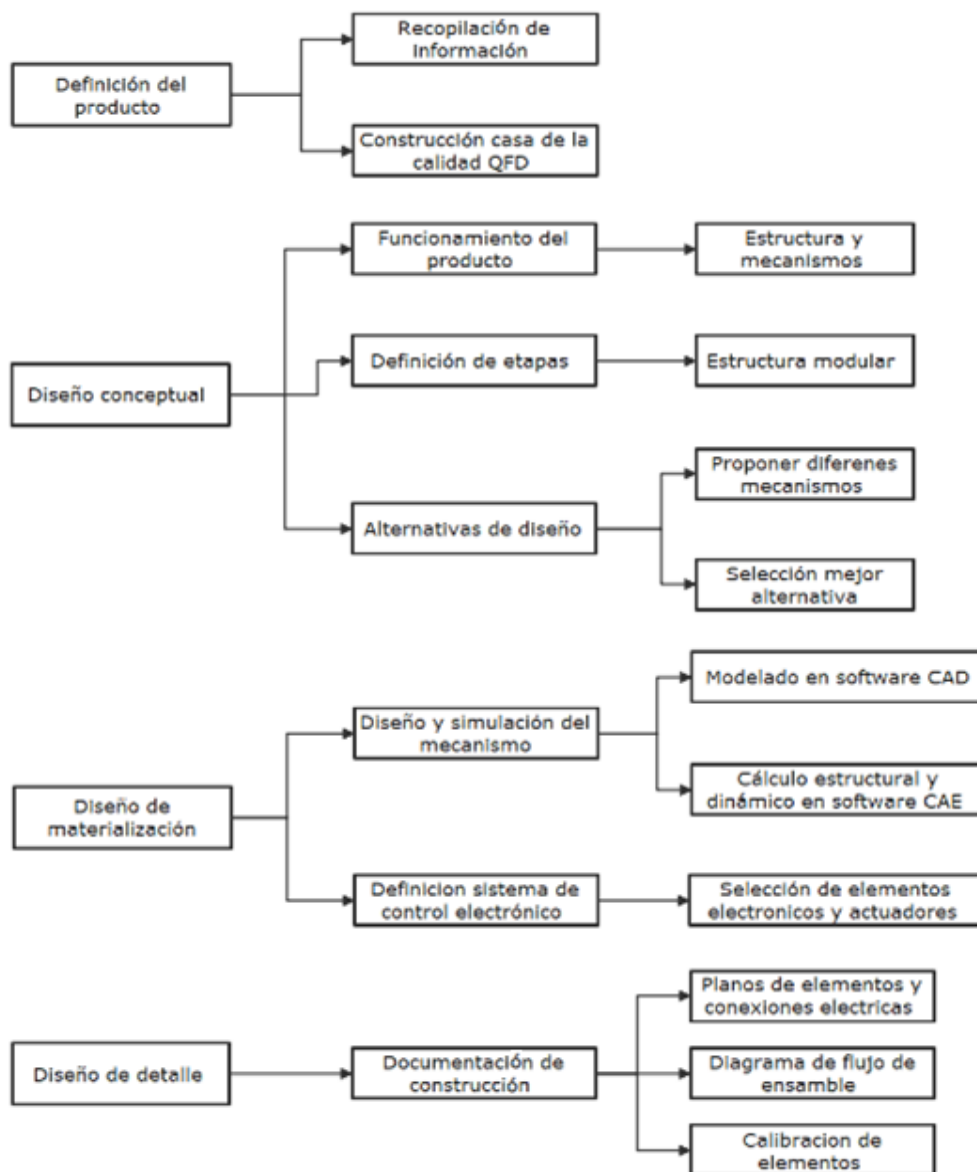


Figura 1-3. Método de diseño

Realizado por: Herrera Mario, 2020

3.2 Definición del producto

Basado en la revisión de la literatura del capítulo dos del presente proyecto en el cual se especifica características del cuerpo humano en el cambio de postura entre sedestación a bipedestación y de las diferentes referencias de prototipos de bipedestadores que existen en la industria en la actualidad. Esto junto a los detalles referentes a la norma UNE-EN ISO 10535: 2006 "Grúas para el traslado de personas con discapacidad, requisitos y métodos de ensayo", permite generar parámetros a evaluar en el desarrollo de la función de la casa de la calidad.

3.2.1 Función casa de la calidad

La aplicación de este método posibilita una conexión entre el consumidor y el ingeniero, aportando las necesidades del usuario con las características técnicas que define el ingeniero, con esto proponer alternativas de solución creando un producto vanguardista que cumpla con las necesidades del consumidor.

3.2.1.1 Voz del usuario

De las referencias citadas en este documento se establece las siguientes necesidades del cliente.

Demandas básicas

- Económica
- Segura
- Fácil manejo
- Fácil mantenimiento

Demandas de diseño

- Liviana
- Resistente
- Estable
- Ajustable
- Fácil movilidad
- Buen diseño

3.2.1.2 Voz del ingeniero

Bajo las condiciones citadas del usuario se establece las especificaciones ingenieriles generales del prototipo.

- Dimensiones

Esta característica de diseño es una de las más importantes ya que debe cumplir con las condiciones de estabilidad y confort para el usuario.

- Ergonomía

Requisito de diseño que permita al usuario tener confort y maniobrabilidad del prototipo, mejorando las condiciones físicas del usuario.

- Materiales

Selección de materiales y geometría óptimos para el diseño, satisfaciendo los factores de seguridad para este tipo de máquinas, además de asegurarse la existencia en el mercado nacional.

- Estructura

La estructura bipedestal ajustable permite modificaciones en su sistema para acoplarse a las características de la persona.

- Actuadores

Referente al sistema de potencia, donde se analizará tanto para el movimiento lineal del prototipo como para el cambio de posición de sedestación a bipedestación del usuario.

- Tiempo de uso

El tiempo estimado de uso del bipedestador por usuario es de una hora al día, por lo que al estimar un tiempo promedio se podrá realizar la correcta selección del sistema mecánico, eléctrico y de control. (Campana Olmos , y otros, 2017)

- Resistencia

En el capítulo dos se establece el peso bajo norma que debe soportar el bipedestador, lo que permite diseñar una estructura estable para dicho peso junto con los sistemas de control y potencia.

- Sistema de control

Permite controlar el sistema de potencia del prototipo, tomando en cuenta los diferentes dispositivos electrónicos de control para el sistema de bipedestación influyendo en el costo y funcionalidad del prototipo.

- Manufactura

Optimizando los procesos de construcción y ensamble del prototipo basado en la tecnología existente en el país, siendo factible su construcción y precio.

- Mecanismos

Detalle de diseño que optimice la dinámica del prototipo, mejorando la calidad del mismo en su estructura, economía y ergonomía.

En la figura 25-3 se presenta la casa de la calidad.

3.2.2.1 *Dimensiones*

Este parámetro pondera como uno de los más importantes en el diseño del prototipo, se debe satisfacer las condiciones de ergonomía y dimensiones generales que se establecen en la norma para el transporte de personas con paraplejia, como se detalla en la Tabla 4-2.

3.2.2.2 *Materiales*

La selección de los materiales dependerá de sus características y precio, dentro del mercado nacional para este tipo de prototipo tenemos entre el acero estructural y el aluminio como principales opciones de diseño

3.2.2.3 *Estructura*

Basados en los factores de seguridad para este tipo de prototipos se definirá una estructura idónea, se configurará la geometría de los elementos estructurales y el diseño en general que tomará el prototipo.

3.2.2.4 *Mecanismo*

El mecanismo para el cambio de postura tiene varias opciones, un mecanismo hidráulico, eléctrico o un mecanismo mecánico, basados en las dimensiones y precio de los elementos se seleccionará la opción más optima, esto también influenciará en el sistema electrónico de control de los elementos actuadores.

3.3 Diseño conceptual

Para el desarrollo de esta parte del diseño se especifica los módulos funcionales y modulares, además se propone soluciones a las alternativas propuestas para el prototipo, esto mediante un análisis de criterios ponderados.

3.3.1 *Evaluación de la estructura funcional*

La evaluación de esta estructura genera un conocimiento básico y general del algoritmo secuencial que posee el prototipo para su funcionamiento, detallando las señales de entrada, su transformación y la salida que genera este proceso, esta evaluación es la base para realizar el análisis de la estructura modular del prototipo.

La estructura funcional del prototipo es la siguiente:

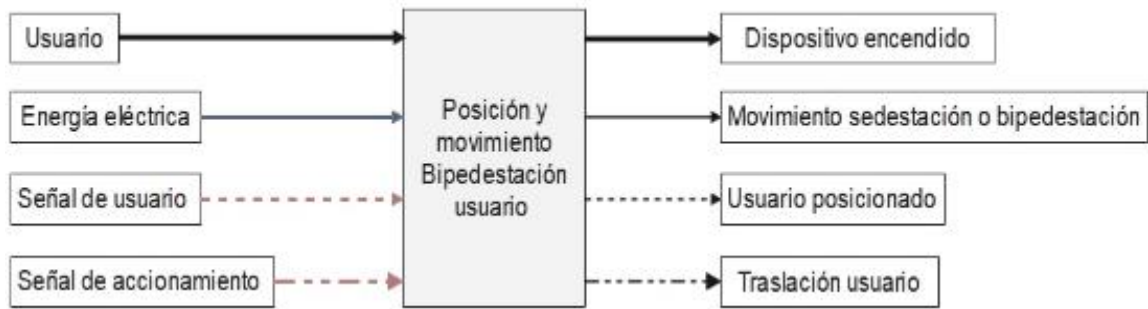


Figura 2-3. Caja negra prototipo bipedestador

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.3.2 Evaluación de la estructura modular

En esta etapa de estructura modular se conoce de manera más detallada cada uno de los procesos existentes en el prototipo y su aplicación en el algoritmo de funcionamiento, se especificará los módulos del prototipo que permitirán el control, traslado y cambio de posición del usuario, por lo que generaremos algunas soluciones para cada uno de ellos.

3.3.2.1 Nivel I

Para este nivel se presenta de forma general el algoritmo secuencial que realiza el prototipo para su ejecución, como se detalla en la figura 3-3.

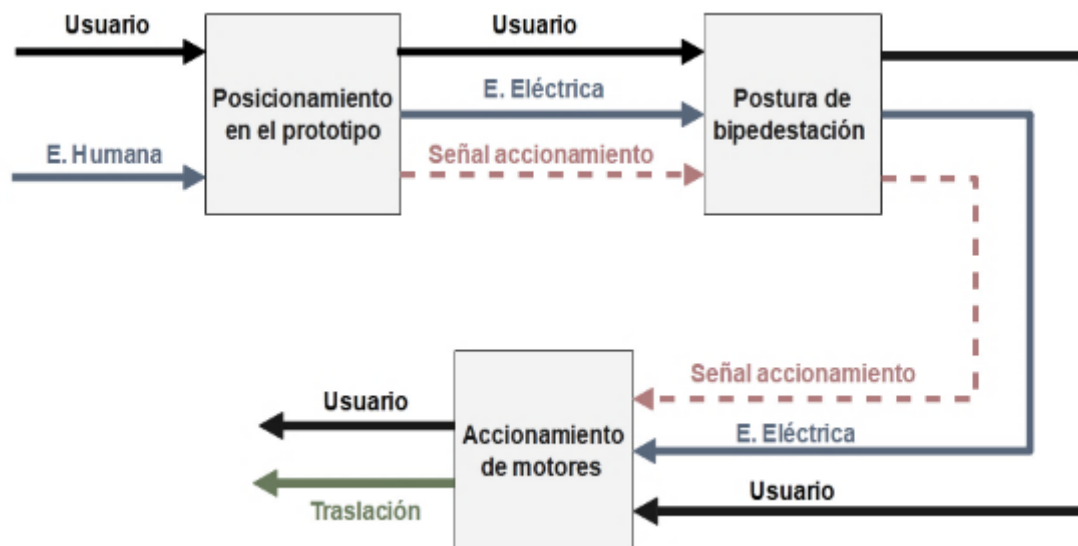


Figura 3-3. Nivel I generalizada

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.3.2.2 Nivel II

El nivel dos se detalla las operaciones de manera precisa del prototipo bipedestador, por consiguiente, dividiremos en tres módulos que permita analizar y elegir de manera óptima la mejor alternativa de solución para el prototipo.

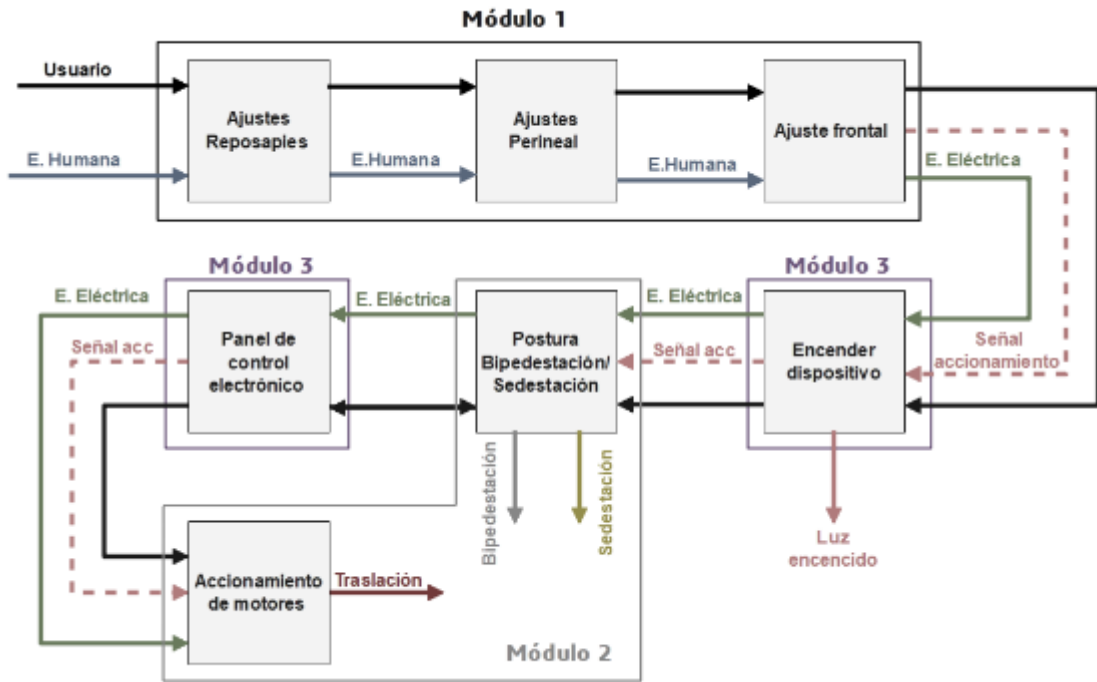


Figura 4-3. Nivel II módulos

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.3.3 Alternativas de solución módulo 1

El módulo uno referente a la fase inicial del uso del bipedestador se ha definido en tres secciones importantes que el usuario debe realizar en esta etapa, estos se definieron como: ajuste de los reposapiés, ajuste del asiento, fijación frontal, a continuación, se plantean soluciones las cuales serán evaluadas aplicando QFD, seleccionaremos la mejor alternativa de solución como se indica.

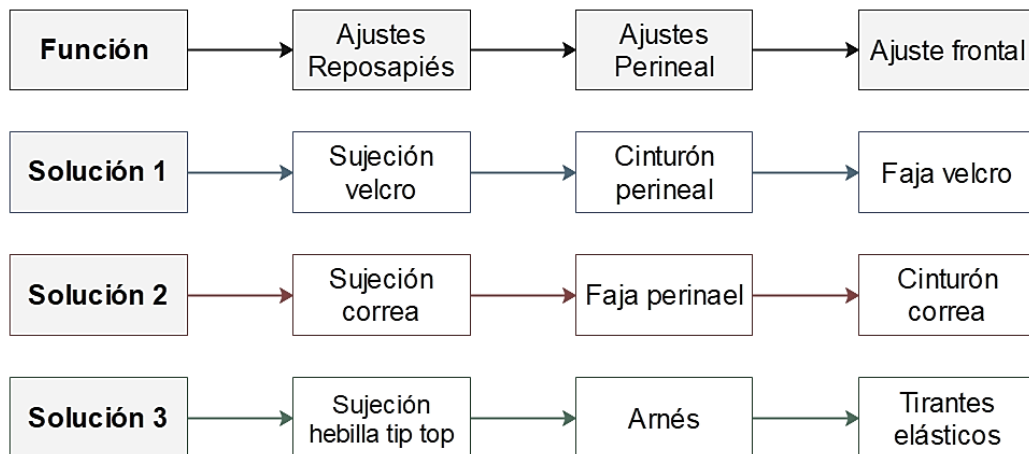


Figura 5-3. Soluciones módulo 1

Realizado por: Herrera Mario, 2020

3.3.3.1 Ajuste reposapiés

El ajuste del reposapiés es uno de los puntos de seguridad del prototipo y se presenta algunas alternativas para el control de este sistema.

Tabla 1-3: Alternativas ajuste reposapiés

Ajuste Reposapiés	Sujeción velcro	Ventajas	Seguridad Costo Versatilidad
		Desventajas	Desgaste Acumula suciedad
	Sujeción correa	Ventajas	Resistente Transpirable Dúctil
		Desventajas	Elasticidad Daño en la piel Desgaste
	Sujeción hebilla tip top	Ventajas	Seguridad Costo Fuerza
		Desventajas	Frágil Incomodidad Dimensiones

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.3.3.2 Ajuste perineal

Ajuste colocado en la espalda baja y glúteos del usuario permite el soporte del centro de gravedad del cuerpo humano.

Tabla 2-3: Alternativas ajuste perineal

Ajuste Perineal	Cinturón perineal	Ventajas	Seguridad Ergonómico Ajustable
		Desventajas	Desgaste Mantenimiento
	Faja perineal	Ventajas	Seguridad Ajustable Resistente
		Desventajas	Elasticidad Costo
	Arnés	Ventajas	Transpirable Resistente Flexible
		Desventajas	Frágil Incomodidad Daños a la piel

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.3.3.3 Ajuste frontal

Tabla 3-3: Alternativas ajuste frontal

Ajuste Frontal	Faja velcro	Ventajas	Resistencia Costo Versatilidad
		Desventajas	Desgaste Limpieza
	Cinturón correa	Ventajas	Durabilidad Ajustable Resistente
		Desventajas	Elasticidad Costo Mantenimiento
	Tirantes elásticos	Ventajas	Resistente Flexible
		Desventajas	Frágil Incomodidad Costo

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.3.4 Evaluación de soluciones módulo 1

Definidas las alternativas de solución para el módulo 1, se plantea su respectiva evaluación referenciando los siguientes parámetros:

- Costo
- Ergonomía
- Seguridad

A continuación, se presenta las tablas de ponderaciones para cada alternativa de solución.

Tabla 4-3: Análisis criterios módulo 1

	Costo	Ergonomía	Seguridad	$\Sigma+1$	Ponderación
Costo		0,5	0,5	2	0,286
Ergonomía	0,5		1	2,5	0,357
Seguridad	0,5	1		2,5	0,357
				Total	7
					1

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Tabla 5-3: Análisis para costos

Costo	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		1	0,5	2,5	0,385
Sol 2	0,5		0,5	2	0,308
Sol 3	0,5	0,5		2	0,308
Total				6,5	1,000

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Tabla 6-3: Análisis de ergonomía

Ergonomía	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		0,5	0,5	2	0,333
Sol 2	1		0,5	2,5	0,417
Sol 3	0	0,5		1,5	0,250
Total				6	1,000

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Tabla 7-3: Análisis de seguridad

Seguridad	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		1	0,5	2,5	0,417
Sol 2	0,5		0,5	2	0,333
Sol 3	0	0,5		1,5	0,250
Total				6	1,000

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Tabla 8-3: Resultados de análisis módulo 1

Conclusión	Costo	Ergonomía	Seguridad	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1	0,110	0,119	0,149	1,378	0,344
Sol 2	0,088	0,149	0,119	1,356	0,339
Sol 3	0,088	0,089	0,089	1,266	0,317
Total				4	1

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Basados en el análisis de la tabla 8-3 se tiene que la solución más favorable para esta etapa corresponde a la solución 1.



Figura 6-3. Solución módulo 1

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.3.5 Alternativas de solución módulo 2

El módulo dos referente a la fase de potencia del bipedestador se ha definido en dos secciones, estas se definieron como: el sistema de bipedestación y sedestación que permite al usuario generar el cambio de posición y el sistema de movilidad que permite al usuario transportarse en cualquier dirección, se plantean soluciones mostradas en la figura 7-3 y seleccionaremos la mejor alternativa de ponderación.

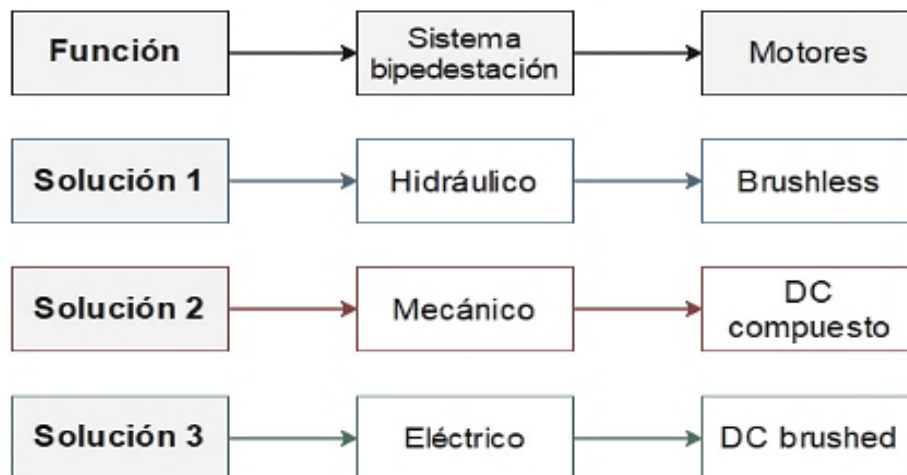


Figura 7-3. Soluciones módulo 2

Realizado por: Herrera Mario, 2020

3.3.5.1 Sistema de bipedestación

Este es el sistema de diseño principal en el prototipo, el cual permitirá al usuario el cambio en su posición de sedeste a bípedo, lo cual ocurre mediante un mecanismo de potencia que transforme su recorrido lineal en angular.

Tabla 9-3: Alternativas sistema de bipedestación

Sistema de bipedestación	Sistema Hidráulico	Ventajas	Transmisión de fuerza Eficiencia Precisión
		Desventajas	Alto costo Mantenimiento Sistema de control
	Sistema Mecánico	Ventajas	Recorrido lineal Costo Disponibilidad
		Desventajas	Desgaste Poco eficiente Mantenimiento constante
	Sistema Eléctrico	Ventajas	Alta eficiencia Potencia Seguridad
		Desventajas	Mantenimiento Disponibilidad

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.3.5.2 Sistema de movilidad

El sistema de movilidad conformado por los motores de tracción que darán el libre movimiento al prototipo controlados por el usuario, se permitirá el cambio de dirección y la regulación de la velocidad del sistema.

Tabla 10-3: Alternativas sistema de movilidad

Sistema de movilidad	M. Brushless	Ventajas	Menor peso Estanqueidad Altas RPM
		Desventajas	Costo Controlador electrónico
	M. DC compuesto	Ventajas	Altas RPM Disponibilidad Eficiencia
		Desventajas	Desgaste Costo Mantenimiento
	M. DC Brushed	Ventajas	Mayor eficiencia Alto torque Controlador electrónico
		Desventajas	Batería Desgaste

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.3.6 Evaluación de soluciones módulo 2

Definidas las alternativas de solución para el módulo 2, se plantea su respectiva evaluación referenciando los siguientes parámetros:

- Costo
- Eficiencia
- Torque
- Disponibilidad

A continuación, se presenta las tablas de ponderaciones para cada alternativa de solución.

Tabla 11-3: Análisis criterios módulo 2

	Costo	Eficiencia	Torque	Disponibilidad	$\Sigma+1$	Ponderación
Costo		0,5	1	0,5	3	0,273
Eficiencia	0,5		1	0,5	3	0,273
Torque	1	1		0	3	0,273
Disponibilidad	0,5	0,5	0		2	0,182
				Total	11	1,000

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Tabla 12-3: Análisis para costos

Costo	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		0,5	0,5	2	0,286
Sol 2	0,5		0,5	2	0,286
Sol 3	1	1		3	0,429
			Total	7	1,000

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Tabla 13-3: Análisis de eficiencia

Eficiencia	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		1	1	3	0,400
Sol 2	0,5		0,5	2	0,267
Sol 3	0,5	1		2,5	0,333
			Total	7,5	1,000

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Tabla 14-3: Análisis de torque

Torque	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		0,5	0,5	2	0,286
Sol 2	0,5		0,5	2	0,286
Sol 3	1	1		3	0,429
			Total	7	1,000

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

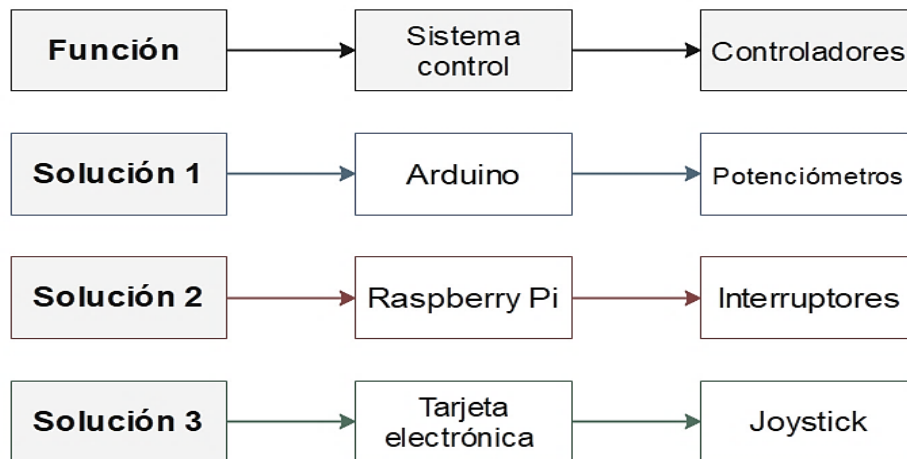


Figura 9-3. Soluciones módulo 3

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.3.7.1 Sistema de control electrónico

Sistema electrónico que permite el proceso de las señales eléctricas que induce el usuario para la respectiva ejecución de los actuadores que posee el prototipo.

Tabla 17-3: Alternativas Sistema de control

Sistema de control electrónico	Arduino	Ventajas	Tamaño Costo Controladores
		Desventajas	Capacidad Eficiencia
	Raspberry Pi	Ventajas	Capacidad Drivers Versatilidad
		Desventajas	Accesibilidad Costo Lenguaje de programación
	Tarjeta electrónica	Ventajas	Resistente Sin programación
		Desventajas	Disponibilidad Conexiones

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.3.7.2 Controladores

Los controladores electrónico permiten el control de la máquina por el usuaría transfieren las señales digitales hacia la placa controladora para procesar y generar el movimiento de los actuadores según lo propicie el usuario.

Tabla 18-3: Alternativas de controladores

Controladores	Potenciómetros	Ventajas	Fácil conexiones Costo Capacidad
		Desventajas	Desgaste Ruido
	Interruptores	Ventajas	Costo Disponibilidad Conexiones
		Desventajas	Señal binaria Resistencia
	Joystick	Ventajas	Capacidad Regulación Costo
		Desventajas	Disponibilidad Mantenimiento

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.3.8 Evaluación de soluciones módulo 3

Para el análisis de estas alternativas de solución para el módulo 3, se plantea su respectiva evaluación referenciando los siguientes parámetros:

- Costo
- Lenguaje de programación
- Operatividad
- Disponibilidad

A continuación, se presenta las tablas de ponderaciones para cada alternativa de solución.

Tabla 19-3: Análisis criterios módulo 3

	Costo	Lenguaje programación	Operatividad	Disponibilidad	$\Sigma+1$	Ponderación
Costo	1	0,5	0,5	0,5	3	0,300
Lenguaje programación	1	1	0,5	0	2,5	0,250
Operatividad	0,5	0,5	1	0,5	2,5	0,250
Disponibilidad	0,5	0	0,5	1	2	0,200
					Total	10
						1,000

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Tabla 20-3: Análisis para costos

Costo	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		1	0,5	2,5	0,333
Sol 2	0,5		0,5	2	0,267
Sol 3	1	1		3	0,400
Total				7,5	1,000

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Tabla 21-3: Análisis lenguaje de programación

Lenguaje programación	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		0,5	0,5	2	0,286
Sol 2	0,5		0,5	2	0,286
Sol 3	1	1		3	0,429
Total				7	1,000

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Tabla 22-3: Análisis de operatividad

Operatividad	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		1	0,5	2,5	0,357
Sol 2	1		0,5	2,5	0,357
Sol 3	0,5	0,5		2	0,286
Total				7	1,000

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Tabla 23-3: Análisis de disponibilidad

Disponibilidad	Sol 1	Sol 2	Sol 3	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1		0,5	0,5	2	0,286
Sol 2	0,5		0,5	2	0,286
Sol 3	1	1		3	0,429
Total				7	1,000

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Tabla 24-3: Resultados de análisis módulo 3

Conclusión	Costo	Lenguaje programación	Operatividad	Disponibilidad	$\Sigma+1$	Ponderación
Sol 1	0,100	0,071	0,089	0,057	1,318	0,329
Sol 2	0,080	0,071	0,089	0,057	1,298	0,324
Sol 3	0,120	0,107	0,071	0,086	1,384	0,346
Total					4	1,000

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Con el análisis de ponderación establecida en la tabla 24-3, se concluye que la alternativa de solución más óptima para el sistema de control electrónico del prototipo es la definida en la solución 3.



Figura 10-3. Solución módulo 3

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.4 Diseño de materialización

Para el diseño de materialización se presenta un modelo general del prototipo bipedestador desarrollado en el software SolidWorks y su mecanismo de movimiento, en este modelado se realiza los diferentes análisis de diseño implementados para esta investigación como son: análisis dinámico y el análisis estructural, este último mediante su correspondiente simulación en el software ANSYS, con esto se seleccionará los elementos estructurales para el óptimo funcionamiento del prototipo.

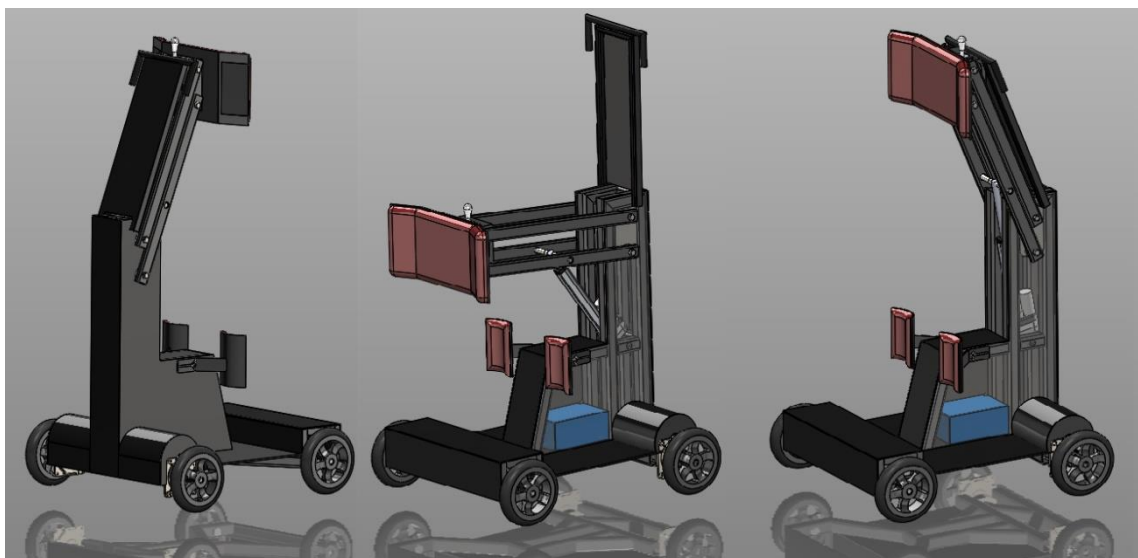


Figura 11-3. Prototipo

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.4.1 *Análisis dinámico*

3.4.1.1 *Comportamiento humano*

La definición de los movimientos que debe tener el cuerpo humano en su cambio de posición permitirá definir las configuraciones iniciales del mecanismo de 4 barras, se indica que la trayectoria que sigue el cuerpo simula a un recorrido curvilíneo del mismo y es la consideración inicial de diseño, por consiguiente, con las medidas antropométricas iniciales detalladas en el capítulo dos tenemos como referencia las distancia que debe tener el mecanismo de 4 barras, referenciando la LB y AB. También se indica que el abdomen sigue en toda su trayectoria una posición de verticalidad, que es la segunda condición de diseño del mecanismo.

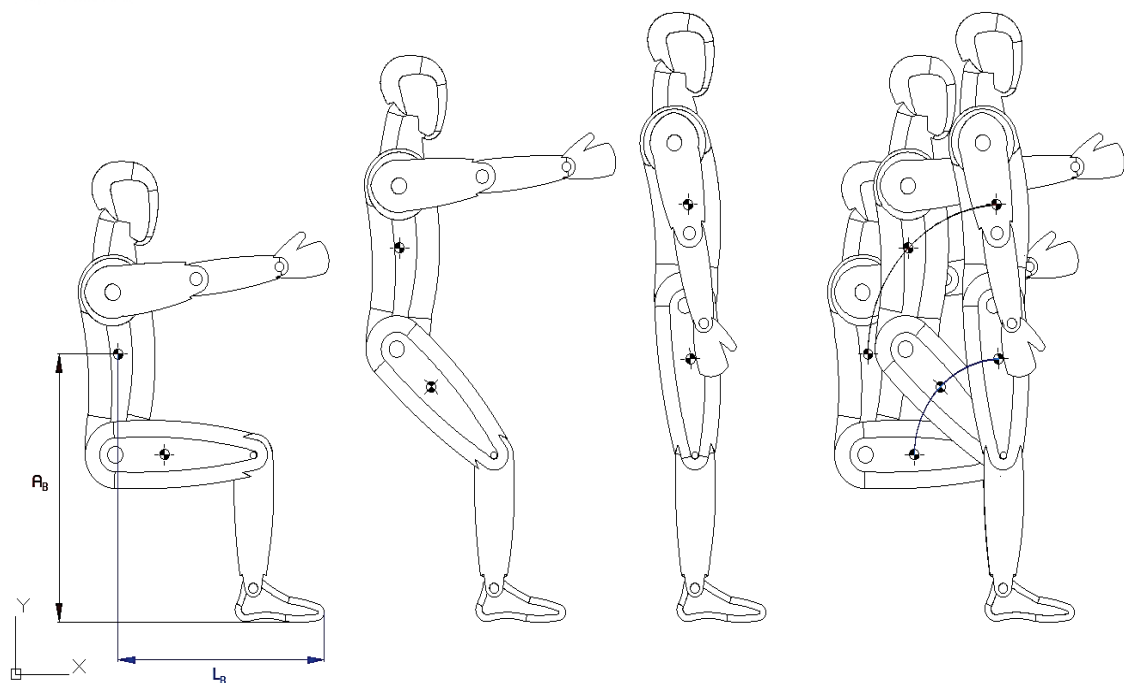


Figura 12-3. Comportamiento humano

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.4.1.2 *Análisis mecanismo bipedestador*

La propuesta de diseño impuesta para este prototipo está basada en un mecanismo de 4 barras con un actuador lineal que permita el cambio de posición de sedeste a bípedo al usuario, en esta etapa se analizará su traslación óptima, y sus configuraciones que interviene en el sistema.

– **Grados de libertad**

El grado de libertad es el número de entradas independientes requeridas para posicionar con exactitud todos los eslabones de un mecanismo con respecto al suelo. También se puede definir como el número de actuadores necesarios para operar el mecanismo. (Myszka , 2012). Basados en la ecuación de Gruebler se tiene:

$$M = 3(n - 1) - 2j_p - j_h$$

Donde:

- n = número total de eslabones en el mecanismo
- j_p = número total de uniones principales (uniones de pernos o de correderas)
- j_h = número total de uniones de orden superior (uniones de levas o engranes)

En la figura 14-3 se muestra los eslabones que componen el mecanismo.

$$M = 3(6 - 1) - 2(6) - 1$$

$$M = 2$$

Se tiene un mecanismo de dos grados de libertad por el actuador lineal y el mecanismo de 4 barras en sincronismo.

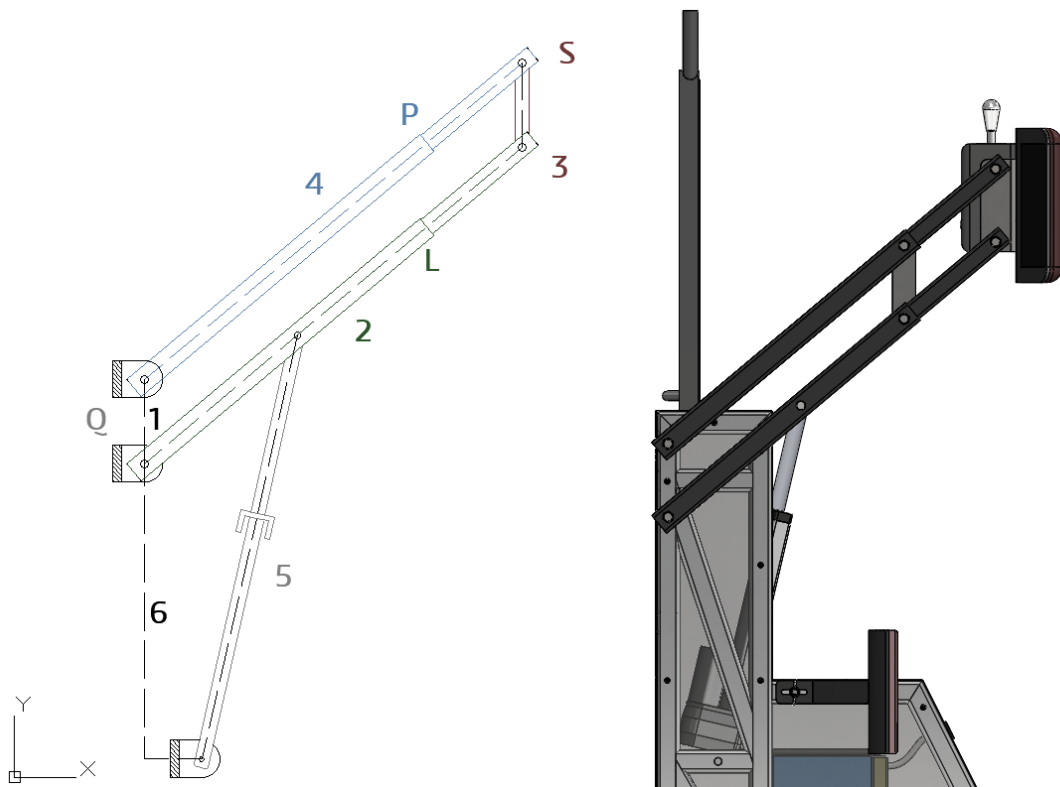


Figura 13-3. Esquema simplificado del mecanismo bipedestador

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

- Condición de Grashof

La sencillez es la marca de un buen diseño. La menor cantidad de partes que puede realizar el trabajo en general será la solución menos cara y más confiable. Por lo tanto, el eslabonamiento de cuatro barras deberá estar entre las primeras soluciones a problemas de control de movimiento. La condición de Grashof es una relación muy simple que predice el comportamiento de rotación

o rotabilidad de las inversiones de un eslabonamiento de cuatro barras basado sólo en las longitudes de los eslabones. (Norton , 2009)

Sea:

S = longitud del eslabón más corto

L = longitud del eslabón más largo

P = longitud de un eslabón restante

Q = longitud de otro eslabón restante

Luego si:

$$S + L \leq P + Q$$

Para el caso del prototipo se tiene los siguientes valores de configuración

$$95 \text{ mm} + 555 \text{ mm} \leq 555 \text{ mm} + 95 \text{ mm}$$

$$650 \text{ mm} = 650 \text{ mm}$$

En la tabla 25-3 se tiene que el mecanismo corresponde a un 4 barras con punto de cambio con la variante del control angular en su configuración que hace referencia al cambio de posición en el prototipo, guiado por el actuador lineal, la figura 15-3 representa la condición de punto de cambio en el mecanismo de 4 barras.

Tabla 25-3: Categorías de los mecanismo de cuatro barras

Caso	Criterios	Eslabón más corto	Categoría
1	$s + l < p + q$	Bancada	Doble manivela
2	$s + l < p + q$	Lado	Manivela-balancín
3	$s + l < p + q$	Acoplador	Doble balancín
4	$s + l = p + q$	Cualquiera	Punto de cambio
5	$s + l > p + q$	Cualquiera	Triple balancín

Fuente: Myszka , 2012

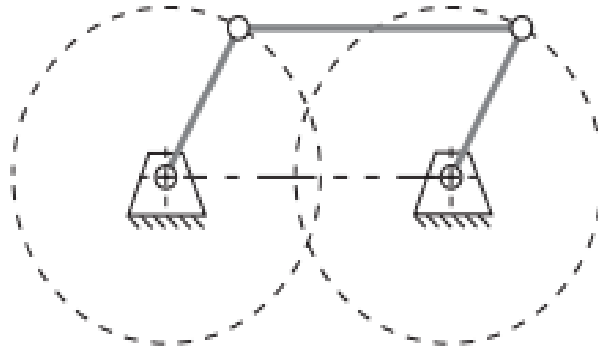


Figura 14-3. Esquema simplificado mecanismo 4 barras

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.4.1.3 *Análisis de posición*

Realizando un análisis iterativo en base a las condiciones iniciales de la antropometría humana de posición se tiene la configuración siguiente del mecanismo

Tabla 26-3: Configuración mecanismo bipedestador

Mecanismo bipedestador	
AC	555 mm
AD	95 mm
DG	555 mm
CG	95 mm
DE	225 mm
DO	317.5 mm
OP	65 mm
Delta angular	68 °

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

El análisis de posición permite identificar los ángulos y desplazamientos del mecanismo de 4 barras, para esta configuración se pretende que el eslabón L3 permanezca en posición vertical todo el tiempo basados en el movimiento realizado por el cuerpo como se indica.

Por la determinación del tipo de mecanismo según la condición de Grashof el lazo de control 1 se elimina ya que el ángulo fijo es igual al ángulo 3 en todo momento y también los ángulos θ_2 y θ_4 , es por esto que se plantea solo el análisis vectorial del lazo 2.

– Método gráfico

Desarrollado con el recorrido establecido en el cambio de posición de sedeste a bípedo por el usuario y con un ángulo delta de movimiento angular de 68 grados, también se considera el cambio en su posición en referencia al cilindro actuador lineal del prototipo (s)

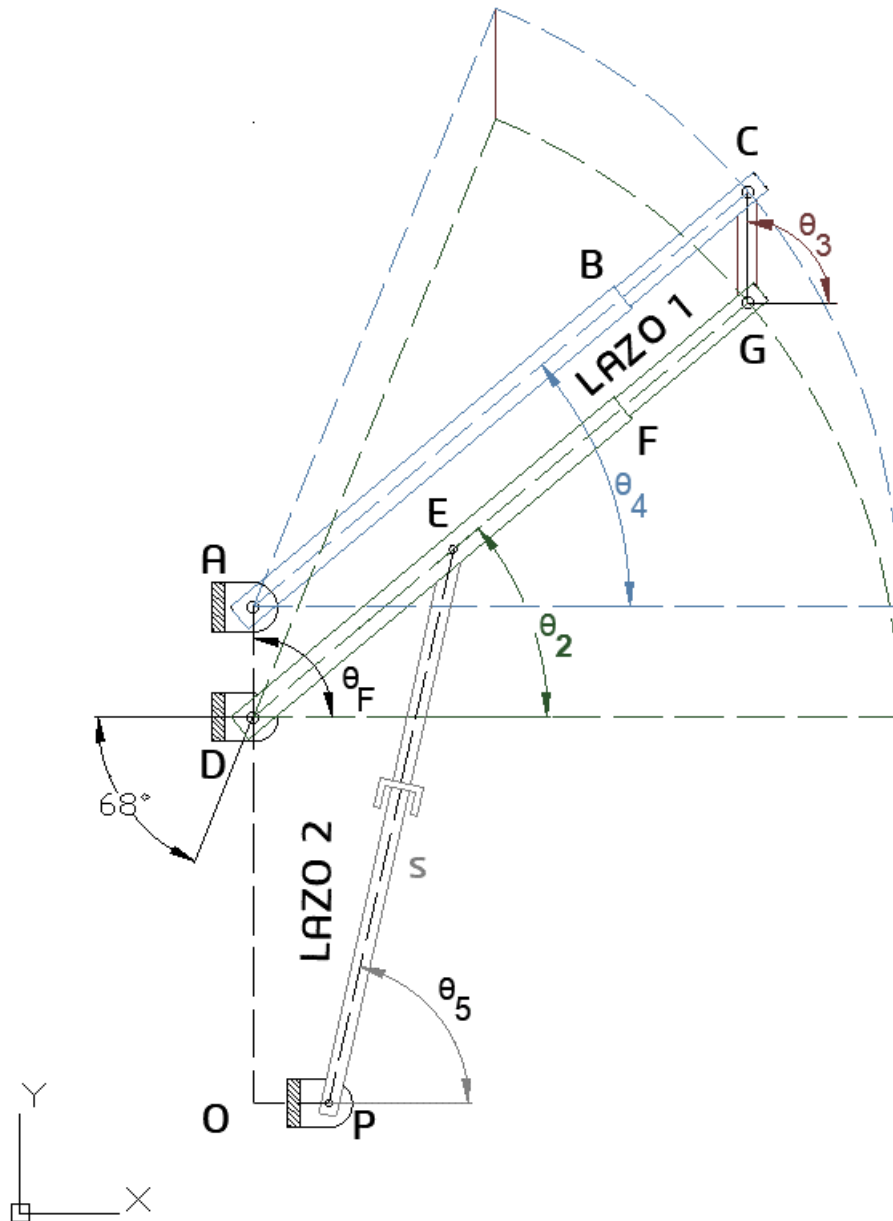


Figura 15-3. Análisis de posición método gráfico

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Representado el mecanismo en AutoCAD se tiene los valores siguientes, para una posición estándar dentro del recorrido del mecanismo, englobando en este análisis los dos lazos de control definidos en el sistema global del mecanismo bipedestador.

Tabla 27-3: Posiciones gráficas

Mecanismo bipedestador	
AC	555 mm
AD	95 mm
DG	555 mm
CG	95 mm
DE	225 mm
DO	317.5 mm
OP	65 mm
Delta angular	68 °
θ_2	40°
θ_3	90
θ_4	40°
θ_5	77.15°
S	474.5 mm

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

– Método analítico

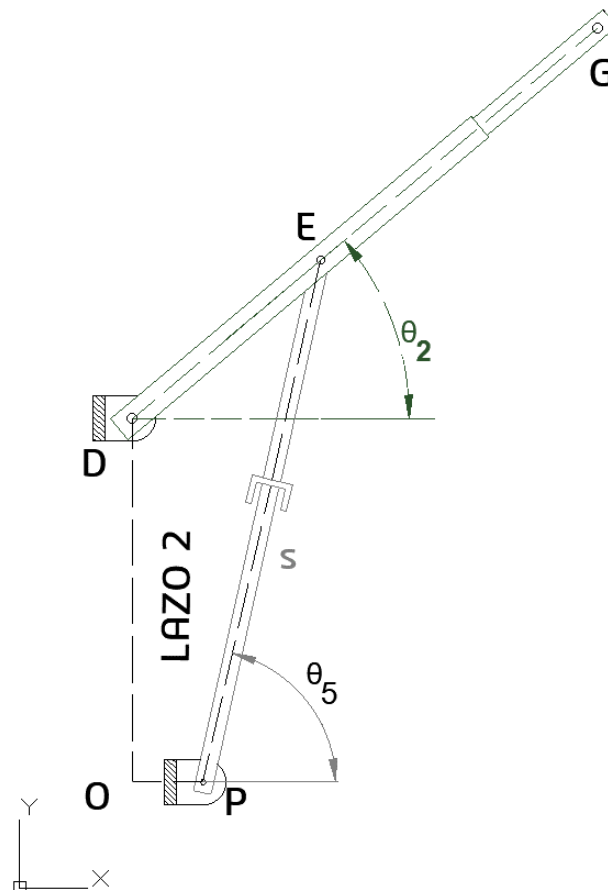


Figura 16-3. Análisis de posición método vectorial lazo 2

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Realizaremos un análisis vectorial del mecanismo bipedestador con la notación de Euler.

$$\overrightarrow{OP} + \overrightarrow{PE} = \overrightarrow{OD} + \overrightarrow{DE}$$

$$\overrightarrow{OP}e^{i\theta_0} + \overrightarrow{PE}e^{i\theta_5} = \overrightarrow{OD}e^{i\theta_{90}} + \overrightarrow{DE}e^{i\theta_2}$$

$$OP (\cos \theta_2 + i \sin \theta_2) + PE (\cos \theta_3 + i \sin \theta_3) = OD (\cos \theta_1 + i \sin \theta_1) + DE (\cos \theta_4 + i \sin \theta_4)$$

Definimos variables

$$\theta_2, \theta_5, s$$

Sistema de ecuaciones de la posición

$$F1 = OP \cos 0 + s \cos \theta_5 - OD \cos 90 - DE \cos \theta_2$$

$$F2 = OP \sin 0 + s \sin \theta_5 - OD \sin 90 - DE \sin \theta_2$$

Al resolver el sistema de ecuaciones de 2x2 mediante el método de Newton podemos analizar la posición angular y el cambio de posición de los eslabones principales del mecanismo bipedestador. Analizaremos los siguientes puntos y ángulos, con un cambio de posición y velocidad de s correspondiendo al actuador lineal que son los parámetros conocidos del sistema.

Posición DE

El parámetro de control principal está basado en el ángulo θ_2

$$DE_x = DE \cos \theta_2$$

$$DE_y = 527.5 + DE \sin \theta_2$$

Posición DG

El parámetro de control principal está basado en el ángulo θ_2

$$DG = DG \cos \theta_2$$

$$DG = 527.5 + DG \sin \theta_2$$

Mediante software Matlab graficaremos las posiciones angulares y las curvas de traslación del mecanismo, referenciando todas estas curvas al lazo de control 2 del mecanismo bipedestador.

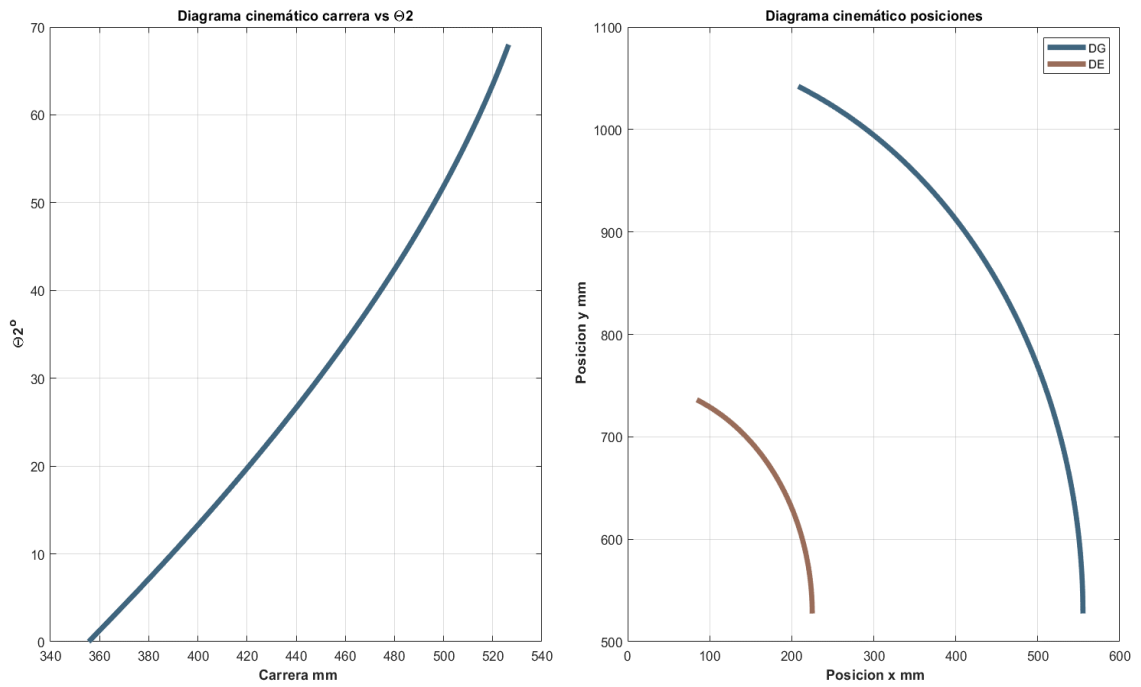


Gráfico 2-3. Posiciones angulares y traslación en Matlab

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Mediante estas graficas podemos determinar el comportamiento angular de θ_2 y las curvas de traslación del mecanismo. La grafica de singularidad nos muestra que el mecanismo difiere de cero y su movimiento no tiene interferencias.

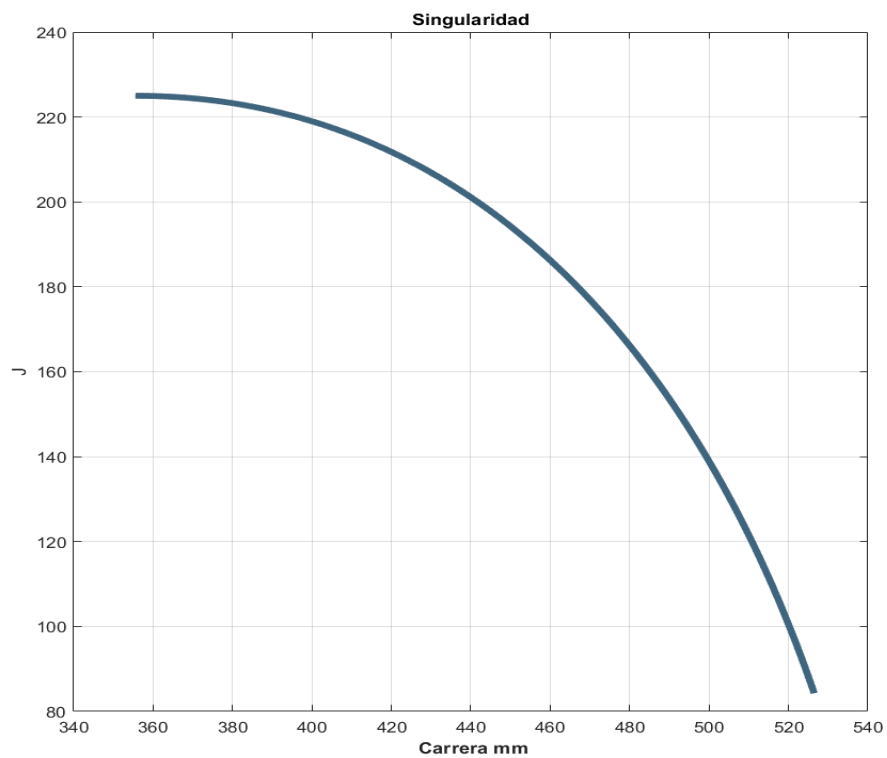


Gráfico 3-3. Singularidad mediante Matlab (Jacobiano)

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.4.1.4 Análisis de velocidad

Los bipedestadores presenten movimientos suaves y lentos en su funcionamiento estructural. Por lo mencionado anteriormente, la velocidad lineal del actuador debe ser aproximadamente $v=8 - 20$ mm/s, esta velocidad se ejerce sobre la estructura del bipedestador, asegurando la ergonomía y confort en el usuario del prototipo. (Obando et al., 2017)

– Método gráfico

Para el desarrollo de las velocidades del mecanismo se toma como referencia la ecuación de velocidad relativa con la condición que este vector resultante debe ser perpendicular al eslabón de referencia para cada velocidad, con esto se realiza el triángulo de velocidades y se tiene como resultados una velocidad relativa $V_{B/A}$ de 0. Como se indica en la figura 19-3 y una igualdad en las velocidad $V_A = V_B$.

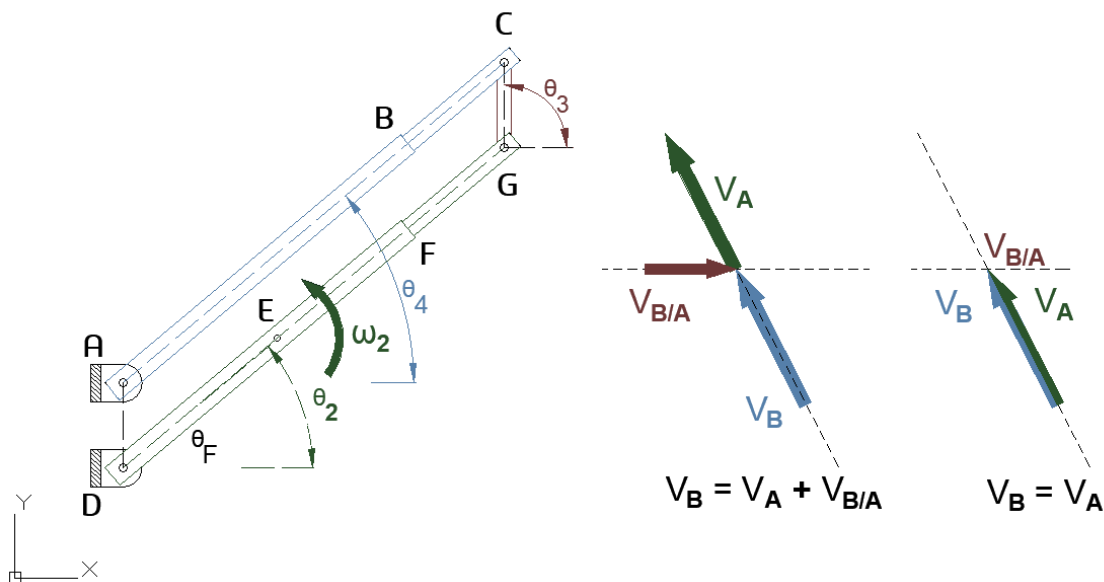


Figura 17-3. Velocidades del lazo 1 por método gráfico

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Para la posición en específico se tiene los siguientes valores

Tabla 28-3: Velocidades gráficas

Velocidades	
ω_2	8.473 deg/s
ω_3	0 rad/s
ω_4	8.473 deg/s
V_A	82.08 mm/s
V_B	82.08 mm/s
$V_{B/A}$	0

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

– Método analítico

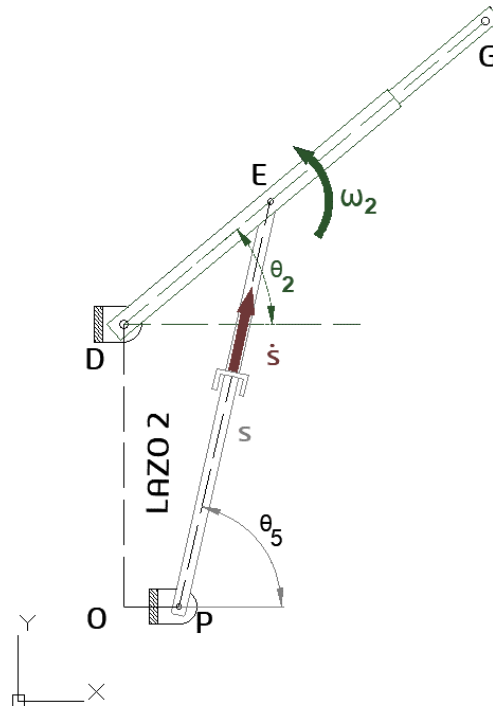


Figura 18-3. Análisis de velocidades por método vectorial lazo 2

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Realizaremos un análisis vectorial del mecanismo bipedestador con la notación de Euler.

$$\overline{OP} + \overline{PE} = \overline{OD} + \overline{DE}$$

$$\overline{OP}e^{i\theta_0} + \overline{PE}e^{i\theta_5} = \overline{OD}e^{i\theta_{90}} + \overline{DE}e^{i\theta_2}$$

$$OP (\cos \theta_2 + i \sin \theta_2) + PE (\cos \theta_3 + i \sin \theta_3) = OD (\cos \theta_1 + i \sin \theta_1) + DE (\cos \theta_4 + i \sin \theta_4)$$

Sistema de ecuaciones de la posición

$$F1 = OP \cos 0 + s \cos \theta_5 - OD \cos 90 - DE \cos \theta_2$$

$$F2 = OP \sin 0 + s \sin \theta_5 - OD \sin 90 - DE \sin \theta_2$$

Derivamos las funciones

$$F1' = \dot{s} \cos \theta_5 - s \sin \theta_5 \dot{\theta}_5 + DE \sin \theta_2 \dot{\theta}_2$$

$$F2' = \dot{s} \sin \theta_5 + s \cos \theta_5 \dot{\theta}_5 - DE \cos \theta_2 \dot{\theta}_2$$

$$\begin{bmatrix} DE \sin \theta_2 & -s \sin \theta_5 \\ -DE \cos \theta_2 & s \cos \theta_5 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\dot{s} \cos \theta_5 \\ -\dot{s} \sin \theta_5 \end{bmatrix}$$

Definimos variables

$$\theta_2, \theta_5, s, \dot{s}$$

Al resolver la matriz en Matlab obtendremos los valores de $\dot{\theta}_2$ y $\dot{\theta}_5$

Velocidad DG

El parámetro de control principal está basado en el ángulo θ_2 y la velocidad del actuador lineal de 20 mm/s.

$$v_x = -DG \sin \theta_2 \dot{\theta}_2$$

$$v_y = DG \cos \theta_2 \dot{\theta}_2$$

$$v_{DG} = \sqrt{v_x^2 + v_y^2}$$

Mediante software Matlab graficaremos las velocidades angulares y la velocidad lineal, referenciando todas estas curvas al lazo de control 2 del mecanismo bipedestador.

Tabla 29-3: Velocidades método analítico

Velocidades	
ω_2	8.473 deg/s
\dot{s}	20 mm/s
v_{DG}	82.08 mm/s

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

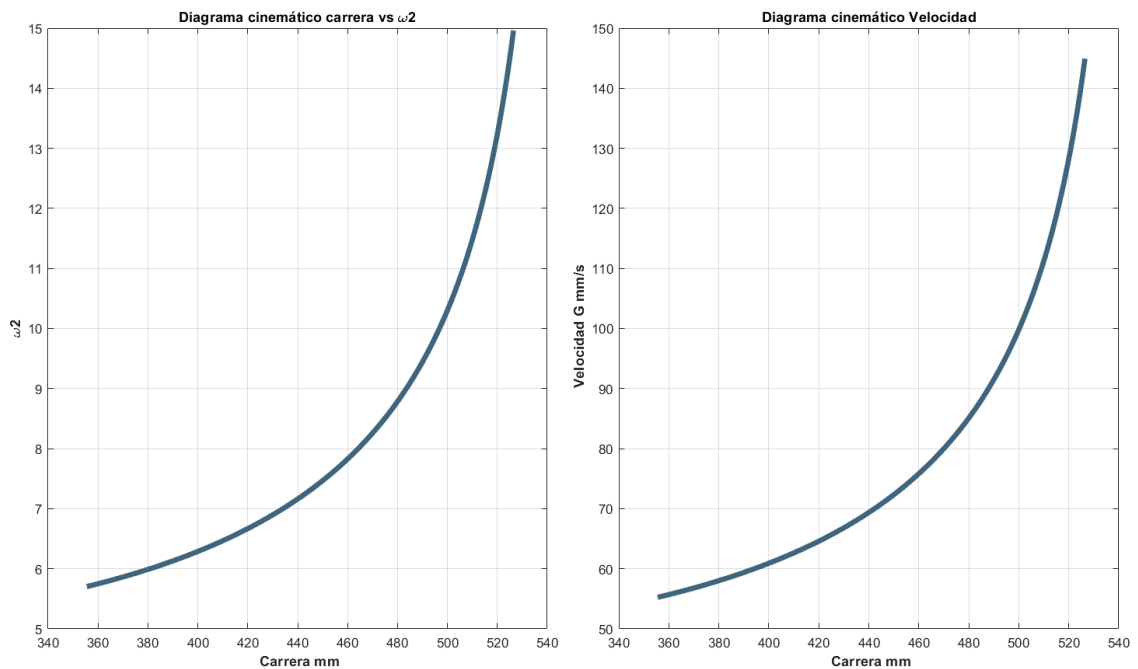


Gráfico 4-3. Velocidades angulares y lineales del mecanismo

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.4.1.5 Análisis de aceleración

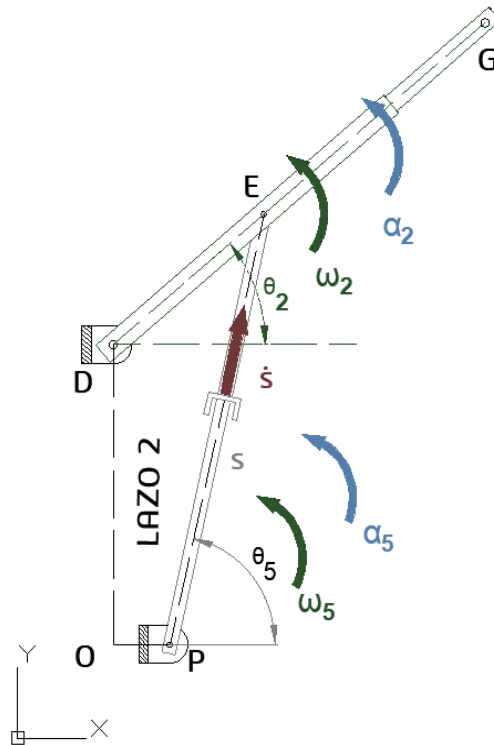


Figura 19-3. Análisis de aceleraciones por método vectorial lazo 2

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Continuando con el sistema de ecuaciones de la posición

$$F1 = OP \cos 0 + s \cos \theta_5 - OD \cos 90 - DE \cos \theta_2$$

$$F2 = OP \sin 0 + s \sin \theta_5 - OD \sin 90 - DE \sin \theta_2$$

Derivamos las funciones

$$F1' = \dot{s} \cos \theta_5 - s \sin \theta_5 \dot{\theta}_5 + DE \sin \theta_2 \dot{\theta}_2$$

$$F2' = \dot{s} \sin \theta_5 + s \cos \theta_5 \dot{\theta}_5 - DE \cos \theta_2 \dot{\theta}_2$$

Segunda derivada de las funciones

$$F1'' = \ddot{s} \cos \theta_5 - \dot{s} \sin \theta_5 \dot{\theta}_5 - \dot{s} \sin \theta_5 \dot{\theta}_5 - s \cos \theta_5 \dot{\theta}_5^2 - s \sin \theta_5 \ddot{\theta}_5 + DE \cos \theta_2 \dot{\theta}_2^2 + DE \sin \theta_2 \ddot{\theta}_2$$

$$F2'' = \ddot{s} \sin \theta_5 + \dot{s} \cos \theta_5 \dot{\theta}_5 + \dot{s} \cos \theta_5 \dot{\theta}_5 - s \sin \theta_5 \dot{\theta}_5^2 + s \cos \theta_5 \ddot{\theta}_5 + DE \sin \theta_2 \dot{\theta}_2^2 - DE \cos \theta_2 \ddot{\theta}_2$$

$$F1'' = -2\dot{s} \sin \theta_5 \dot{\theta}_5 - s \cos \theta_5 \dot{\theta}_5^2 - s \sin \theta_5 \ddot{\theta}_5 + DE \cos \theta_2 \dot{\theta}_2^2 + DE \sin \theta_2 \ddot{\theta}_2$$

$$F2'' = 2\dot{s} \cos \theta_5 \dot{\theta}_5 - s \sin \theta_5 \dot{\theta}_5^2 + s \cos \theta_5 \ddot{\theta}_5 + DE \sin \theta_2 \dot{\theta}_2^2 - DE \cos \theta_2 \ddot{\theta}_2$$

$$\begin{bmatrix} DE \sin \theta_2 & -s \sin \theta_5 \\ -DE \cos \theta_2 & s \cos \theta_5 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2\dot{s} \sin \theta_5 \dot{\theta}_5 + s \cos \theta_5 \dot{\theta}_5^2 - DE \cos \theta_2 \dot{\theta}_2^2 \\ -2\dot{s} \cos \theta_5 \dot{\theta}_5 + s \sin \theta_5 \dot{\theta}_5^2 - DE \sin \theta_2 \dot{\theta}_2^2 \end{bmatrix}$$

Al resolver la matriz en Matlab obtendremos los valores de $\dot{\theta}_2$ y $\ddot{\theta}_2$

Aceleración DG

$$a_x = -DG \cos \theta_2 \dot{\theta}_2^2 - DG \sin \theta_2 \ddot{\theta}_2$$

$$a_y = -DG \sin \theta_2 \dot{\theta}_2^2 + DG \cos \theta_2 \ddot{\theta}_2$$

$$vDG = \sqrt{v_x^2 + v_y^2}$$

Mediante software Matlab graficaremos las velocidades angulares y la velocidad lineal, referenciando todas estas curvas al lazo de control 2 del mecanismo bipedestador.

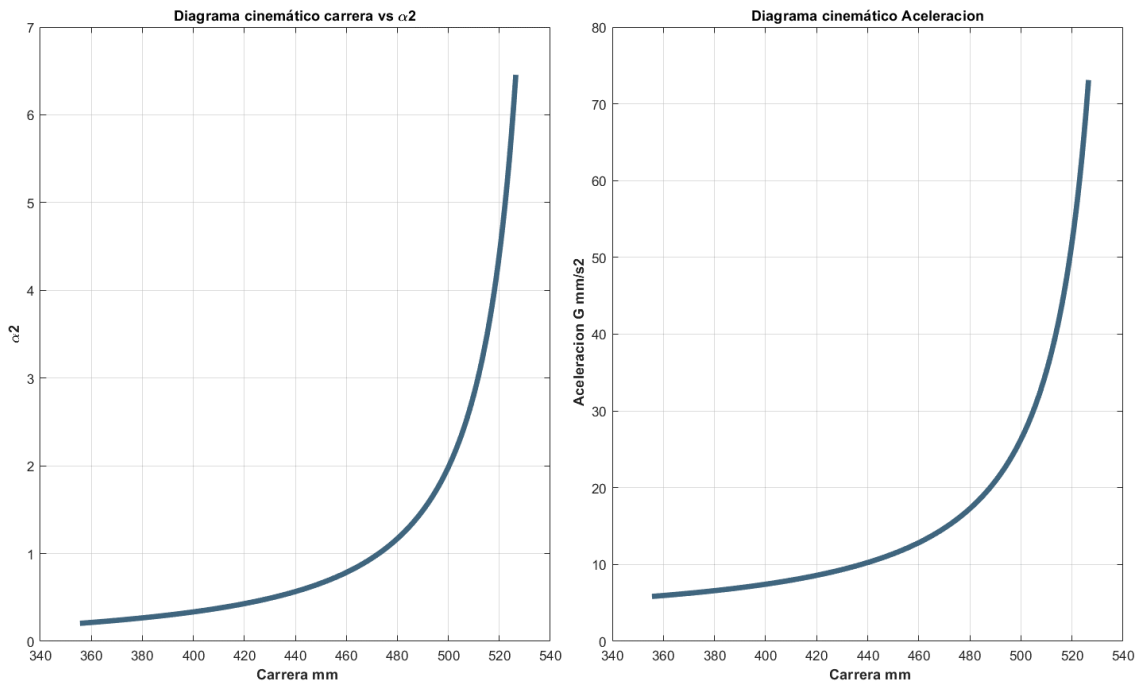


Gráfico 5-3. Aceleraciones angulares y lineales del mecanismo

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.4.1.6 Motores movimiento

Para la definición de los motores que permitan la traslación del prototipo se analizara desde el estado de reposo, se establece la carga del usuario en el centro de gravedad y la carga del prototipo, se referencia en este punto ya que son las cargas críticas en el motor para generar el movimiento partiendo del reposo y en un plano horizontal e inclinado como data en la norma INEN 2 239 de accesos para discapacitados.

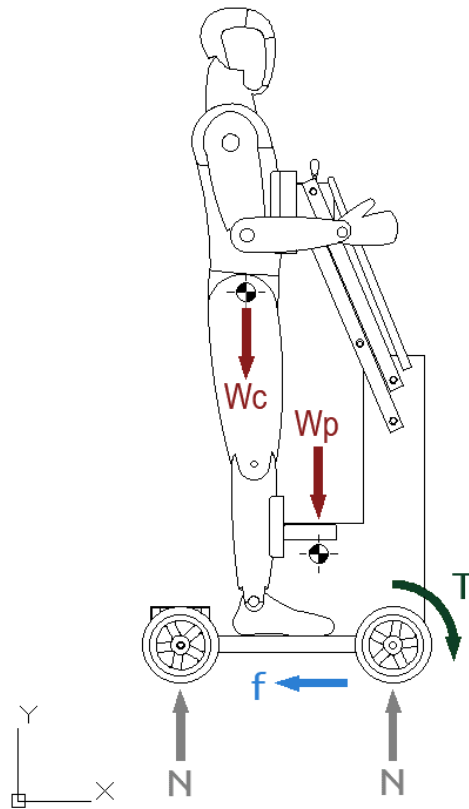


Figura 20-3. Análisis cinemático desplazamiento

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

El momento generado por el motor es:

$$T = F_M \cdot r$$

$$F_M = \frac{T}{r}$$

La fuerza de rozamiento generada en el sistema es:

$$f = \mu N$$

Analizando las fuerzas en y tenemos

$$\sum F_y = 0 \tag{3}$$

$$W_C + W_p = 2N$$

$$N = \frac{W_C + W_p}{2}$$

El análisis de fuerzas en el eje x es:

$$\sum F_x = m \cdot a_x \tag{4}$$

$$m \cdot a_x = F_M + 2f$$

$$m \cdot a_x = F_M + 2\mu N$$

La variable de interés es el torque, despejando tenemos:

$$F_M = m \cdot a_x - 2\mu N$$

$$\frac{T}{r} = m \cdot a_x - \mu \cdot m \cdot g$$

$$T = m \cdot r \cdot (a_x - \mu \cdot g) \quad (5)$$

Esta ecuación representa el torque necesario para que el bipedestador avance utilizando un solo motor. Se debe considerar la eficiencia del motor (e) y el factor de seguridad (fs).

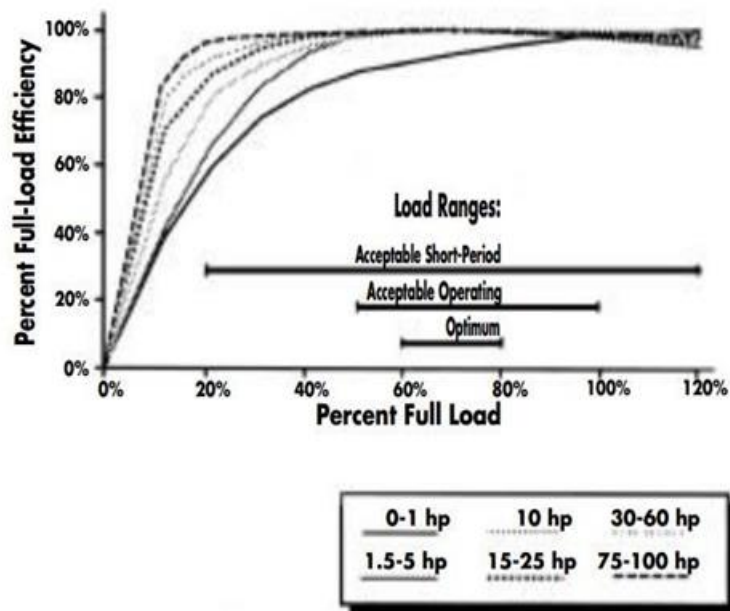


Gráfico 6-3. Eficiencia motor dc

Realizado por: Pérez, Gustavo, Montesdeoca, 2019

El torque del motor necesario sería en base a la ecuación siguiente:

$$T_m = fs \left(\frac{100}{e} \right) \cdot T$$

Reemplazando lo obtenido en la ecuación 5 se tiene:

$$T_m = fs \left(\frac{100}{e} \right) \cdot m \cdot r \cdot (a_x - \mu \cdot g) \quad (6)$$

De los conceptos desarrollados en el capítulo 2, se detalla en la tabla 2-2 que la velocidad promedio de una persona en movilizarse es de 1.82 m/s con esto tenemos una aceleración de 8.86 m/s². En la tabla 25-3 se detalla el factor de fricción para las llantas de caucho del prototipo y

las distintas superficies, se selecciona el factor más alto para los cálculos. Además, en el gráfico 2-3 se tiene las eficiencia de los motores de corriente directa y para este prototipo se pretende una motor de ¼ de hp.

Tabla 30-3: Factores de fricción.

Combinación de superficies	μ_s	μ_k
Articulaciones humanas	0.02	0.003
Acero // Hielo	0.028	0.09
Acero // Teflón	0.04	0.04
Teflón // Teflón	0.04	0.04
Hielo // Hielo	0.1	0.03
Esquí (encerado) // Nieve (0 °C)	0.1	0.05
Acero // Acero	0.15	0.09
Vidrio // Madera	0.25	0.2
Caucho // Cemento	1.0	0.83
Madera // Cuero	0.5	0.4
Caucho // Madera	0.7	0.6
Acero // Latón	0.5	0.4
Madera // Madera	0.7	0.4
Madera // Piedra	0.7	0.3

Fuente: Paredes, Toapanta, 2018

Reemplazando todos los valores tenemos:

$$T_m = 2 \left(\frac{100}{95} \right) \cdot \frac{160kg \cdot 0.178m \cdot \left(8.86 \frac{m}{s^2} - 0.83 \cdot \left(9.81 \frac{m}{s^2} \right) \right)}{2}$$

$$T_m = 21.6 Nm$$

Análisis para rampas, analizando las fuerzas en y tenemos

$$\sum F_y = 0$$

$$W_C \cos \phi + W_p \cos \phi = 2N$$

$$N = \frac{(W_C + W_p) \cos \phi}{2}$$

El análisis de fuerzas en el eje x es:

$$\sum F_x = m \cdot a_x \tag{4}$$

$$m \cdot a_x = F_M + 2f + m \cdot g \cdot \sin \phi$$

$$m \cdot a_x = F_M + 2\mu N + m \cdot g \cdot \sin \phi$$

La variable de interés es el torque, despejando tenemos:

$$F_M = m \cdot a_x - 2\mu N - m \cdot g \cdot \sin \phi$$

$$\frac{T}{r} = m \cdot a_x - \mu \cdot m \cdot g - m \cdot g \cdot \sin \phi$$

$$T = m \cdot r \cdot (a_x - \mu \cdot g - m \cdot g \cdot \sin \phi)$$

Basados en la ecuación 6 resulta:

$$T_m = fs \left(\frac{100}{e} \right) \cdot m \cdot r \cdot (a_x - \mu \cdot g - m \cdot g \cdot \sin \phi)$$

Reemplazando se obtiene

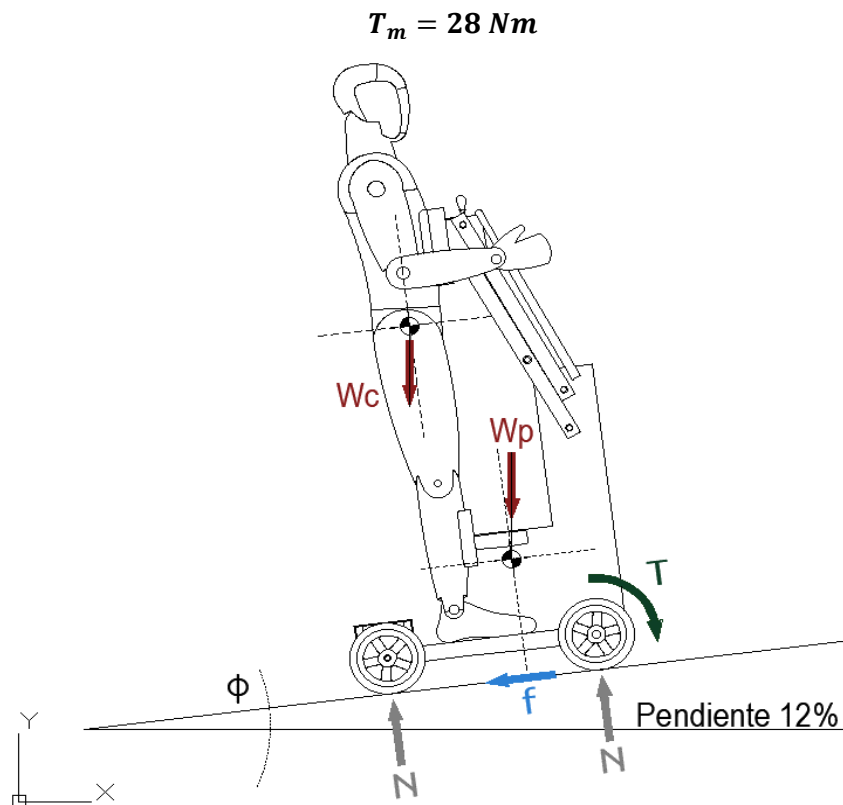


Figura 21-3. Análisis cinemático desplazamiento pendiente 12%

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Con estos valores seleccionamos el motor eléctrico de 24v. Como se indica en la tabla 26-3.

Tabla 31-3: Datos motor

Motor LYW200-24	
Torsión	30 Nm
Voltaje	24 V
Corriente	17 A
Velocidad nominal	70 rpm

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.4.2 *Diseño estructural*

3.4.2.1 *Definición carga de trabajo*

La posición de sedestación es la etapa crítica de desplazamiento según lo expuesto en el capítulo dos, donde la concentración de fuerzas se divide específicamente en el tronco y muslo, la fuerza de levantamiento que se debe tener en el prototipo pasara por el centro de gravedad del cuerpo correspondiendo al punto de aplicación de la carga como se muestra en la figura 22-3. Para el análisis estático se tomará como referencia la tabla 32-3, donde se especifica el porcentaje en peso para cada parte del cuerpo.

Tabla 32-3: Peso de los componentes del cuerpo

Body Part	Percentage
Trunk w/o limbs	50.0
Hand	0.7
Forearm with hand	2.3
Forearm without hand	1.6
Upper arm	2.7
Entire arm	5.0
Foot	1.5
Lower leg with foot	5.9
Lower leg without foot	4.4
Thigh	10.1
Entire leg	16.0

Fuente: Piland, Adams, 2009

La carga aplicada al bipedestador según las investigaciones esta entre un peso corporal de 100 a 120 kg, en este análisis utilizaremos la carga máxima.

Especificaciones de las cargas:

- W_T : Peso segmentado en el centro de gravedad del tronco.
- W_m : Peso segmentado en el centro de gravedad del muslo.
- F_L : Fuerza de levantamiento del prototipo.

En base a la tabla 33-3 tenemos:

Tabla 33-3: Valores específicos de carga

Parte del cuerpo	Peso total (kg)	% en peso	Peso (N)
Tronco	120	50%	588,6
Muslo		10,1%	118,9

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

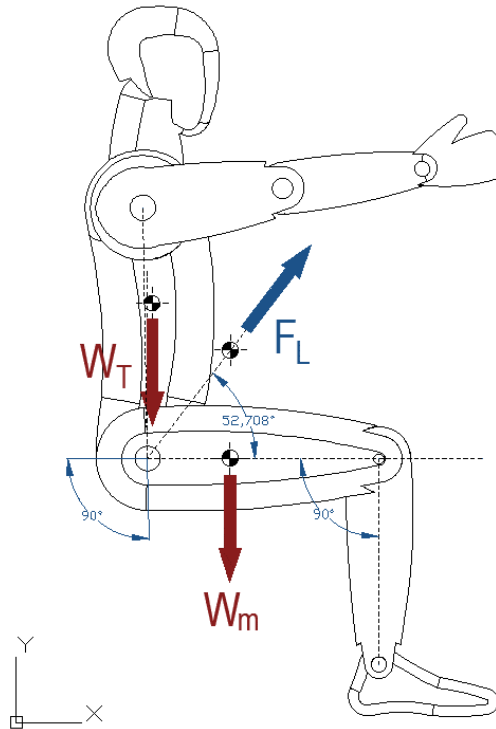


Figura 22-3. Fuerza de levantamiento

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Análisis de fuerzas

$$\sum F_y = 0$$

$$F_L - W_T - W_m = 0$$

$$F_L \sin \alpha = W_T + W_m$$

$$F_L = \frac{W_T + W_m}{\sin \alpha}$$

De la figura 14-3 tenemos que el ángulo es de 52.708 grados.

$$F_L = \frac{588.6 \text{ N} + 118.9 \text{ N}}{\sin 52.708}$$

$$F_L = 889.309 \text{ N}$$

La fuerza necesaria para levantar el peso segmentario del tronco y el muslo es de 890 N que a pesar de no ser la fuerza total neta equivalente a los 120 kg, nos demuestra que el actuador lineal debe satisfacer esta carga como mínimo. Con estos valores seleccionamos el actuador lineal de 24v. Como se indica en la tabla 34-3.

Tabla 34-3: Datos actuador lineal

Actuador lineal DHLA750	
Empuje máximo	1500 N
Voltaje	24 V
Velocidad	5 - 12 mm/s
Longitud de carrera	50 - 1000 mm

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.4.2.2 Partes del bipedestador

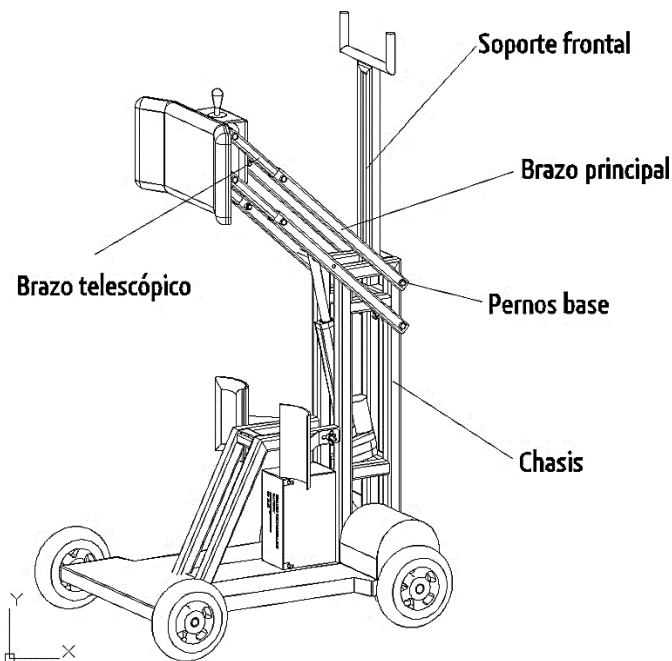


Figura 23-3. Partes del bipedestador

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

No se realizaron cálculos por fatiga debido a que la velocidad de operación es muy baja por lo que los componentes se comportan más como elementos estáticos que dinámicos. El equipo tiene partes móviles que permiten cambiar su configuración, esto implica que la carga que deberá soportar, cambia de ubicación, razón por la cual sus piezas estarán sometidas a distintos estados de esfuerzos. Por tal motivo el cálculo de esfuerzos se realiza en la posición de trabajo crítica para garantizar que ninguna de las piezas del equipo fallara al trabajar con las cargas que el resto de las posiciones del equipo genere sobre estas. (Saavedra et al., 2013)

3.4.2.3 Análisis de brazo principal

Punto A

Se realiza un diseño estático y se establece las siguientes ecuaciones para este punto de análisis.

$$F_x = F_L \cos \theta = 135.408 \text{ N}$$

$$F_z = -F_L \text{ seno } \theta = -179.693 \text{ N}$$

$$\vec{F} = \vec{F}_x i + \vec{F}_z k$$

Definimos su radio vector de posición

$$R_x = 585.37 \text{ mm} \quad R_y = 74.5 \text{ mm} \quad R_z = -47.5 \text{ mm}$$

Especificamos la matriz de momentos

$$\vec{M} = \vec{R} \times \vec{F}$$

$$\vec{M} = \begin{bmatrix} i & j & k \\ R_x & R_y & R_z \\ F_x & 0 & F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i & j & k \\ 585.37 & 74.5 & -47.5 \\ 135.408 & 0 & -179.693 \end{bmatrix}$$

Tenemos los momentos para cada eje del sistema

$$M_x = F_z R_y - F_y R_z = -13387.128 \text{ N mm}$$

$$M_y = F_x R_z - F_z R_x = 98754.987 \text{ N mm}$$

$$M_z = F_y R_x - F_x R_y = -10087.924 \text{ N mm}$$

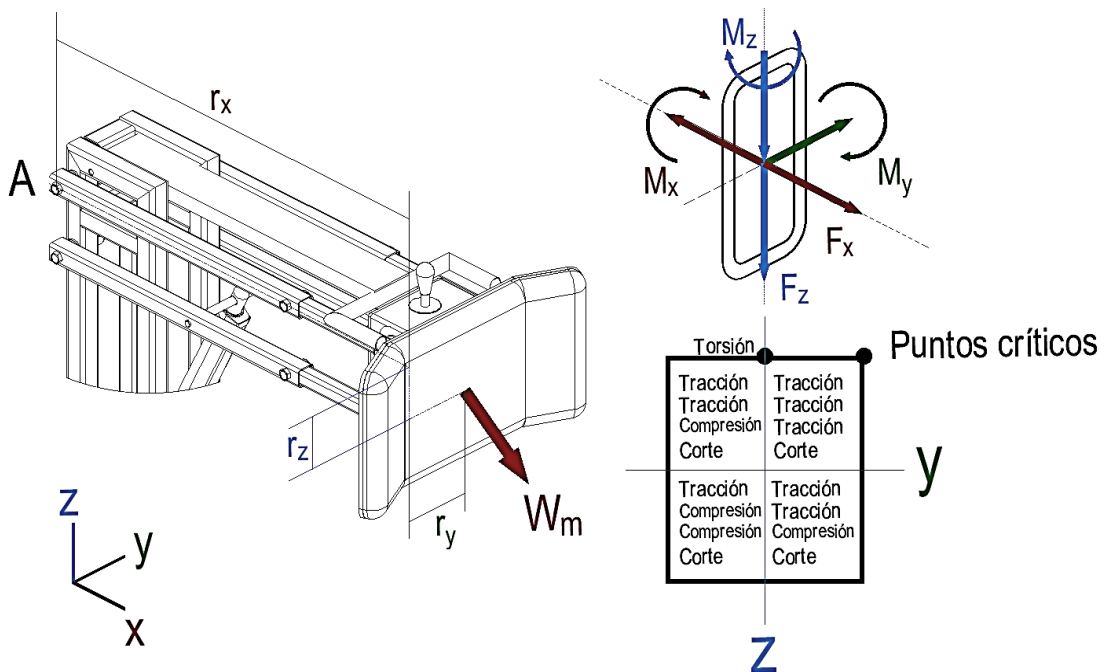


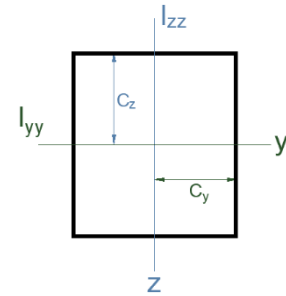
Figura 24-3. Análisis brazo principal en A

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Se realizo un análisis iterativo y se toma un perfil estructural cuadrado de 25x1.5

Tabla 35-3: Datos catálogo del perfil

Área	1,74	cm ²
C _y	12,5	mm
C _z	12,5	mm
I _y	1,48	cm ⁴
I _z	1,48	cm ⁴
S _y	320	MPa



Realizado por: Herrera Mario, 2020

Calculamos los esfuerzos sometidos en el perfil.

$$\text{Tracción} \rightarrow \sigma_T = \frac{F_x}{A} = 0,778 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Corte} \rightarrow \tau_c = \frac{F_z}{A} = -1,033 \frac{N}{mm^2}$$

En la tabla 36-3 se especifica los valores para el factor alfa.

$$\text{Torsión} \rightarrow \tau_T = \frac{M_x}{\alpha ab^2} = -4.119 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Flexión y} \rightarrow \sigma_y = \frac{M_y C_y}{I_y} = 83.408 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Flexión z} \rightarrow \sigma_z = \frac{M_z C_z}{I_z} = -8.52 \frac{N}{mm^2}$$

Aplicamos el teorema de Von mises

$$V_m = \sqrt{(\sigma_T^2 + 3\tau_T^2)} = \sqrt{92.706^2 + 3(1.033)^2} = 92.724 \frac{N}{mm^2}$$

Y determinamos el factor de seguridad

$$n = \frac{S_y}{V_m} = \frac{320}{92.724}$$

$$\mathbf{n = 3.5}$$

Tabla 36-3: Coeficiente para barras rectangulares en torsión

a/b	c_1	c_2
1.0	0.208	0.1406
1.2	0.219	0.1661
1.5	0.231	0.1958
2.0	0.246	0.229
2.5	0.258	0.249
3.0	0.267	0.263
4.0	0.282	0.281
5.0	0.291	0.291
10.0	0.312	0.312
∞	0.333	0.333

Fuente: Norton, 2009

Punto D

Al generarse una fuerza de elevación por el actuador eléctrico se analiza dicha fuerza en el sistema

$$F_x = F_L \cos \theta + F_e \cos \gamma = 135.408 + 272.394 = 407.803 \text{ N}$$

$$F_z = F_e \text{ seno } \gamma - F_L \text{ seno } \theta = -179.693 + 534.604 = 354.911 \text{ N}$$

$$\vec{F} = \vec{F}_x i + \vec{F}_z k$$

Definimos su radio vector de posición

$$R_x = 585.37 \text{ mm} \quad R_y = 74.5 \text{ mm} \quad R_z = 47.5 \text{ mm}$$

$$R_{xe} = 225 \text{ mm} \quad R_{ye} = 74.5 \text{ mm} \quad R_{ze} = 0 \text{ mm}$$

Especificamos la matriz de momentos

$$\vec{M} = \vec{R} \times \vec{F}$$

$$\vec{M} = \begin{bmatrix} i & j & k \\ R_x & R_y & R_z \\ F_x & 0 & F_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} i & j & k \\ R_{xe} & R_{ye} & R_{ze} \\ F_{xe} & 0 & F_{ze} \end{bmatrix}$$

$$\vec{M} = \begin{bmatrix} i & j & k \\ 585.37 & 74.5 & 47.5 \\ 135.408 & 0 & -179.693 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} i & j & k \\ 225 & 74.5 & 0 \\ 272.394 & 0 & 534.604 \end{bmatrix}$$

Tenemos los momentos para cada eje del sistema

$$M_x = (F_z R_y - F_y R_z) + (F_{ze} R_{ye} - F_{ye} R_{ze}) = 26440.864 \text{ N mm}$$

$$M_y = (F_x R_z - F_z R_x) + (F_{xe} R_{ze} - F_{ze} R_{xe}) = -8667.097 \text{ N mm}$$

$$M_z = (F_y R_x - F_x R_y) + (F_{ye} R_{xe} - F_{xe} R_{ye}) = -30381.3 \text{ N mm}$$

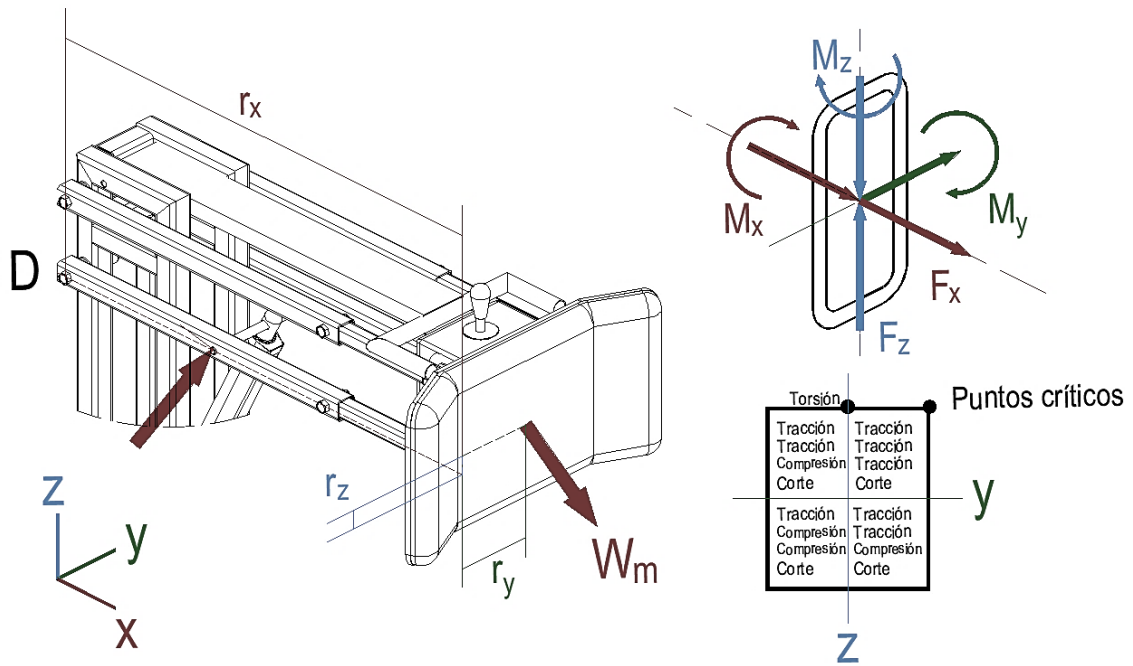


Figura 25-3. Análisis brazo principal en D

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Calculamos los esfuerzos sometidos con los datos del mismo perfil.

$$\text{Tracción} \rightarrow \sigma_T = \frac{F_x}{A} = 2.344 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Corte} \rightarrow \tau_c = \frac{F_z}{A} = 2.04 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Torsión} \rightarrow \tau_T = \frac{M_x}{\alpha ab^2} = 8136 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Flexión y} \rightarrow \sigma_y = \frac{M_y C_y}{I_y} = -7.32 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Flexión z} \rightarrow \sigma_z = \frac{M_z C_z}{I_z} = -25.66 \frac{N}{mm^2}$$

Aplicamos el teorema de Von mises

$$V_m = \sqrt{(\sigma_T^2 + 3\tau_T^2)} = \sqrt{35.324^2 + 3(2.04)^2} = 35.5 \frac{N}{mm^2}$$

Y determinamos el factor de seguridad

$$n = \frac{S_y}{V_m} = \frac{320}{35.5}$$

$$n = 9$$

3.4.2.4 Análisis de brazo telescópico

Se realiza un diseño estático y se establece las siguientes ecuaciones para este punto de análisis.

$$F_x = F_L \cos \theta = 135.408 \text{ N}$$

$$F_z = -F_L \text{ seno } \theta = -179.693 \text{ N}$$

$$\vec{F} = \vec{F}_x i + \vec{F}_z k$$

Definimos su radio vector de posición

$$R_x = 190.37 \text{ mm} \quad R_y = 74.5 \text{ mm} \quad R_z = 47.5 \text{ mm}$$

Especificamos la matriz de momentos

$$\vec{M} = \vec{R} \times \vec{F}$$

$$\vec{M} = \begin{bmatrix} i & j & k \\ R_x & R_y & R_z \\ F_x & 0 & F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i & j & k \\ 190.37 & 74.5 & 47.5 \\ 135.408 & 0 & -179.693 \end{bmatrix}$$

Tenemos los momentos para cada eje del sistema

$$M_x = F_z R_y - F_y R_z = -13387.128 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$M_y = F_x R_z - F_z R_x = 40640.053 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$M_z = F_y R_x - F_x R_y = 10087.924 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

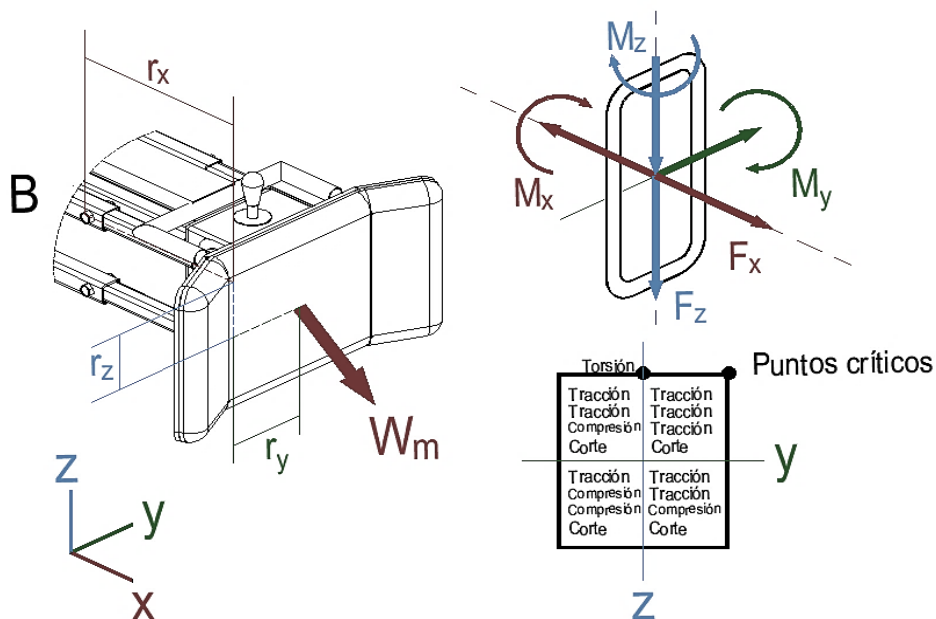


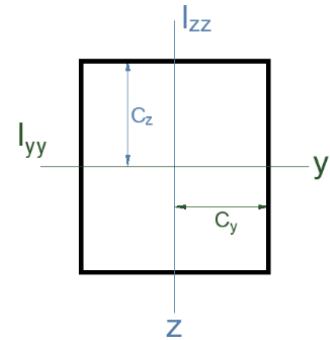
Figura 26-3. Análisis brazo telescópico en B

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Se realizo un análisis iterativo y se toma un perfil estructural cuadrado de 20x1.2

Tabla 37-3: Datos catálogo del perfil

Área	1.34	cm ²
C _y	10	mm
C _z	10	mm
I _y	0.69	cm ⁴
I _z	0.69	cm ⁴
S _y	320	MPa



Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Calculamos los esfuerzos sometidos en el perfil.

$$\text{Tracción} \rightarrow \sigma_T = \frac{F_x}{A} = 1.011 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Corte} \rightarrow \tau_c = \frac{F_z}{A} = -1.341 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Torsión} \rightarrow \tau_T = \frac{M_x}{\alpha ab^2} = -4.119 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Flexión y} \rightarrow \sigma_y = \frac{M_y C_y}{I_y} = 58.899 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Flexión z} \rightarrow \sigma_z = \frac{M_z C_z}{I_z} = -14.529 \frac{N}{mm^2}$$

Aplicamos el teorema de Von mises

$$V_m = \sqrt{(\sigma_T^2 + 3\tau_T^2)} = \sqrt{74.529^2 + 3(1.341)^2} = 74.566 \frac{N}{mm^2}$$

Y determinamos el factor de seguridad

$$n = \frac{S_y}{V_m} = \frac{320}{74.566}$$

$$\mathbf{n = 4.3}$$

3.4.2.5 Análisis soporte brazo telescópico

Se realiza un diseño estático y se establece las siguientes ecuaciones para este punto de análisis.

$$F_x = F_L \cos \theta = 135.408 \text{ N}$$

$$F_z = -F_L \text{ seno } \theta = -179.693 \text{ N}$$

$$\vec{F} = \vec{F}_x i + \vec{F}_z k$$

Definimos su radio vector de posición

$$R_x = 30.37 \text{ mm} \quad R_y = 74.5 \text{ mm} \quad R_z = 47.5 \text{ mm}$$

Especificamos la matriz de momentos

$$\vec{M} = \vec{R} \times \vec{F}$$

$$\vec{M} = \begin{bmatrix} i & j & k \\ R_x & R_y & R_z \\ F_x & 0 & F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i & j & k \\ 30.37 & 74.5 & 47.5 \\ 135.408 & 0 & -179.693 \end{bmatrix}$$

Tenemos los momentos para cada eje del sistema

$$M_x = F_z R_y - F_y R_z = -13387.128 \frac{N}{mm^2}$$

$$M_y = F_x R_z - F_z R_x = 11889.174 \frac{N}{mm^2}$$

$$M_z = F_y R_x - F_x R_y = -10087.924 \frac{N}{mm^2}$$

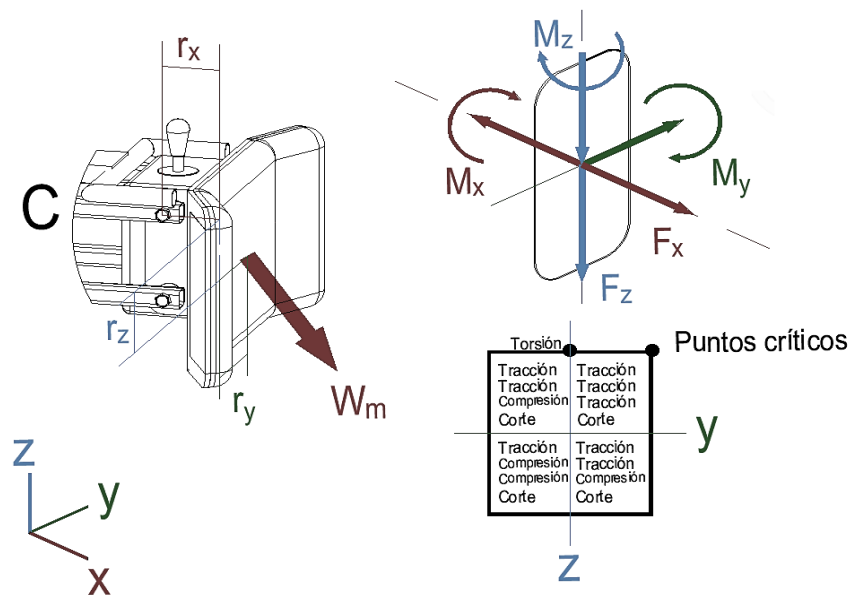


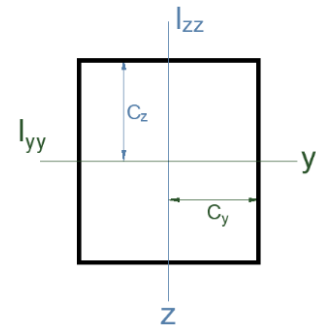
Figura 27-3. Análisis base telescópico en C

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Se realizo un análisis iterativo y se toma una platina laminada de PLT19x6

Tabla 38-3: Datos catálogo del perfil

Área	1.15	cm ²
C _y	9.5	mm
C _z	3	mm
I _y	0.343	cm ⁴
I _z	0.0342	cm ⁴
S _y	285	MPa



Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Calculamos los esfuerzos sometidos en el perfil.

$$\text{Tracción} \rightarrow \sigma_T = \frac{F_x}{A} = 1.177 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Corte} \rightarrow \tau_c = \frac{F_z}{A} = 1.563 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Torsión} \rightarrow \tau_T = \frac{M_x}{\alpha ab^2} = -4.119 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Flexión } y \rightarrow \sigma_y = \frac{M_y C_y}{I_y} = 32.934 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Flexión } z \rightarrow \sigma_z = \frac{M_z C_z}{I_z} = -88.491 \frac{N}{mm^2}$$

Aplicamos el teorema de Von mises

$$V_m = \sqrt{(\sigma_T^2 + 3\tau_T^2)} = \sqrt{122.602^2 + 3(1.563)^2} = 122.632 \frac{N}{mm^2}$$

Y determinamos el factor de seguridad

$$n = \frac{S_y}{V_m} = \frac{285}{122.632}$$

$$\mathbf{n = 2.3}$$

3.4.2.6 Análisis estructura base

Al generarse una fuerza de elevación por el actuador eléctrico se analiza dicha fuerza en el sistema

$$F_x = F_L \cos \theta + F_e \cos \gamma = 135.408 - 272.394 = -136.986 \text{ N}$$

$$F_z = F_e \text{ seno } \gamma - F_L \text{ seno } \theta = -179.693 - 534.604 = -714.297 \text{ N}$$

$$\vec{F} = \vec{F}_x i + \vec{F}_z k$$

Definimos su radio vector de posición

$$R_x = 585.37 \text{ mm} \quad R_y = 45 \text{ mm} \quad R_z = 556 \text{ mm}$$

$$R_{xe} = 65 \text{ mm} \quad R_{ye} = 45 \text{ mm} \quad R_{ze} = 190.2 \text{ mm}$$

Especificamos la matriz de momentos

$$\vec{M} = \vec{R} \times \vec{F}$$

$$\vec{M} = \begin{bmatrix} i & j & k \\ R_x & R_y & R_z \\ F_x & 0 & F_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} i & j & k \\ R_{xe} & R_{ye} & R_{ze} \\ F_{xe} & 0 & F_{ze} \end{bmatrix}$$

$$\vec{M} = \begin{bmatrix} i & j & k \\ 585.37 & 45 & 556 \\ 135.408 & 0 & -179.693 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} i & j & k \\ 65 & 45 & 190.2 \\ -272.394 & 0 & -534.604 \end{bmatrix}$$

Tenemos los momentos para cada eje del sistema

$$M_x = (F_z R_y - F_y R_z) + (F_{ze} R_{ye} - F_{ye} R_{ze}) = -32143.361 \text{ N mm}$$

$$M_y = (F_x R_z - F_z R_x) + (F_{xe} R_{ze} - F_{ze} R_{xe}) = 163413.803 \text{ N mm}$$

$$M_z = (F_y R_x - F_x R_y) + (F_{ye} R_{xe} - F_{xe} R_{ye}) = 6164.366 \text{ N mm}$$

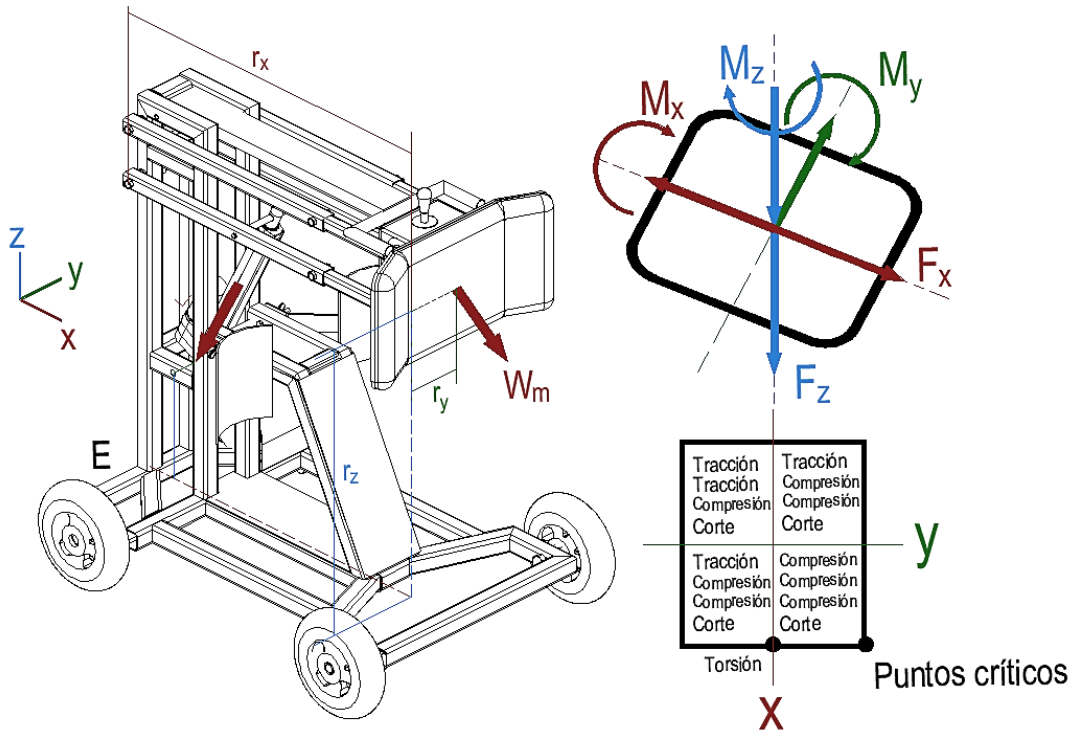


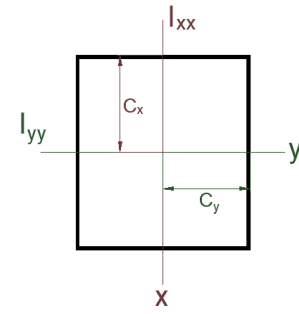
Figura 28-3. Análisis estructura punto E

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Se realizó un análisis iterativo y se toma un perfil estructural cuadrado de 30x2

Tabla 39-3: Datos catálogo del perfil

Área	2.14	cm ²
C _x	15	mm
C _y	15	mm
I _x	2.71	cm ⁴
I _y	2.71	cm ⁴
S _y	320	MPa



Realizado por: Herrera Mario, 2020

Calculamos los esfuerzos sometidos con los datos del mismo perfil.

$$\text{Compresión} \rightarrow \sigma_T = \frac{F_z}{A} = -3.338 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Corte} \rightarrow \tau_c = \frac{F_x}{A} = -0.64 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Torsión} \rightarrow \tau_T = \frac{M_z}{\alpha ab^2} = 1.897 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Flexión } x \rightarrow \sigma_x = \frac{M_x C_x}{I_x} = 17.792 \frac{N}{mm^2}$$

$$\text{Flexión } y \rightarrow \sigma_y = \frac{M_y C_y}{I_y} = 90.45 \frac{N}{mm^2}$$

Aplicamos el teorema de Von mises

$$V_m = \sqrt{(\sigma_T^2 + 3\tau_T^2)} = \sqrt{111.58^2 + 3(0.64)^2} = 111.585 \frac{N}{mm^2}$$

Y determinamos el factor de seguridad

$$n = \frac{S_y}{V_m} = \frac{320}{111.585}$$

$$n = 2.9$$

3.4.2.7 Análisis pernos

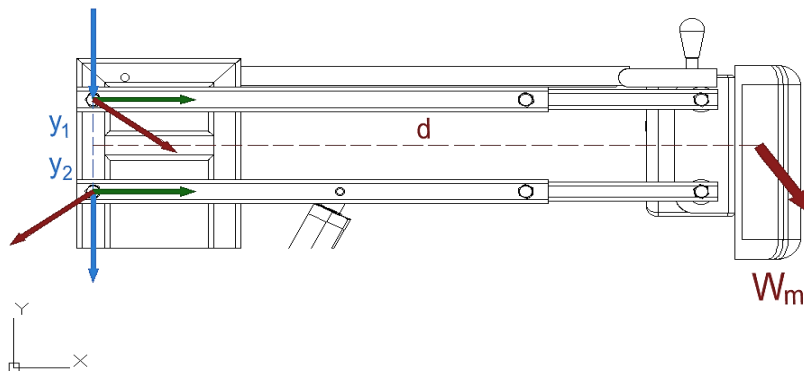


Figura 29-3. Análisis pernos punto A

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Corte primario

$$V' = \frac{F_L}{\#P} = \frac{450}{2} = 225 \text{ N}$$

Corte secundario

$$V'' = \frac{T \cdot y_1}{y_1^2 + y_2^2} = \frac{450 \sin 53 (585.37 \text{ mm}) \cdot (47.5 \text{ mm})}{47.5^2 + 47.5^2} = 22140.461 \text{ N}$$

Corte resultante

$$\vec{V} = \vec{V}' + \vec{V}''$$

$$V = \sqrt{(V' \cos 53 + V'')^2 + (V' \sin 53)^2}$$

$$V = \sqrt{(2250 \cos 53 + 22140.461)^2 + (2250 \sin 53)^2}$$

$$V = 23560.73 \text{ N}$$

Área del diámetro menor

$$A_r = \frac{V n}{S_{S_y}} = \frac{23560.73 \text{ N} (5)}{830}$$

$$A_r = 28.06 \text{ mm}^2$$

esta área corresponde

M12x1.25 grado 8.8

3.4.2.8 *Análisis estabilidad*

Para el control de estabilidad o vuelco inminente se realiza un análisis en el punto H del prototipo, que será el punto de rotación por la distribución del peso y funcionalidad del prototipo, analizamos cada elemento con su respectivo centro de gravedad y lo relacionamos proporcionalmente con el peso opuesto generado por el cuerpo humano en una ecuación de sumatoria de momento como se indica a continuación.

$$\sum M_H = 0$$

$$C_1 \cdot d_1 + C_2 \cdot d_2 + C_3 \cdot d_3 + C_{3'} \cdot d_{3'} + C_4 \cdot d_4 + C_5 \cdot d_5 + C_6 \cdot d_6 + C_7 \cdot d_7 = (C_8 \cdot d_8 + C_9 \cdot d_9) \cdot R$$

Se cumplirá la condición de equilibrio si R es mayor que uno

$$R > 1$$

$$R = \frac{C_1 \cdot d_1 + C_2 \cdot d_2 + C_3 \cdot d_3 + C_{3'} \cdot d_{3'} + C_4 \cdot d_4 + C_5 \cdot d_5 + C_6 \cdot d_6 + C_7 \cdot d_7}{(C_8 \cdot d_8 + C_9 \cdot d_9)}$$

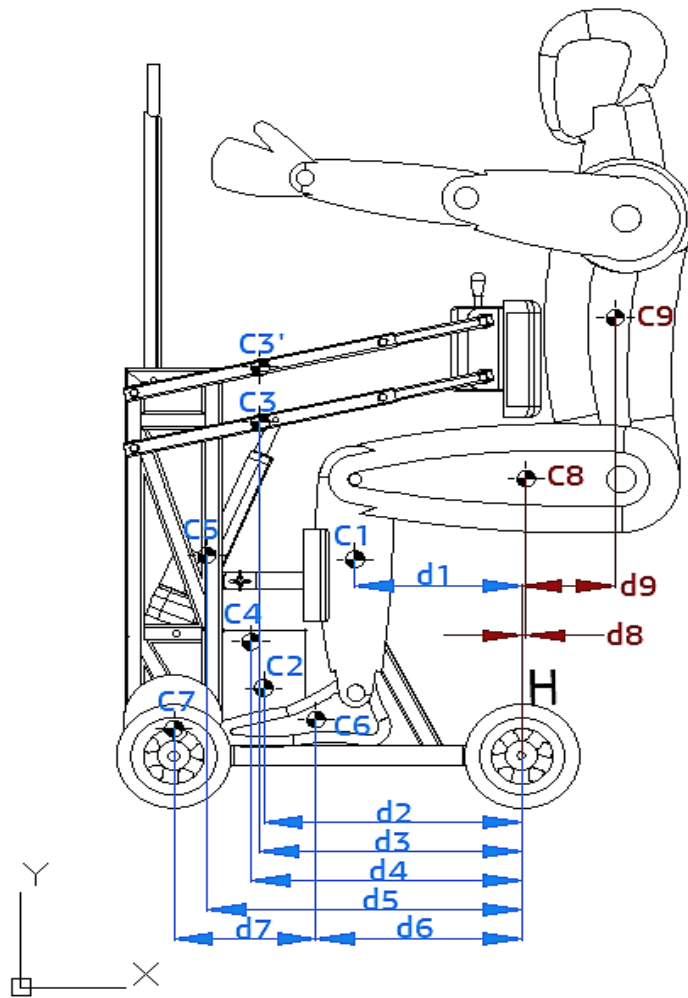


Figura 30-3. Análisis estabilidad punto H

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

De la figura 32-3 se obtiene:

Tabla 40-3: Datos catálogo del perfil

Elemento	Peso (kg)	Distancia (mm)
Actuador lineal	2	469,1
Batería	3,5	380,2
Motores	5	520
Estructura	12	400
Brazos principales	2,4	386,2
Pie	1,8	299,5
Pantorrilla	5,28	239,1
Tronco	60	145,88
Pierna	12	26,74

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Calculando R tenemos:

$$R = 1.4$$

Esto indica que todo el momento generado en la parte izquierda del punto H es mayor al momento derecho permitiendo la estabilidad del prototipo en cualquier momento de su funcionamiento.

3.4.2.9 Diseño eje

Se realiza un análisis estático con la fuerza generada por el actuador eléctrico.

$$n = \frac{\pi d^3 S_y}{32\sqrt{M^2 + \frac{3}{4}T^2}}$$

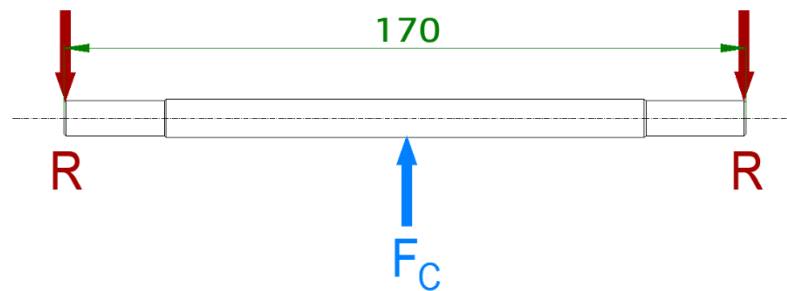


Figura 31-3. Reacciones eje

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

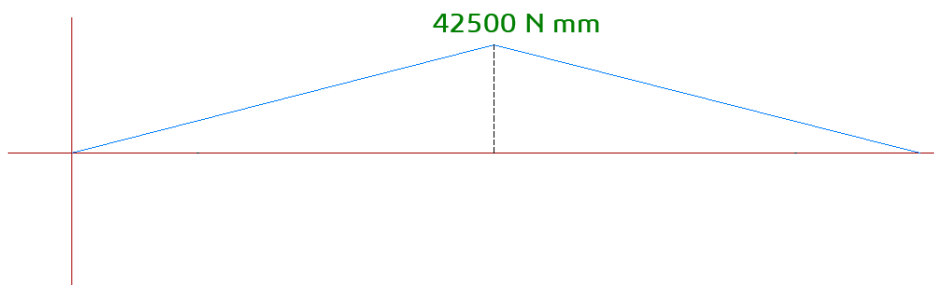


Figura 32-3. Diagrama de momentos

Realizado por: Herrera Mario, 2020

Con un acero AISI 1050 se obtiene el siguiente factor de seguridad

$$n = \frac{\pi(12.7 \text{ mm})^3(580 \text{ MPa})}{32\sqrt{(42500 \text{ N mm})^2}}$$

$$n = 2.7$$

3.5 Validación mediante software ANSYS

3.5.1 Estructura del prototipo

3.5.1.1 Pre proceso

– Geometría

Importamos la geometría al módulo de SpaceClaim de ANSYS, modificamos a superficies cada elemento estructural para tener una malla correcta en la simulación, se deja como sólidos por defecto los ejes en la estructura y sus respectivos pernos de conexiones.

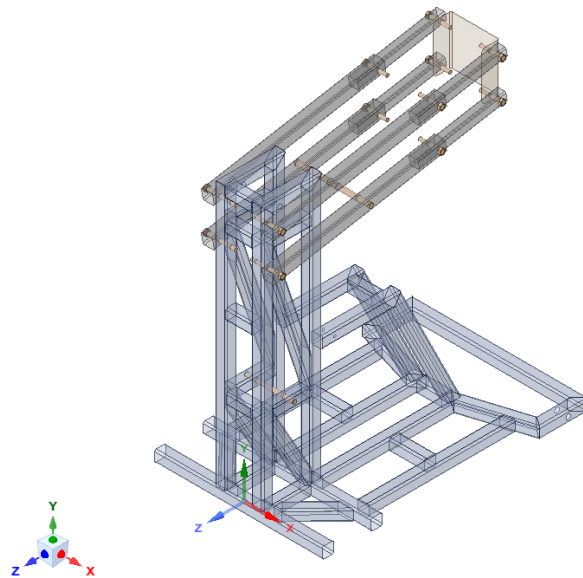


Figura 33-3. Geometría de análisis en SpaceClaim

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

– Materiales

Se establece los tres tipos de materiales aplicados en los distintos elementos del prototipo, tenemos los perfiles estructurales, los pernos de conexión y los ejes de anclaje del actuador eléctrico lineal, como se especifica.

Tabla 41-3: Propiedades acero estructural

Material	Acero estructural	
Densidad	7850	Kg.m ³
Módulo de Young	200000	MPa
Poisson	0,3	
Tensile Yield Strength	250	MPa
Compressive Yield Strength	250	MPa
Tensile Ultimate Strength	460	MPa

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Tabla 42-3: Propiedades acero AISI 1050

Material	Acero AISI 1050	
Densidad	7850	Kg.m ³
Módulo de Young	200000	MPa
Poisson	0,28	
Tensile Yield Strength	580	MPa
Compressive Yield Strength	580	MPa
Tensile Ultimate Strength	690	MPa

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Tabla 43-3: Propiedades acero grado 8.8

Material	Acero pernos grado 8,8	
Densidad	7850	Kg.m ³
Módulo de Young	200000	MPa
Poisson	0,3	
Tensile Yield Strength	600	MPa
Compressive Yield Strength	830	MPa
Tensile Ultimate Strength	830	MPa

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

– **Fuerzas**

Como se detalla anteriormente la carga aplicada por el usuario corresponde a los 890 N, la acción generada por el actuador lineal corresponde a los 1500N de acción y reacción en los ejes superior e inferior y los soportes fijos correspondientes a la colocación de los motores respectivamente.

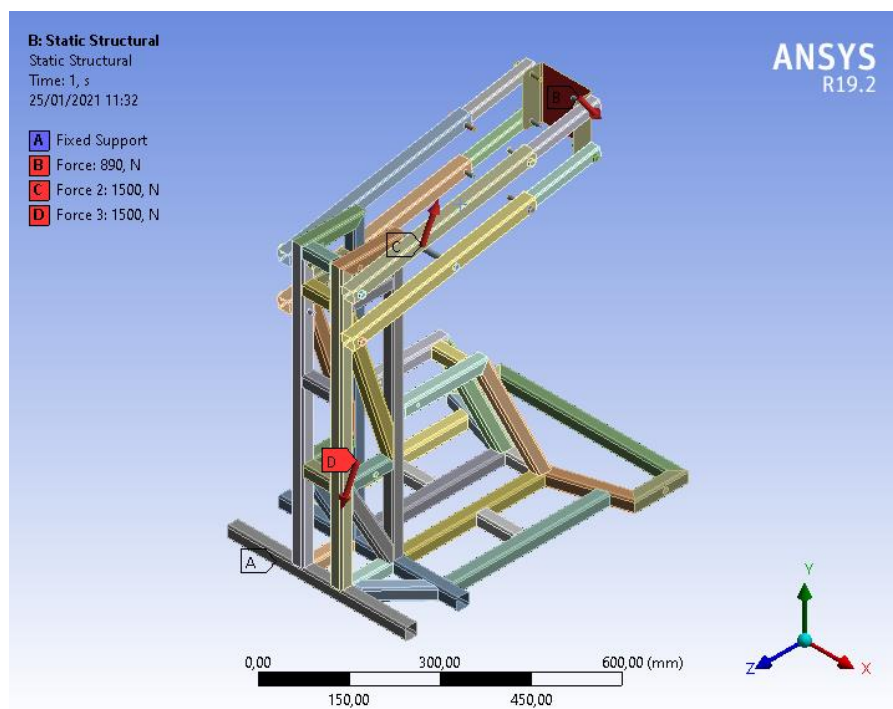


Figura 34-3. Aplicación de fuerzas y soportes

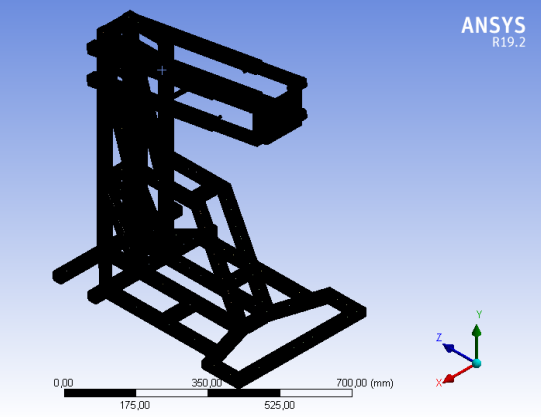
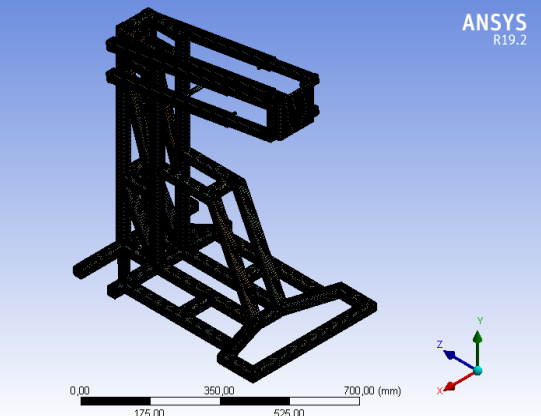
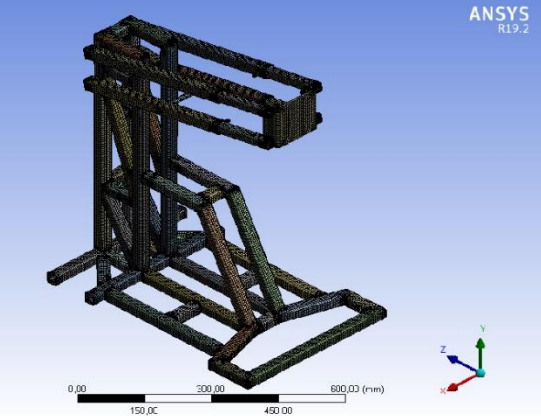
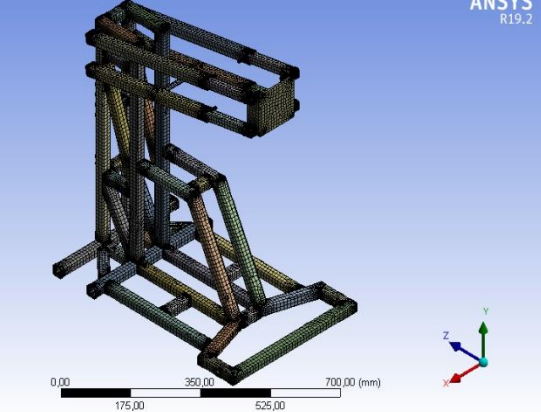
Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.5.1.2 *Proceso*

– **Mallado**

Para el análisis de convergencia se realizó un tratamiento en el mallado del prototipo con 16 diferentes tipos de configuraciones en el mallado, todas estas sobrepasando la calidad óptima para la verificación de resultados, como se muestra en las tablas 44-3 y 45-3.

Tabla 44-3: Tipos de mallado para la convergencia de la estructura

Calidad	Mallado	
2mm	<p>Details of "Mesh"</p> <ul style="list-style-type: none"> Display <ul style="list-style-type: none"> Display Style: Use Geometry Setting Defaults <ul style="list-style-type: none"> Physics Preference: Mechanical Element Order: Program Controlled Element Size: 2, mm Sizing Quality <ul style="list-style-type: none"> Check Mesh Quality: Yes, Errors Error Limits: Standard Mechanical Target Quality: Default (0.050000) Smoothing: Medium Mesh Metric: Element Quality Min: 0,14331 Max: 0,99999 Average: 0,94053 Standard Deviation: 9,2136e-002 Inflation Advanced Statistics <ul style="list-style-type: none"> Nodes: 460866 Elements: 404600 	
3mm	<p>Details of "Mesh"</p> <ul style="list-style-type: none"> Display <ul style="list-style-type: none"> Display Style: Use Geometry Setting Defaults <ul style="list-style-type: none"> Physics Preference: Mechanical Element Order: Program Controlled Element Size: 3, mm Sizing Quality <ul style="list-style-type: none"> Check Mesh Quality: Yes, Errors Error Limits: Standard Mechanical Target Quality: Default (0.050000) Smoothing: Medium Mesh Metric: Element Quality Min: 7,8431e-002 Max: 0,99996 Average: 0,91895 Standard Deviation: 0,11609 Inflation Advanced Statistics <ul style="list-style-type: none"> Nodes: 204248 Elements: 176774 	
5mm	<p>Details of "Mesh"</p> <ul style="list-style-type: none"> Display <ul style="list-style-type: none"> Display Style: Use Geometry Setting Defaults <ul style="list-style-type: none"> Physics Preference: Mechanical Element Order: Program Controlled Element Size: 5, mm Sizing Quality <ul style="list-style-type: none"> Check Mesh Quality: Yes, Errors Error Limits: Standard Mechanical Target Quality: Default (0.050000) Smoothing: Medium Mesh Metric: Element Quality Min: 7,2142e-002 Max: 0,99996 Average: 0,84454 Standard Deviation: 0,15283 Inflation Advanced Statistics <ul style="list-style-type: none"> Nodes: 107930 Elements: 88853 	
10mm	<p>Details of "Mesh"</p> <ul style="list-style-type: none"> Display <ul style="list-style-type: none"> Display Style: Use Geometry Setting Defaults <ul style="list-style-type: none"> Physics Preference: Mechanical Element Order: Program Controlled Element Size: 10, mm Sizing Quality <ul style="list-style-type: none"> Check Mesh Quality: Yes, Errors Error Limits: Standard Mechanical Target Quality: Default (0.050000) Smoothing: Medium Mesh Metric: Element Quality Min: 4,5462e-002 Max: 0,99999 Average: 0,77424 Standard Deviation: 0,16903 Inflation Advanced Statistics <ul style="list-style-type: none"> Nodes: 79069 Elements: 62386 	

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.5.1.3 Post – proceso

Para el estado de deformaciones desarrollados en el prototipo bajo la carga de trabajo máxima se presenta valores aceptables con un máximo de 0.4234 mm, al trabajar el mecanismo de cuatro barras como una viga en voladizo por la carga del usuario, analizando esta simulación en el estado crítico de funcionamiento que corresponde a la posición de sedestación.

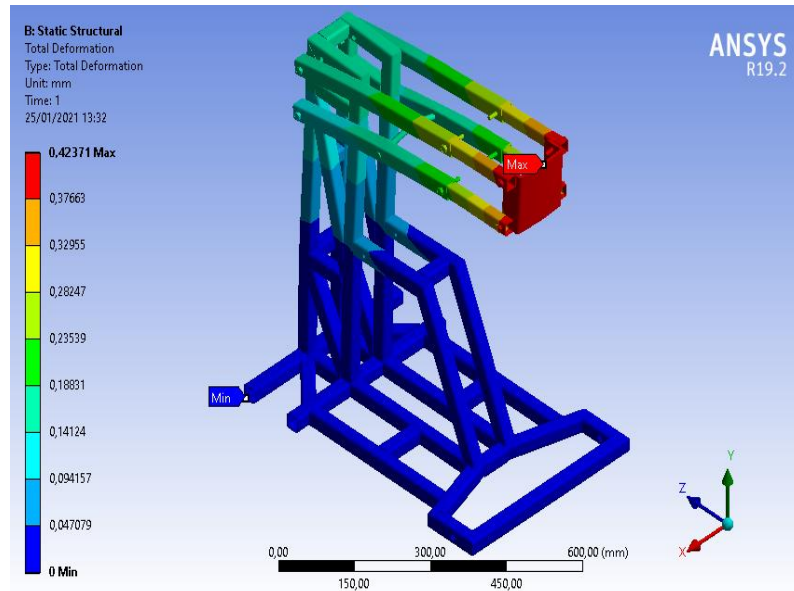


Figura 35-3. Resultados del estado de deformación del prototipo

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Para el estado de esfuerzos desarrollados en el prototipo bajo la carga de trabajo máxima se presenta valores con un máximo de 289 MPa, bajo las condiciones críticas de trabajo.

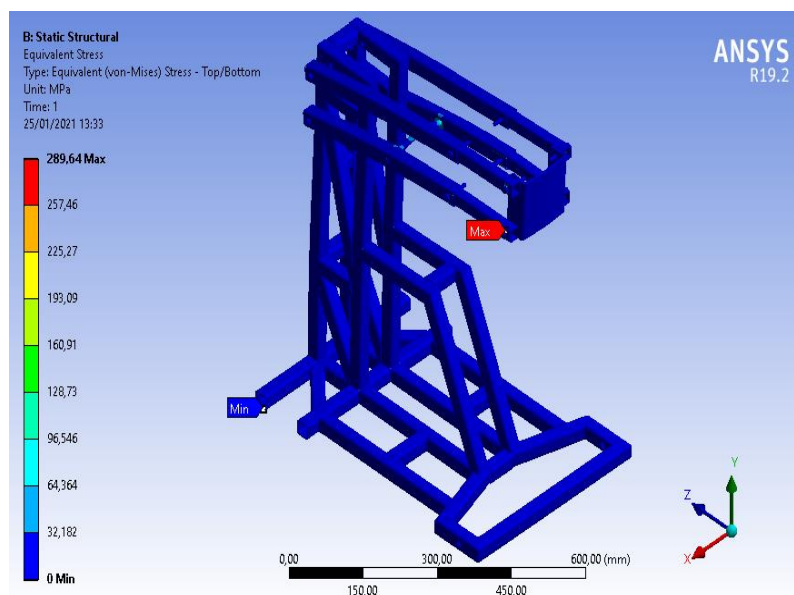


Figura 36-3. Resultados del estado de esfuerzos en el prototipo

Realizado por: Herrera Mario, 2020

Por consiguiente, se presenta el factor de seguridad para todo el prototipo teniendo un factor mínimo de 2 en pequeñas secciones, principalmente en los elementos de unión donde se desarrollan los estados de esfuerzos críticos.

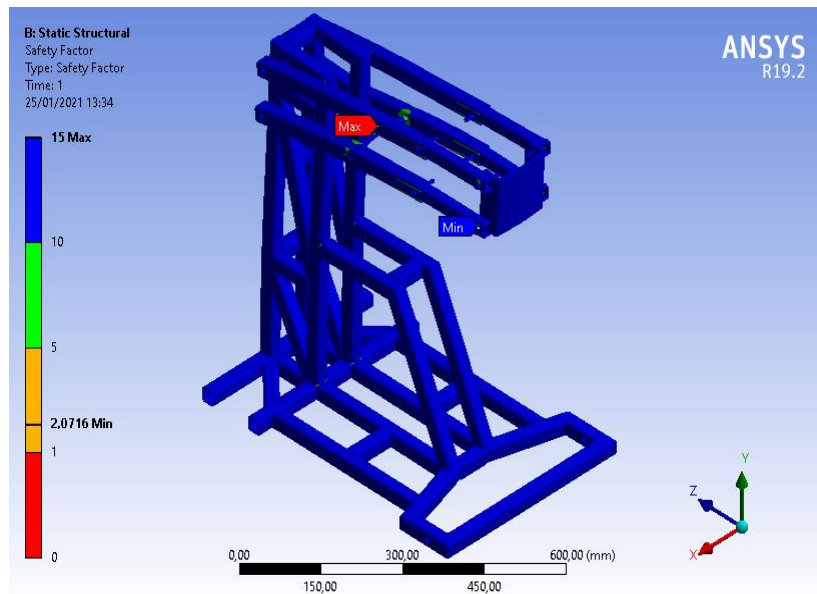


Figura 37-3. Resultado del factor de seguridad

Realizado por: Herrera Mario, 2020

3.5.2 Eje del actuador

3.5.2.1 Pre proceso

– Geometría

Importamos la geometría al módulo de SpaceClaim de ANSYS.

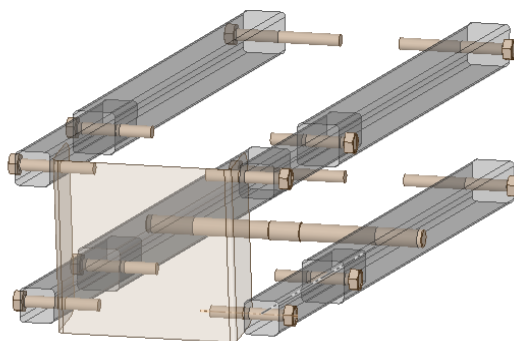


Figura 38-3. Geometría SpaceClaim del eje

Realizado por: Herrera Mario, 2020

– **Fuerzas**

Se aplica las cargas establecidas en el análisis del prototipo.

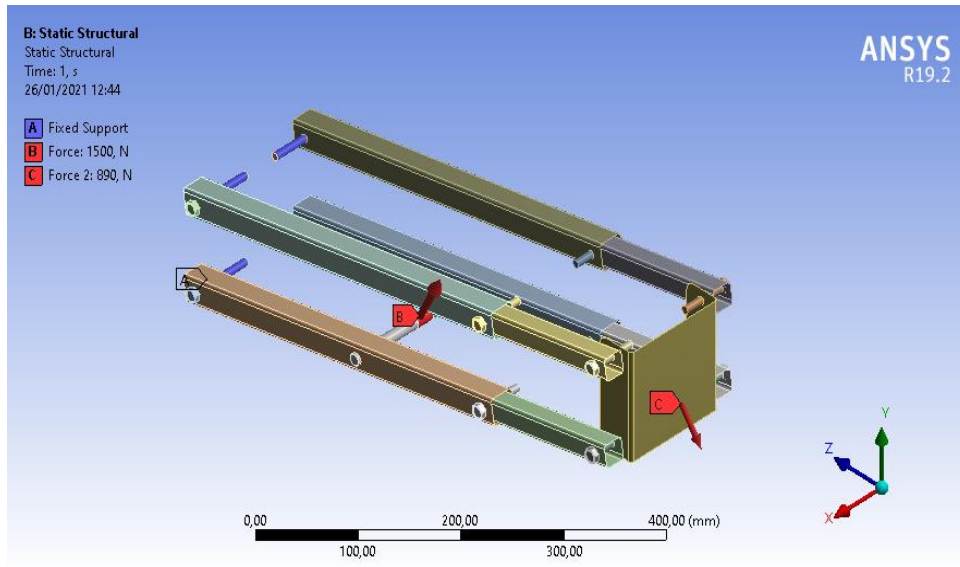


Figura 39-3. Aplicación de fuerzas y soportes

Realizado por: Herrera Mario, 2020

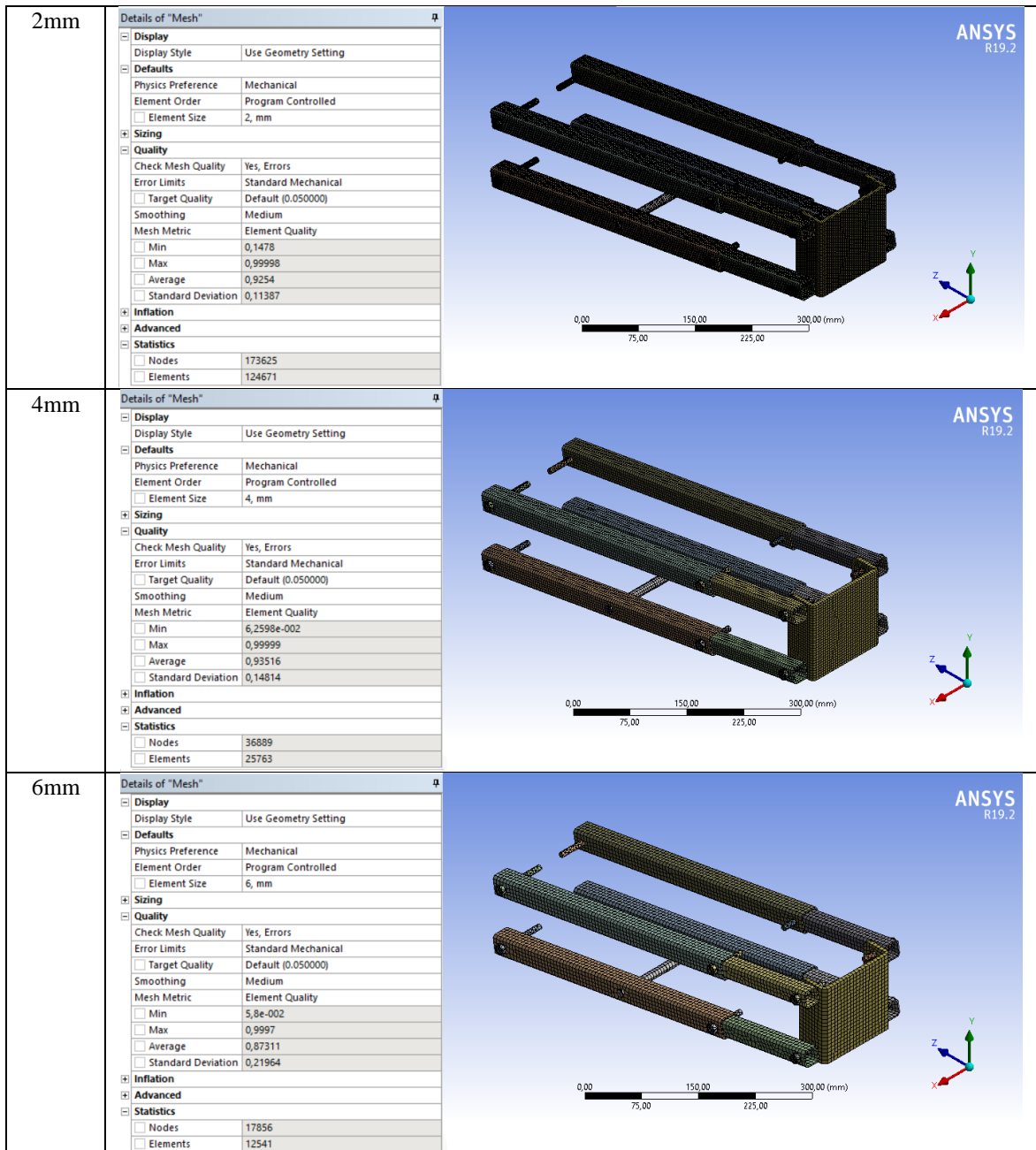
3.5.2.2 *Proceso*

– **Mallado**

Para el análisis de convergencia se realizó un tratamiento en el mallado del eje con 16 diferentes tipos de configuraciones en el mallado, todas estas sobrepasando la calidad óptima para la verificación de resultados, como se muestra en las tablas 46-3.

Tabla 45-3: Tipos de mallado para la convergencia del eje

Calidad	Mallado
1.5mm	



Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.5.2.3 Post - proceso

Para el estado de deformaciones desarrollados en el eje principal del actuador hacia el mecanismo de cuatro barras bajo la carga de trabajo máxima se presenta valores aceptables con un máximo de 0.1324 mm, al trabajar el mecanismo de cuatro barras como una viga en voladizo por la carga del usuario, analizando esta simulación en el estado crítico de funcionamiento que corresponde a la posición de sedestación.

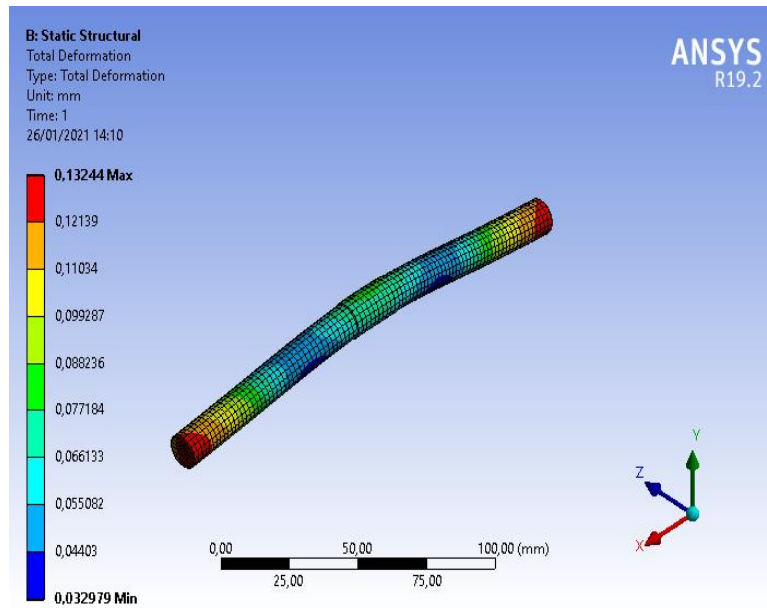


Figura 40-3. Resultados del estado de deformación del eje

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Para el estado de esfuerzos desarrollados en el eje del actuador bajo la carga de trabajo máxima se presenta valores con un máximo de 158 MPa, bajo las condiciones críticas de trabajo.

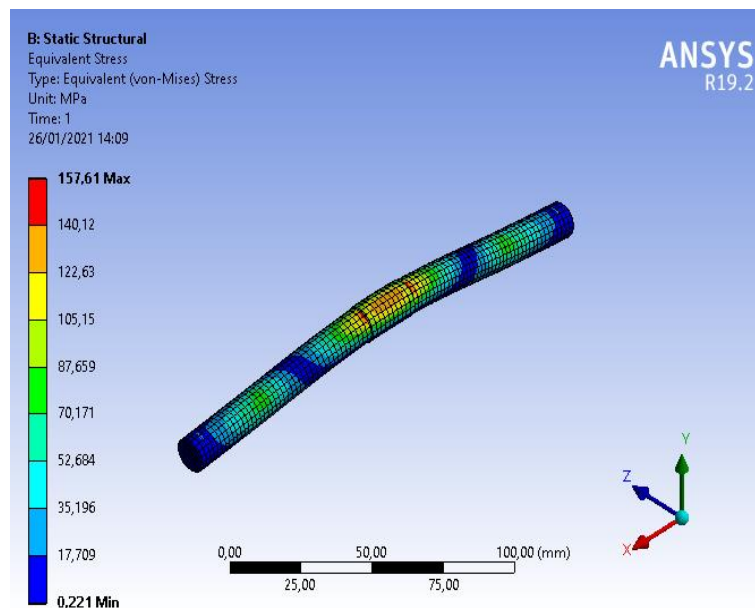


Figura 41-3. Resultados del estado de esfuerzos del eje

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Por consiguiente, se presenta el factor de seguridad para el eje teniendo un factor mínimo de 3.68 en la parte central del eje, principalmente en los cambios de sección donde se desarrollan los estados de esfuerzos críticos.

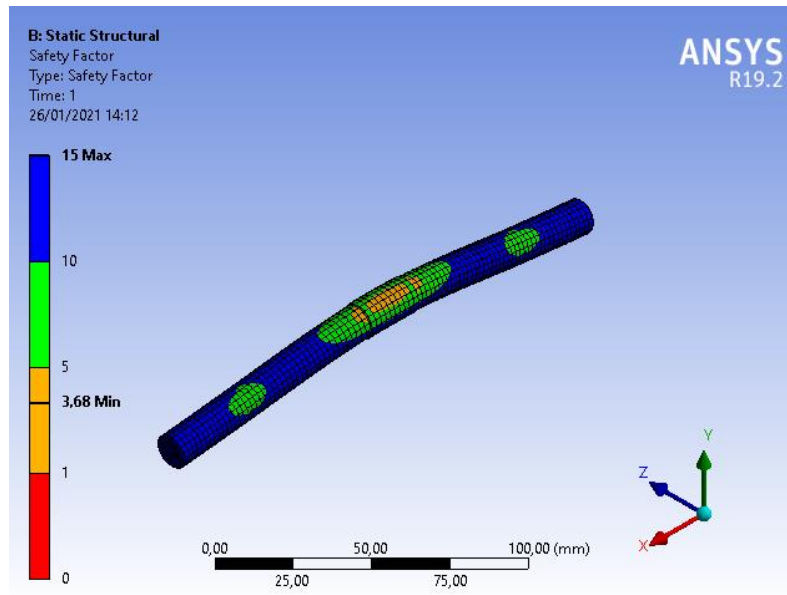


Figura 42-3. Resultados de un mallado a 2 mm eje

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.6 Validación mediante software MSC ADAMS

3.6.1 *Mecanismo*

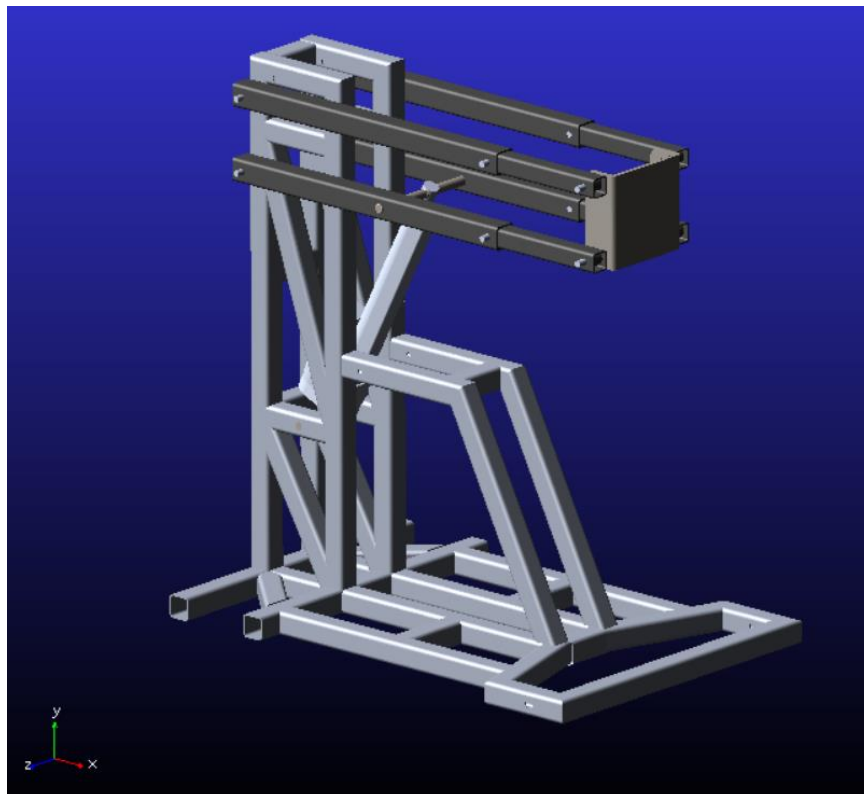


Figura 43-3. Mecanismo bipedestador de análisis en ADAMS

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.6.2 Definición de propiedades

Se aplica la asignación de los materiales de cada elemento del prototipo, cada elemento está basado en acero, además se definen las propiedades físicas para su análisis.

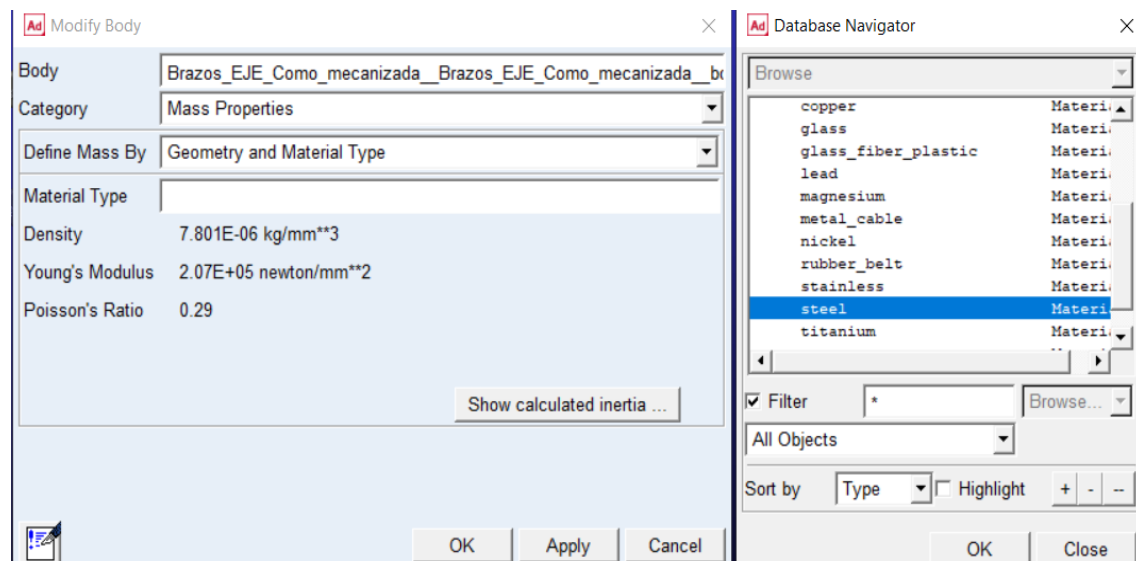


Figura 44-3. Selección del material

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.6.3 Definición de conexiones

Se realiza las conexiones mecánicas del prototipo bipedestador, definiendo los elementos móviles de los estáticos y sus respectivos movimientos para la simulación.

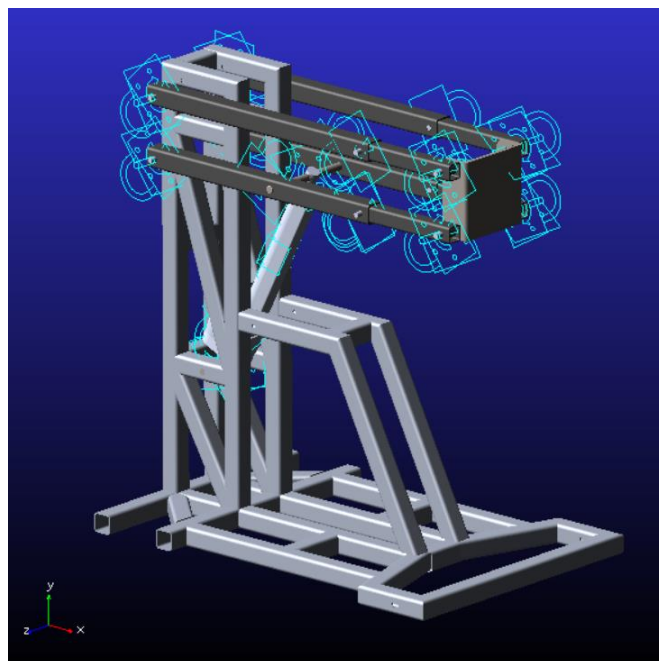


Figura 45-3. Definición de conexiones y movimientos

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.6.4 Definición del actuador lineal (motion)

Definimos las propiedades mecánicas del actuador lineal como su velocidad y punto de aplicación en la simulación.

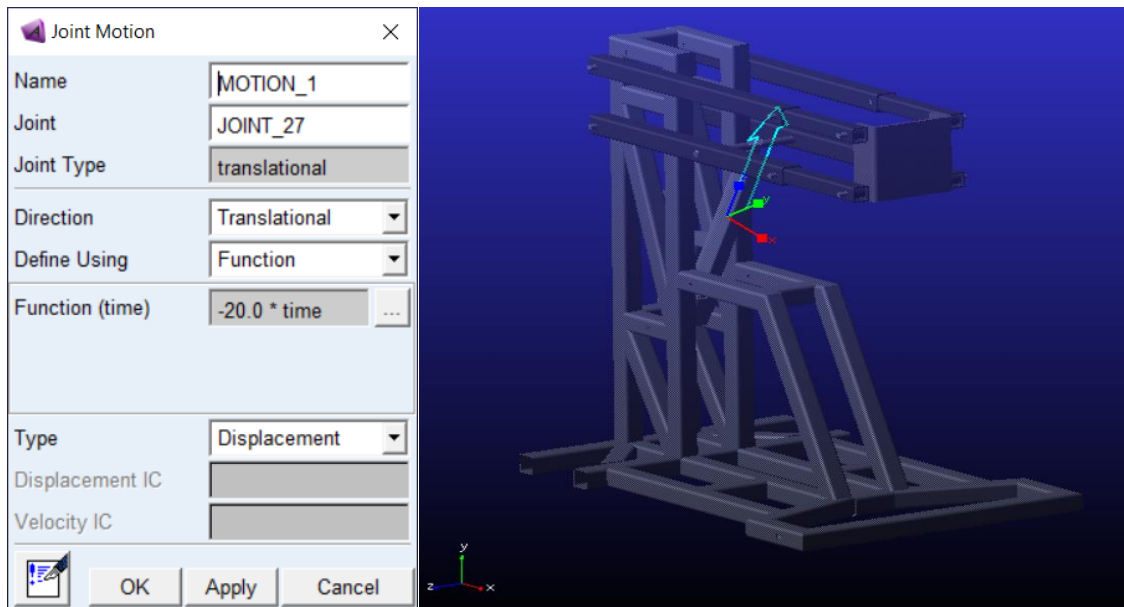


Figura 46-3. Definición del actuador lineal del mecanismo

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.6.5 Definición de las fuerzas externas

Se aplica la fuerza gravitatoria y la fuerza de trabajo está referenciando el peso del usuario y su variación en su cambio de posición y por consiguiente su cambio de magnitud respecto al tiempo.

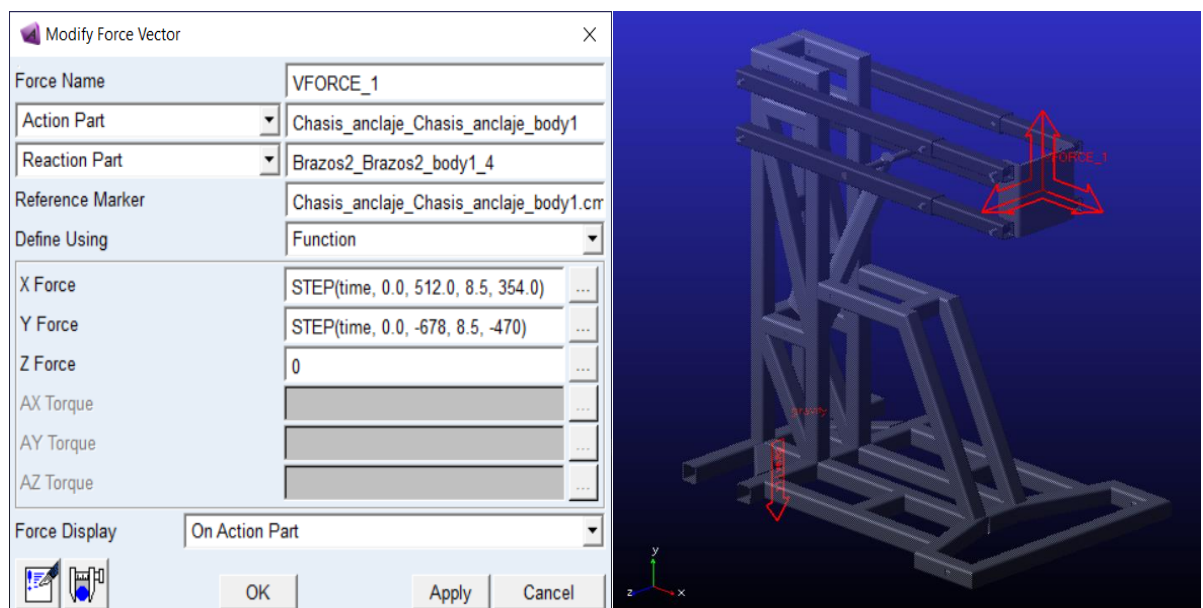


Figura 47-3. Definición de las fuerzas de trabajo

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.6.6 Simulación

Se estable un tiempo de referencia en el cambio de posición de sedestación a bipedestación del prototipo con la velocidad del actuador de 8.5 segundos en la que el usuario modifica su posición.

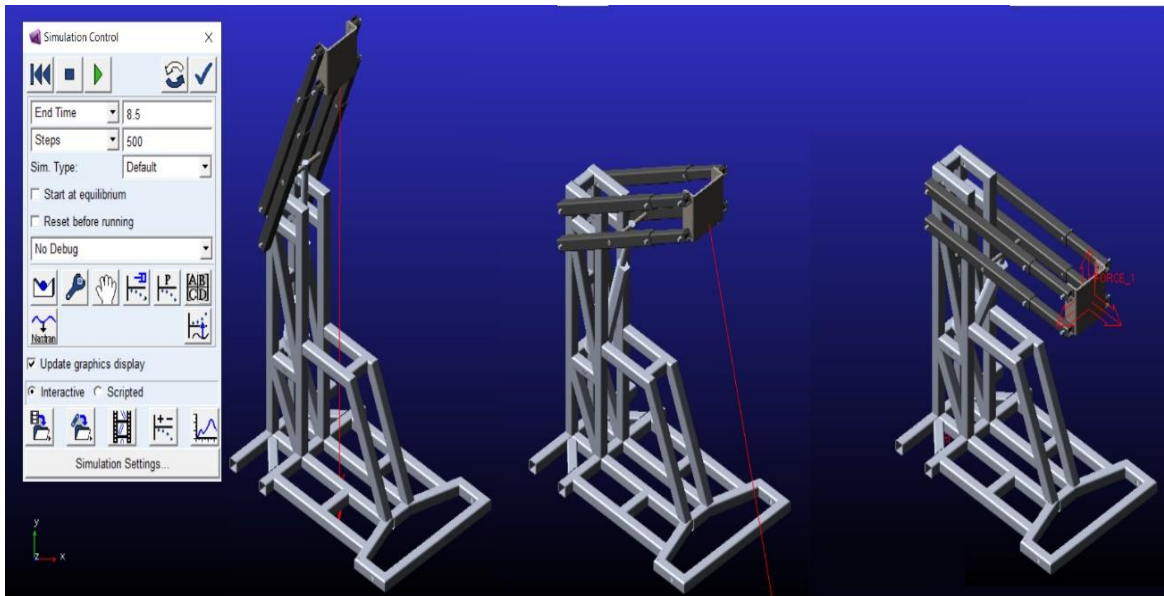


Figura 48-3. Proceso de simulación

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Se presenta la curva que genera el mecanismo en su cambio de posición, aquí se observa que se cumple que el usuario cambio de posición de sedeste a bípedo.

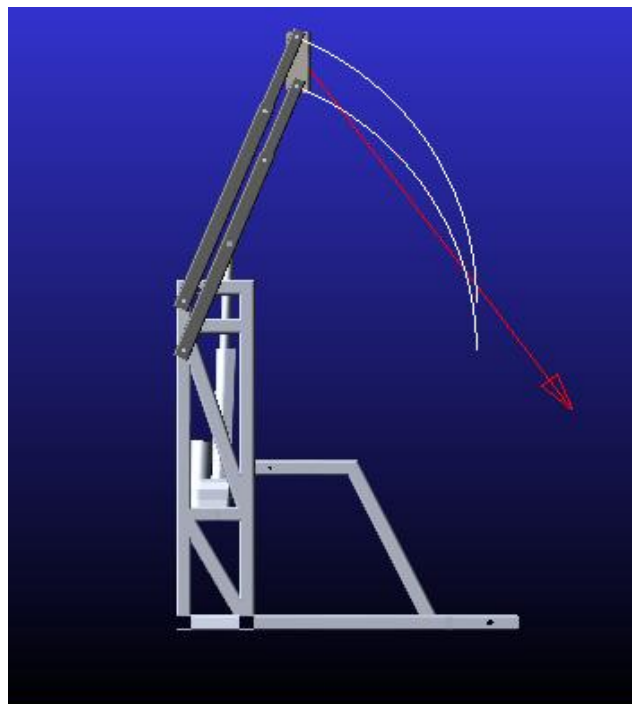


Figura 49-3. Trazado del movimiento bipedestador

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.6.7 Análisis de resistencia debido a fuerzas dinámicas

Se analizará los elementos principales del mecanismo bajo la acción de las fuerzas dinámicas en su cambio de posición

3.6.7.1 Brazo AB

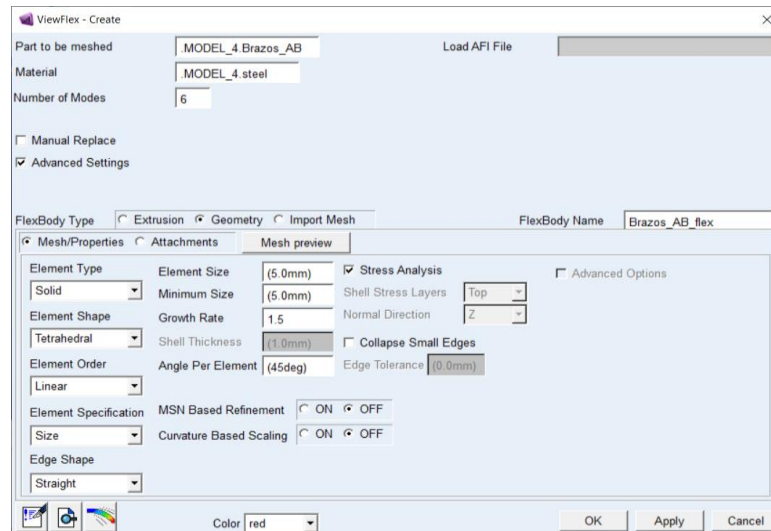


Figura 50-3. Configuración de mallado del brazo AB

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Se transforma el elemento de análisis a flexible que permite la identificación de los esfuerzos aplicados en él por medio de las cargas dinámicas del sistema.

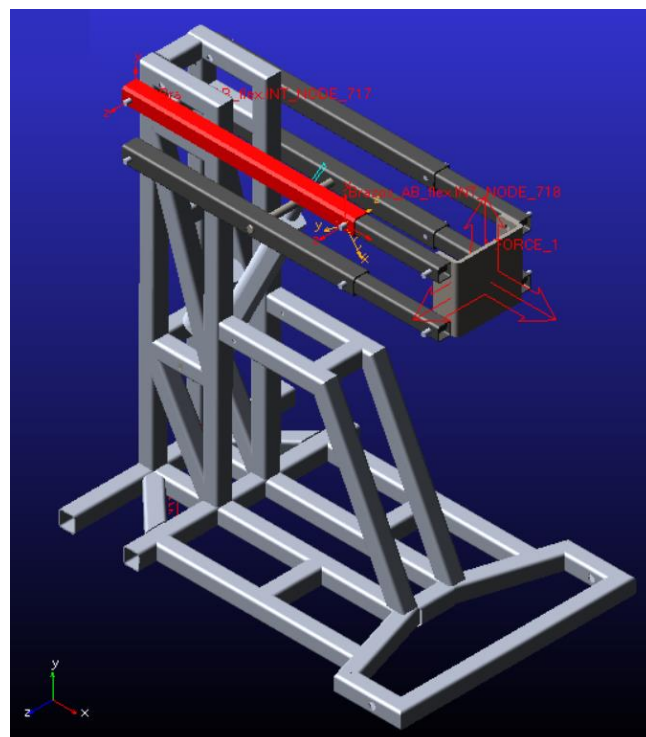


Figura 51-3. Configuración de mallado del brazo AB

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Para este elemento se presenta una carga máxima de 4 MPa en su simulación, estableciendo que el elemento trabaja sin problemas durante la bipedestación.

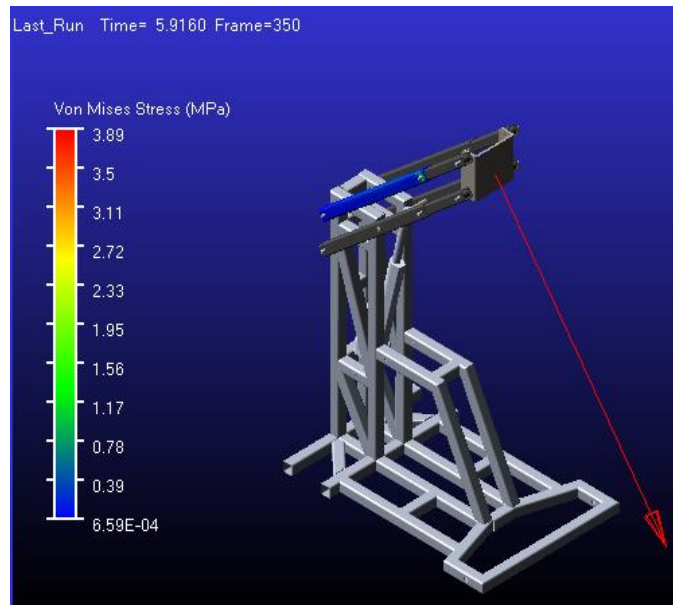


Figura 52-3. Análisis Von Misses brazo AB

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.6.7.2 Brazo BC

Continuamos el análisis con el elemento telescópico superior del prototipo que permite la modificación de sus dimensiones conformado por elementos empernados en sus extremos.

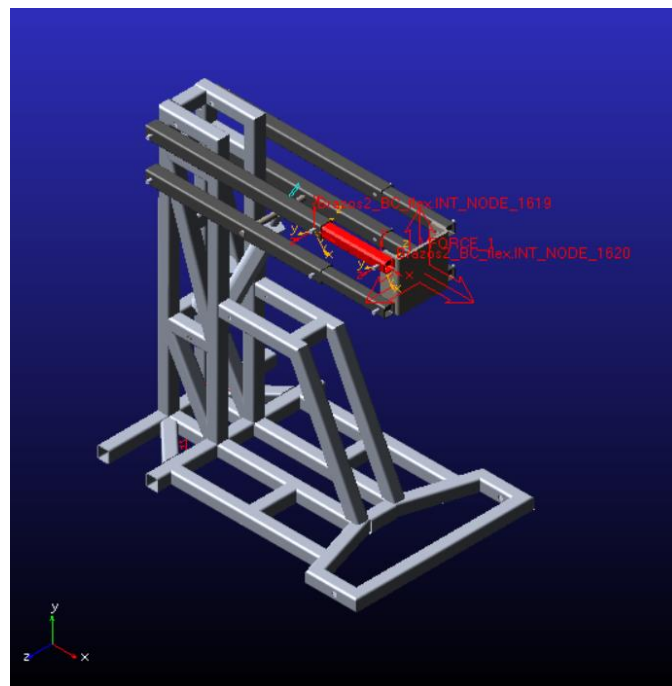


Figura 53-3. Configuración de mallado del brazo BC

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Para este elemento se presenta un esfuerzo máximo de 4.82 MPa en la simulación, estableciendo que el elemento trabaja sin problemas durante la bipedestación.

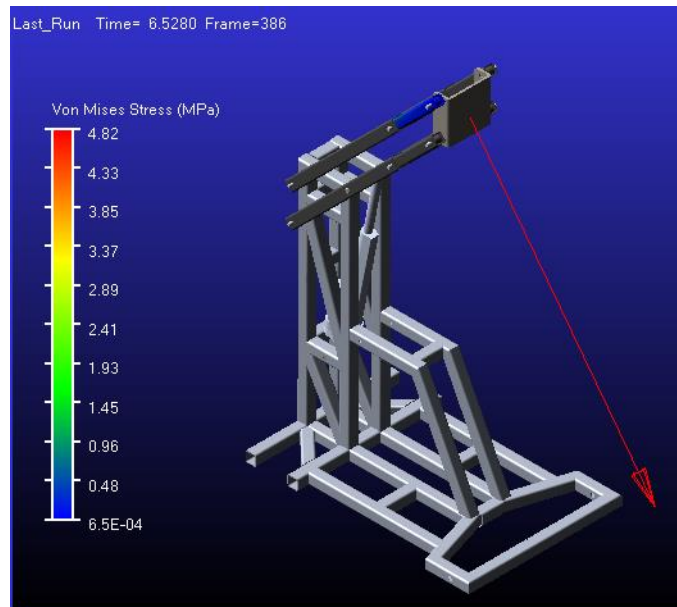


Figura 54-3. Análisis Von Misses brazo BC

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.6.7.3 Brazo DF

Analizaremos el elemento DF del mecanismo a pesar de ser un mecanismo simétrico la configuración de las fuerzas varía en su simulación como se indica a continuación.

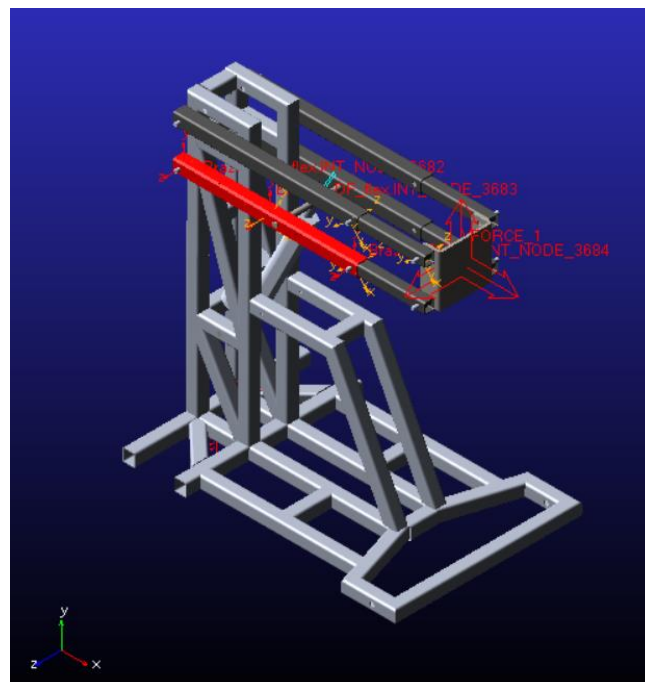


Figura 55-3. Configuración de mallado del brazo DF

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Al comparar con el elemento AB se presenta valores de esfuerzos mucho menores en la simulación de 1.44 MPa a comparación de los 4 MPa del elemento simétrico, estableciendo que el elemento trabaja sin problemas durante la bipedestación.

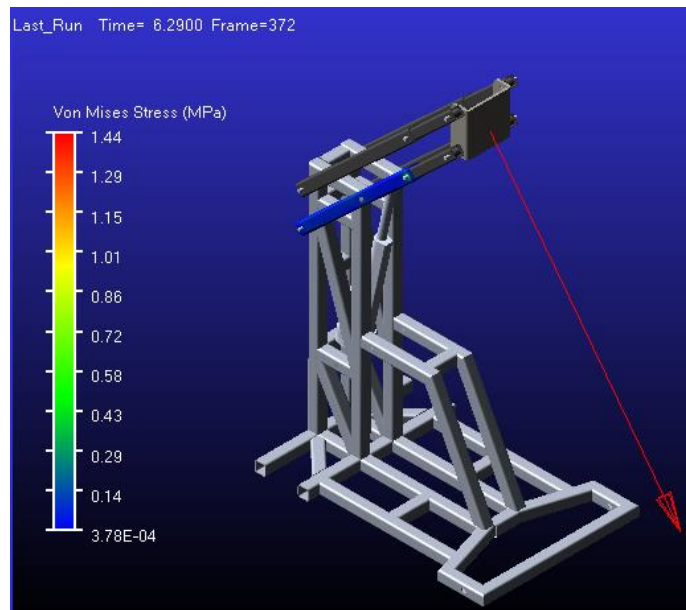


Figura 56-3. Análisis Von Misses brazo DF

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.6.7.4 Brazo FG

También se analiza el elemento telescópico simétrico inferior del prototipo

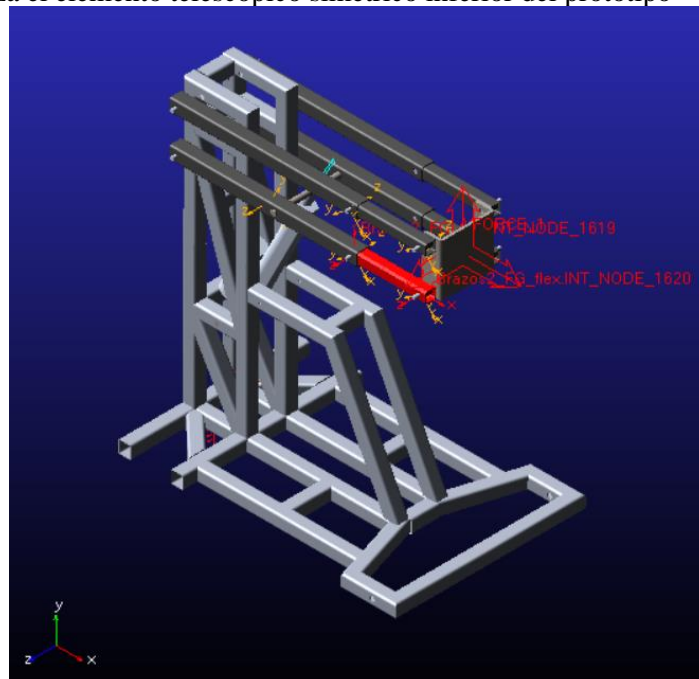


Figura 57-3. Configuración de mallado del brazo FG

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Para este elemento simétrico del bipedestador el estado de esfuerzos es mínima como se muestra en la simulación, concluyendo su correcto funcionamiento del elemento.

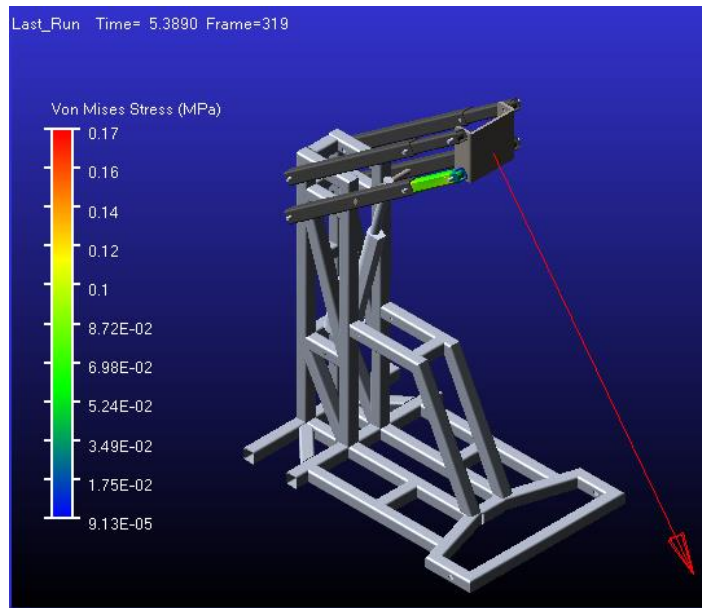


Figura 58-3. Análisis Von Mises brazo FG

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.6.7.5 Eje del actuador

El eje del actuador empleado como conexión al mecanismo de cuatro barras mediante el actuador lineal que está sujeto a las cargas del usuario y del actuador que se analizara a continuación su condición de esfuerzos durante la simulación dinámica.

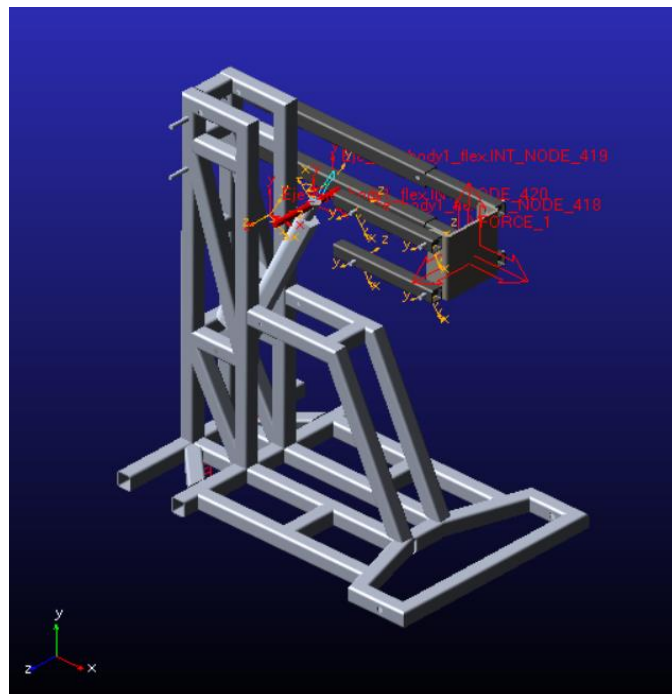


Figura 59-3. Configuración de mallado del eje actuador

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Los esfuerzos generados en el eje del actuador bajo las cargas dinámicas tienen un valor máximo de 7.11 MPa generados principalmente en el centro del mismo, además con esto se verifica que las

dimensiones y propiedades del material son correctas para la fabricación del prototipo.

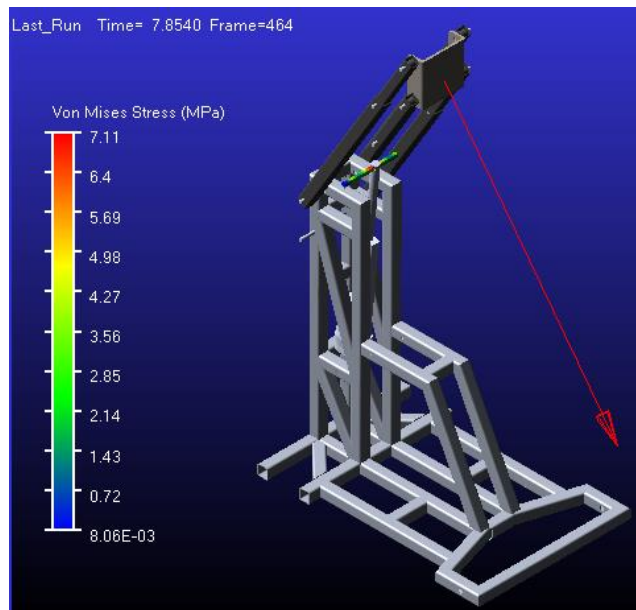


Figura 60-3. Análisis Von Misses del eje actuador

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.6.7.6 Pernos A-D

En este apartado se configura los elementos críticos de unión del prototipo ubicados en A y D para analizar la condición de esfuerzos aplicados en los mismos

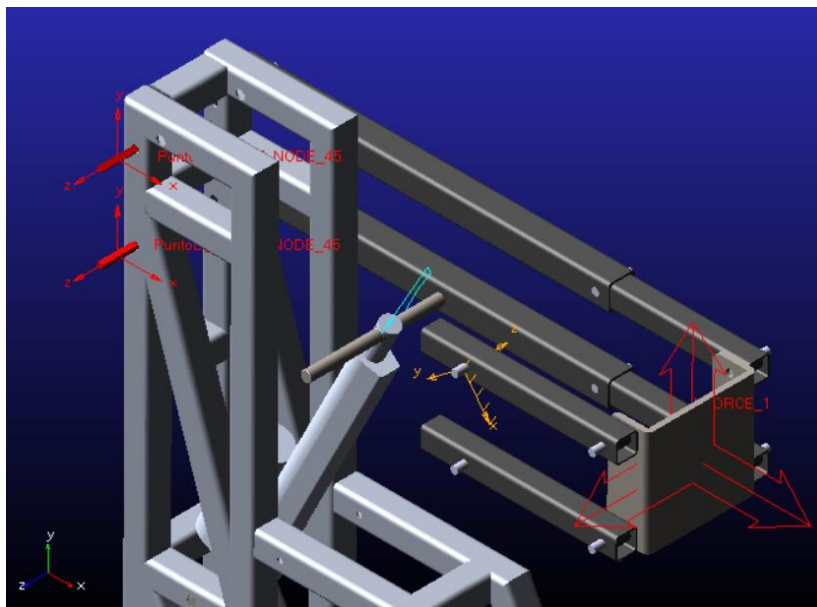


Figura 61-3. Configuración de mallado de los pernos A-D

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Una vez configurado el mallado de cada perno, se observa que bajo la simulación de las cargas en el cambio de posición se tiene un estado de esfuerzos de 3.04 MPa como valor máximo, de igual modo se garantiza las dimensiones y características de los pernos seleccionados.

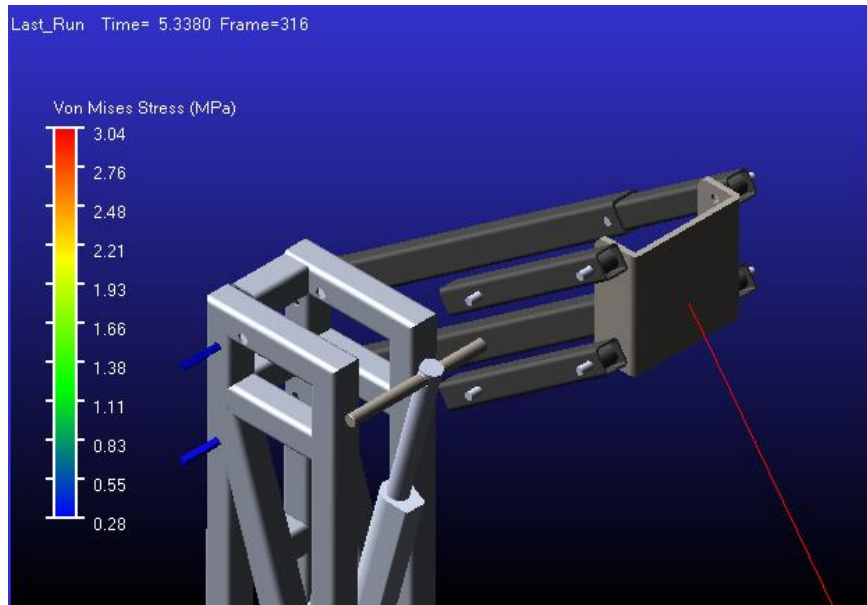


Figura 62-3. Análisis Von Misses brazo AB

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.6.7.7 Chasis de anclaje

Este es el elemento principal de aplicación de la carga del usuario de igual modo se aplica su respectivo mallado para la verificación de los esfuerzos en la simulación.

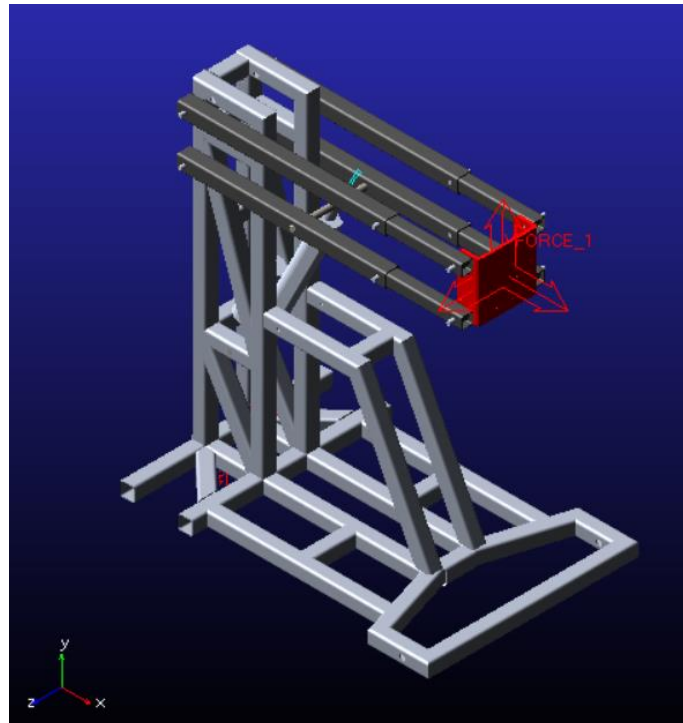


Figura 63-3. Configuración de mallado del chasis de anclaje

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Para este elemento de anclaje al usuario, se observa que bajo la simulación de las cargas dinámicas en el cambio de posición se tiene un estado de esfuerzos de 12.07 MPa en su valor máximo, de

igual modo se garantiza las dimensiones y características de este elemento bajo dichas cargas.

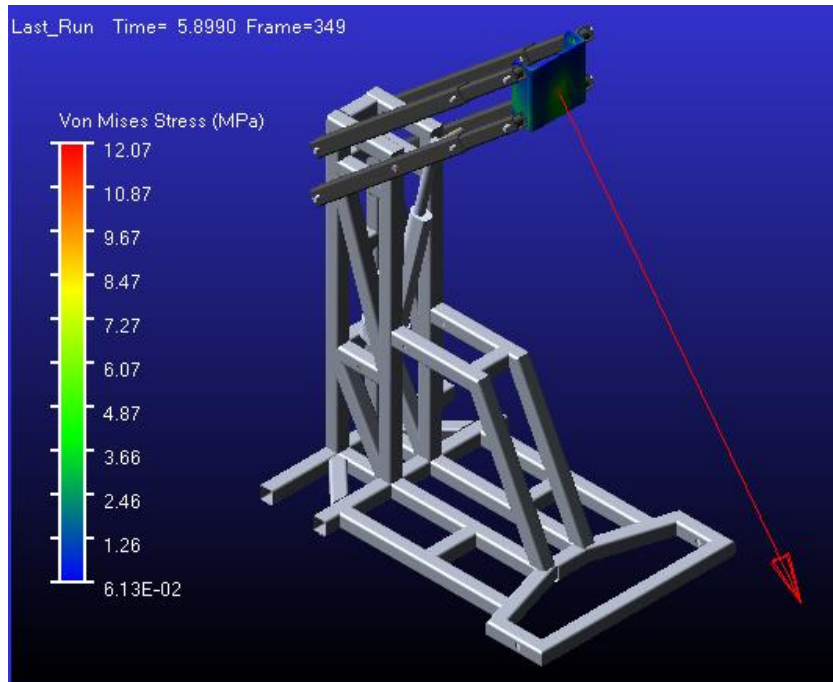


Figura 64-3. Análisis Von Mises brazo AB

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.7 Selección actuador lineal

3.7.1 Factor de utilización

SERIE UBA

CARGA DINÁMICA [N]

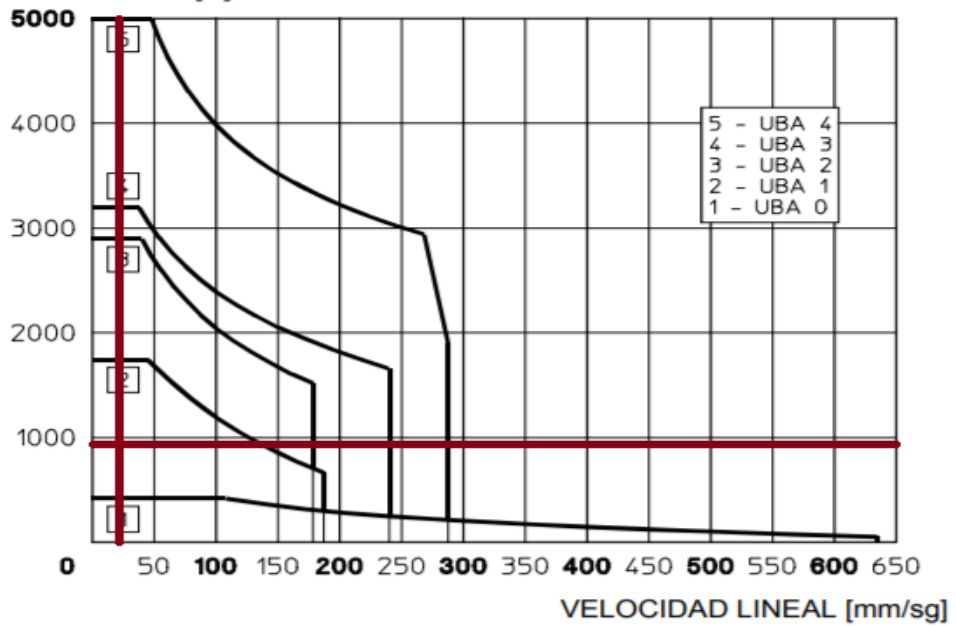


Gráfico 7-3. Gráfico de cargas dinámicas

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

$$Fu(\%) = \frac{\text{Tiempo de trabajo en 10 minutos}}{10 \text{ minutos}} \times 100$$

El factor de utilización permite definir la caracteriza del actuador para las aplicaciones médicas que cae en la especificación de este prototipo consideraremos una denominación **UBA 0**.

3.7.2 Carga admisible

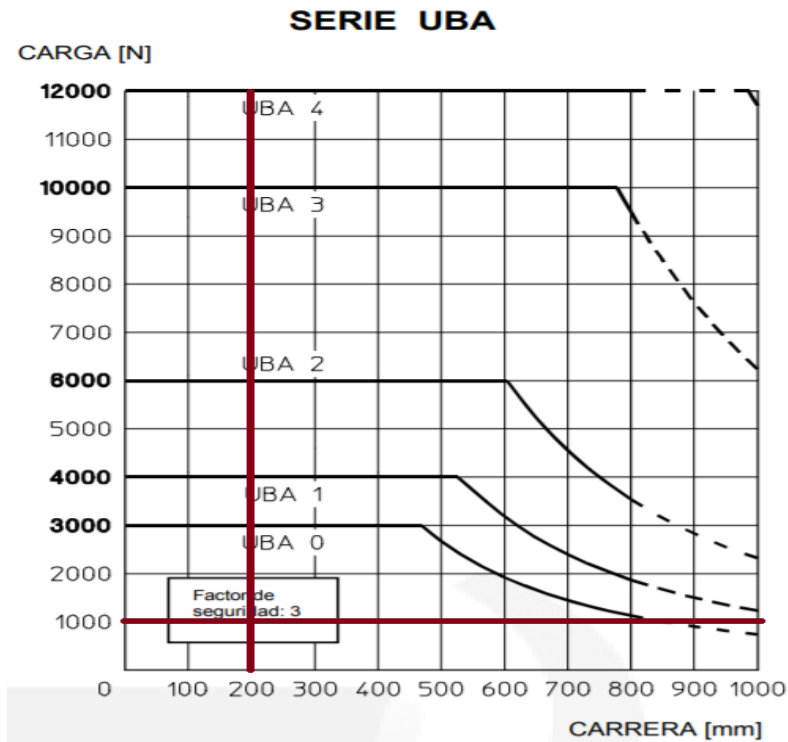


Gráfico 8-3. Gráfico de cargas admisibles

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Bajo estas condiciones podemos definir el actuador lineal y las características de su motor, todo esto basados en los datos de potencia y carga de las simulaciones generadas en el software MSC ADAMS.

UBA0 RN2 C200 FO FCE VERS.3 DH

MOTOR CC 0.25Kw 2 Polos 24V IP54

Donde:

Tipo de actuador: UBA0

Relación interna: RN2

Carrera: C200

Amarre frontal: FO (Horquilla)

Dispositivo final de carrera: FCE (interruptor eléctrico)

Versión de entrada: vers3 brida motor

Posición del eje de entrada: DH lado derecho

Motor de corriente continua: CC

Estándar para motores con freno: IP54

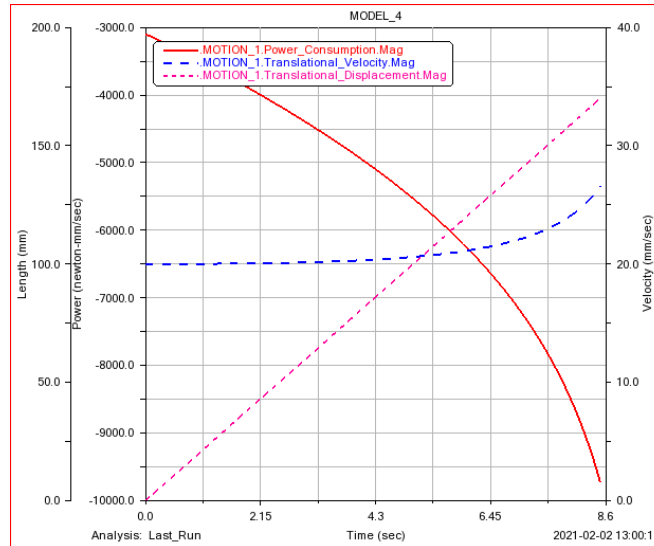


Gráfico 9-3. Gráfico de potencia del actuador lineal

Realizado por: Herrera Mario, 2020

3.8 Análisis de costos

Bajo la metodología de análisis de costos directos e indirectos analizaremos el precio del prototipo y cada uno de sus elementos.

3.8.1 Costos directos

En este apartado se detalla el precio de los diversos elementos del prototipo mecánicos y de control, junto con su costo de manufactura y de proceso de fabricación.

3.8.1.1 Elementos mecánicos

Tabla 46-3: Costos elementos mecánicos

Ítem	Cantidad	Descripción	Precio unitario (\$)	Precio Total (\$)
1	2	Motor Brushless 12V	118	236
2	1	Actuador lineal 12V/1000N	81	81
3	4	Ruedas 6 in	5	20
4	2	Tubo cuadrado de 30x2 mm	12	24
5	1	Plancha acero de espesor 2 mm	8	8
6	30	Pernos/Tuercas	0,2	6
7	2	SAE 1050 1/2"	6	12
8	1	Chapa Metálica	40	40
9	1	Pintura Spray	5	5
Subtotal 1			432	

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.8.1.2 Manufactura

Tabla 47-3: Costos de manufactura

Horas	Descripción	\$/Hora por máquina	Precio Total (\$)
1	Cortadora	1,5	1,5
1	Cizalladora	5	5
1	Amoladora	0,4	0,4
0,5	Torno	8,5	4,25
3	Impresión 3D	2	6
1	Taladro	3	3
Subtotal 2			20,15

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.8.1.3 Mano de obra

Tabla 48-3: Costos de mano de obra

Horas	Descripción	\$/Hora por máquina	Precio Total (\$)
1	Cortadora	10	10
1	Cizalladora	10	10
1	Amoladora	10	10
0,5	Torno	17	8,5
3	Impresión 3D	4	12
1	Taladro	6	6
Subtotal 3			56,5

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.8.1.4 Componentes electrónicos

Tabla 49-3: Costos de componentes electrónicos

Ítem	Cantidad	Descripción	Precio unitario (\$)	Precio Total (\$)
1	1	Batería de 12 V 20 A	30	30
2	1	Driver motores	20	20
3	1	Joystick controlador	90	90
4	1	Cable #16	1,6	1,6
5	1	Interruptores	4	4
6	2	Luz piloto	1,5	3
7	2	Cubre cables	1	2
8	3	Conectores	3	9
9	1	Enchufe	1	1
10	3	Borneras	0,5	1,5
11	1	Empaque termoplástico	1	1
Subtotal 4			163,1	

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.8.1.5 *Costos directos totales*

Tabla 50-3: Costos directos totales

Descripción	Valor total (\$)
Subtotal 1	432
Subtotal 2	20,15
Subtotal 3	56,5
Subtotal 4	163,1
Total	671,75

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.8.2 *Costos indirectos*

El análisis de costos indirectos son los que influyen indirectamente en el prototipo, tanto en el diseño ingenieril varios gastos inesperados.

Tabla 51-3: Costos indirectos

Descripción	Valor total (\$)
Costos de ingeniería	0
Otros	150
Total	150

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

3.8.3 *Costo total*

En esta sección se realiza la suma de los costos directos e indirectos obteniendo el valor total de un prototipo, como se muestra en la tabla 54-3.

Tabla 52-3: Costo total

Tipo de costo	Valor total (\$)
Costos directos	671,75
Costos indirectos	150
Total	821,75

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

CAPÍTULO IV

4. RESULTADOS

4.1 Validación dinámica

4.1.1 Posiciones

A partir de la simulación en Adams se puede realizar una correlación con la programación manual de la cinemática del prototipo desarrollado en Matlab. Se tiene las gráficas de posición y el recorrido que desarrolla el prototipo en su funcionamiento, aquí se puede deducir la altura máxima del prototipo alcanzando un valor de 1.15 metros de altura. Por consiguiente, se observa el funcionamiento del mecanismo de 4 barras en su condición establecida por Grashof de mecanismo con punto de cambio ya que sus curvas generar una verticalidad en todo momento de su funcionamiento asegurando el cambio de posición del usuario de sedeste a bípedo.

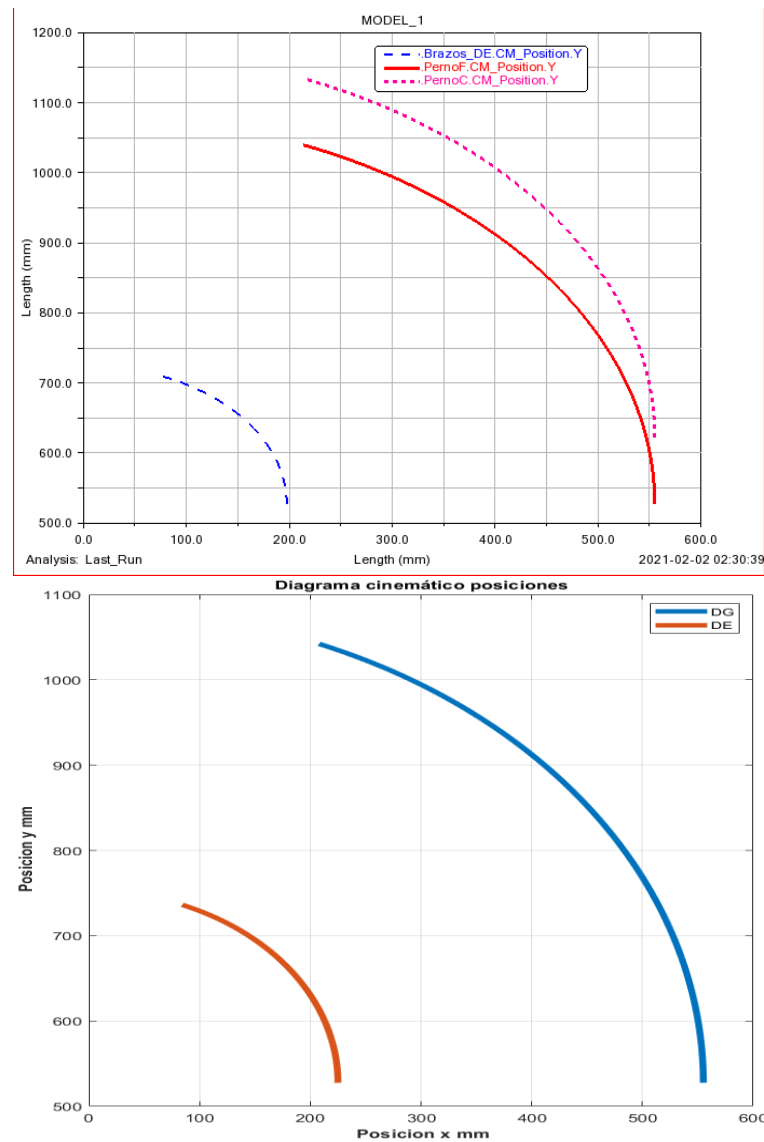


Gráfico 1-4. Gráficas comparativas de posiciones en Matlab y Adams

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

4.1.2 Velocidades

La configuración cinemática de este mecanismo de cuatro barras como se detalla en los lazos de control es simétrica, mediante la simulación del prototipo se observa su comportamiento simétrico (curvas C y F) al tener las mismas curvas de velocidades lineales y angulares con su punto más alto de 140 mm/s y el lazo de control analizado es correcto.

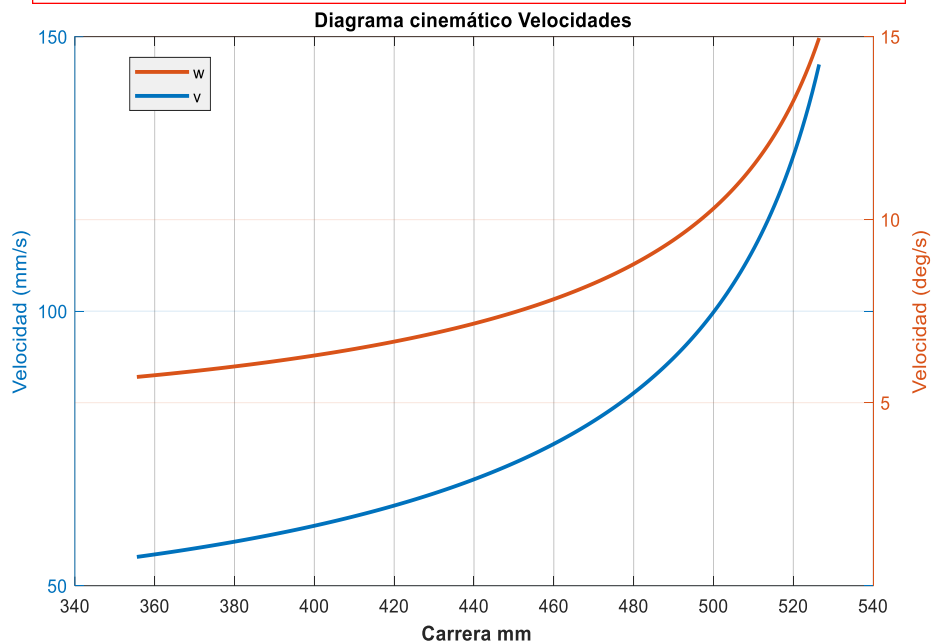
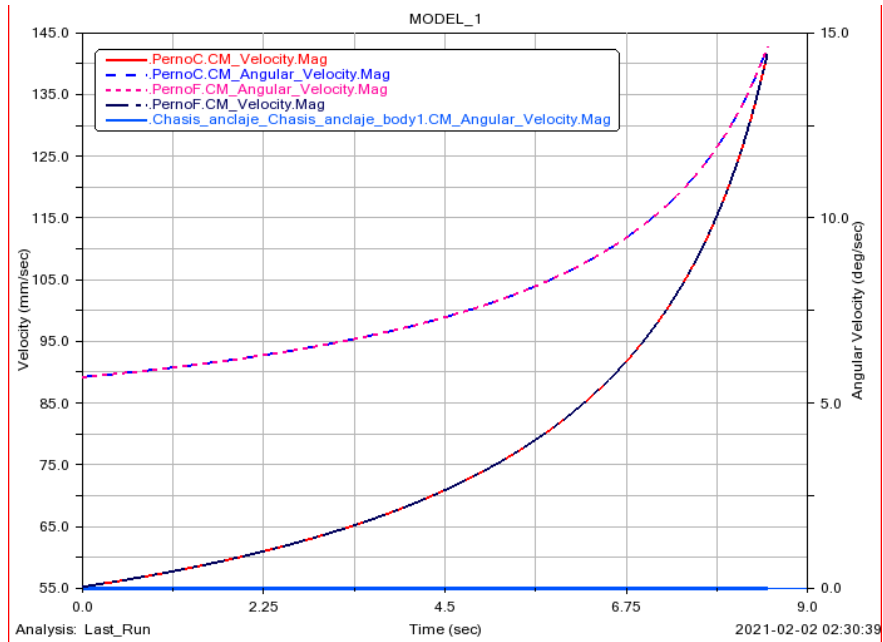


Gráfico 2-4. Gráfica de velocidades del mecanismo bipedestador por simulación

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

También se detalla la velocidad relativa que se genera en el eslabón 3 correspondiente al chasis de anclaje como se detalló en el método gráfico de velocidades esta es tiene un valor de cero en todo momento lo que se observa en la gráfica de Adams.

4.1.3 Aceleraciones

En el caso de las aceleraciones corroboramos el comportamiento simétrico (curvas C y F) del mecanismo su aceleración máxima es de 70 mm/s² los mismos valores generados por el código al simplificar en un solo lazo de control. De igual manera la aceleración de eslabón 3 es de cero, referente al chasis de anclaje.

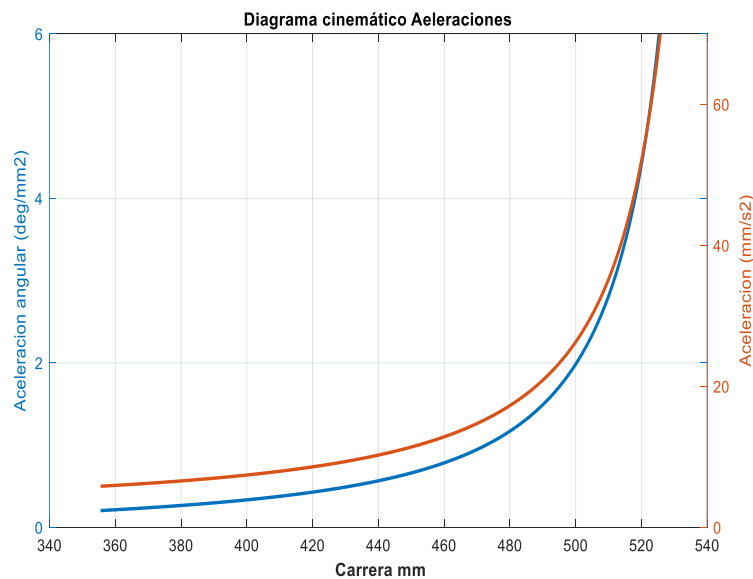
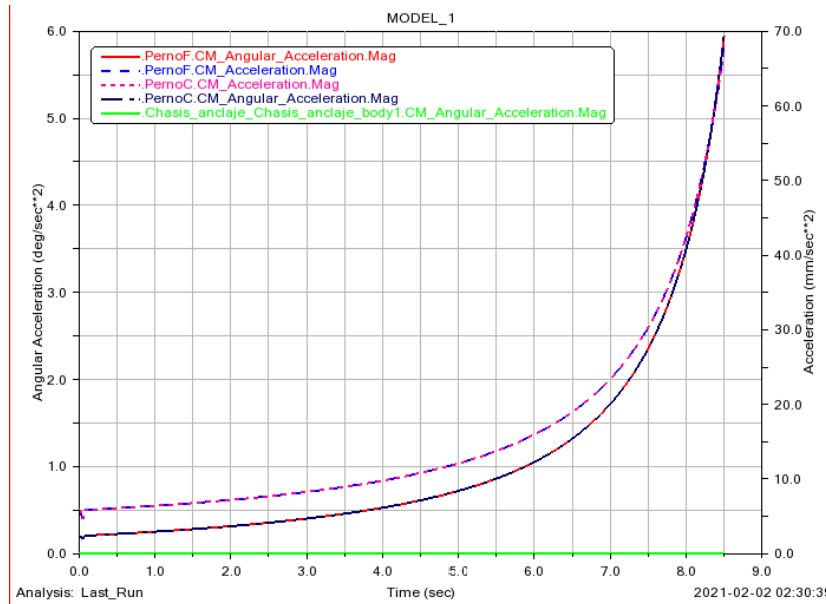


Gráfico 3-4. Gráfica de aceleraciones del mecanismo bipedestador por simulación

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

4.1.4 Actuador lineal

Mediante la gráfica 4-4 del elemento motriz del prototipo correspondiente a un actuador lineal, nos permite conocer sus características principales de funcionamiento y su selección correcta del mismo, aquí tenemos los datos de potencia con un valor de 10W una velocidad de 20mm/s y una

carrera de aproximadamente de 200 mm, lo que permitirá al usuario su bipedestación. Toda esta potencia analizada para un prototipo a carga máxima de funcionamiento.

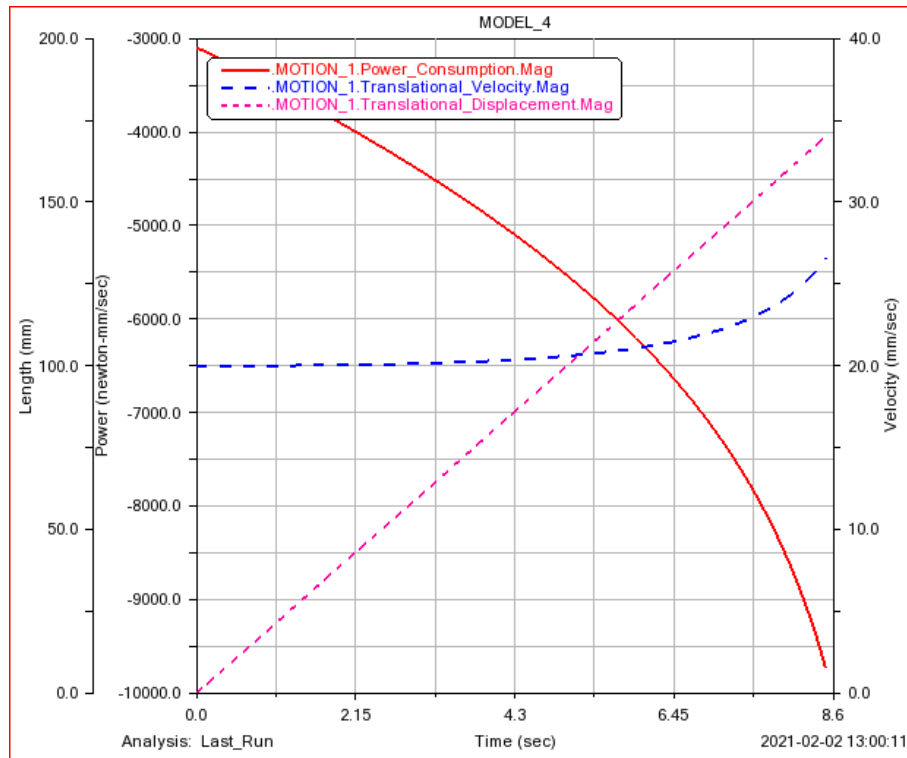


Gráfico 4-4. Gráfica de potencia y características del elemento motriz con carga

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

También se analiza una simulación del prototipo sin carga del usuario cambiando su valor de potencia a un valor mínimo de 2.25 W del prototipo bipedestador en funcionamiento.

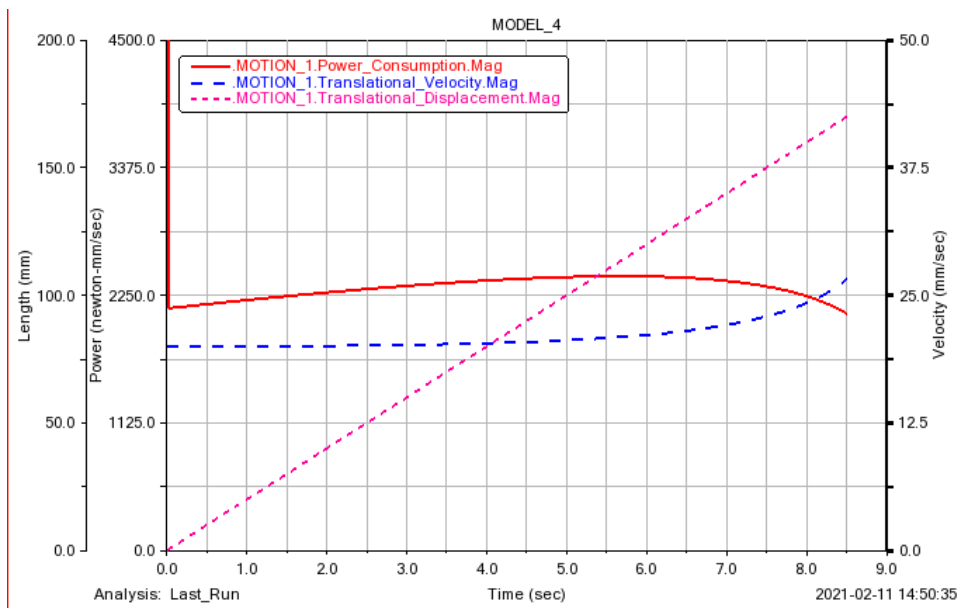


Gráfico 5-4. Gráfica de potencia y características del elemento motriz sin carga

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

4.1.5 Análisis debido a fuerzas dinámicas

4.1.5.1 Reacciones elementos de unión

Bajo la acción de las cargas dinámicas del sistema generadas por la carga del usuario y la gravedad se presenta las reacciones generadas en las uniones más críticas del prototipo se presenta una carga máxima de 60 kN, a continuación, se especifica la ubicación de los “joints”.

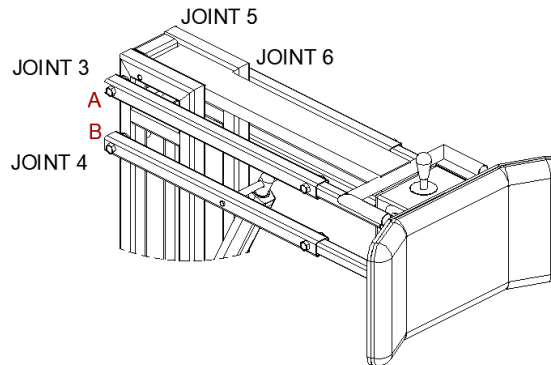


Figura 1-4. Configuración de malla del brazo AB

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

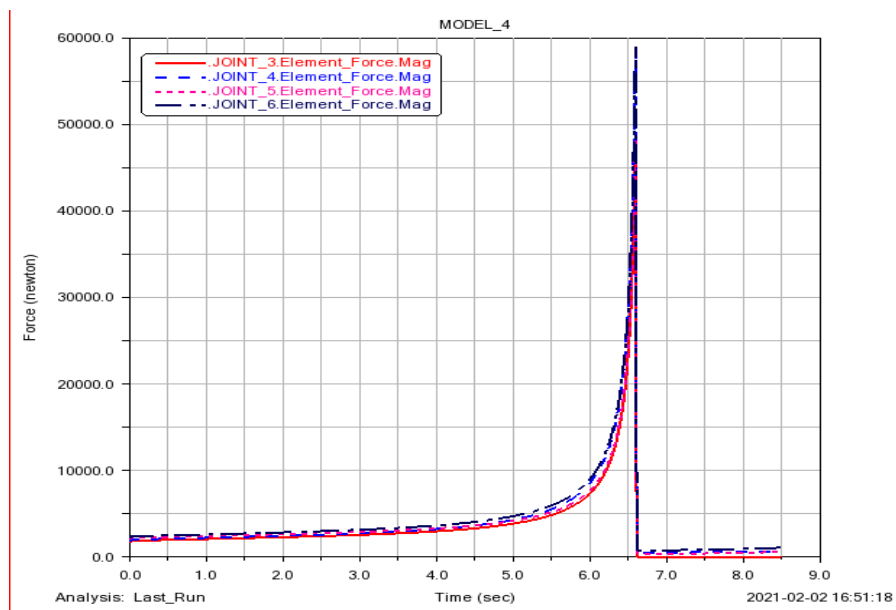


Gráfico 6-4. Gráfica de reacciones en los puntos A, D

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

En base a las reacciones generadas, se analiza la condición de esfuerzos en los elementos que intervienen en las uniones del prototipo principalmente los esfuerzos generados en el mecanismo de cuatro barras bajo la simulación dinámica en su cambio de posición del usuario.

Como se muestra para el brazo AB en el gráfico 7-4 se genera un estado de esfuerzos en su nodo crítico de 4.5 MPa desarrollado a lo largo de la simulación, bajo el mismo criterio de nodo crítico

se analiza el brazo DF en el grafico 8-4 con relación al esfuerzo bajo la carga dinámica con un valor máximo de 182 MPa

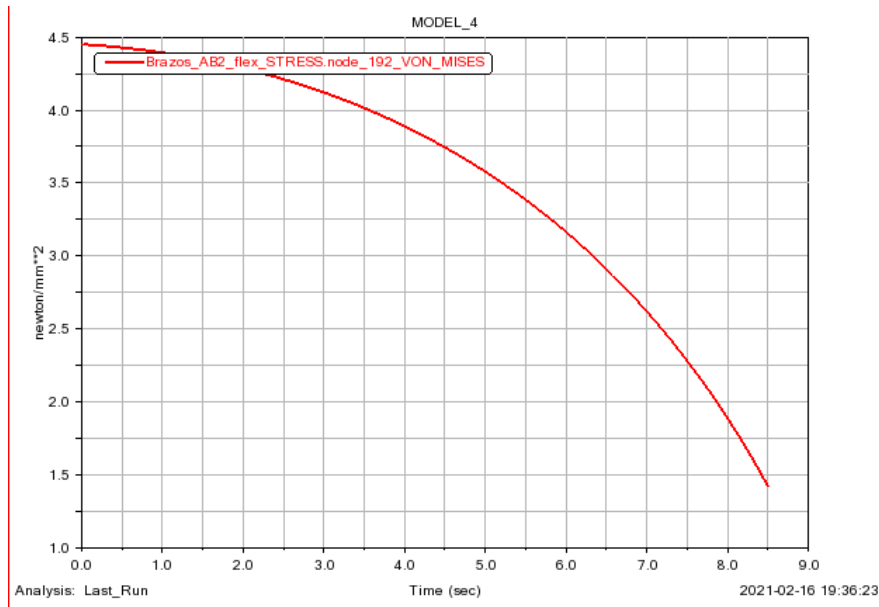


Gráfico 7-4. Gráfica de esfuerzos en el brazo AB

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

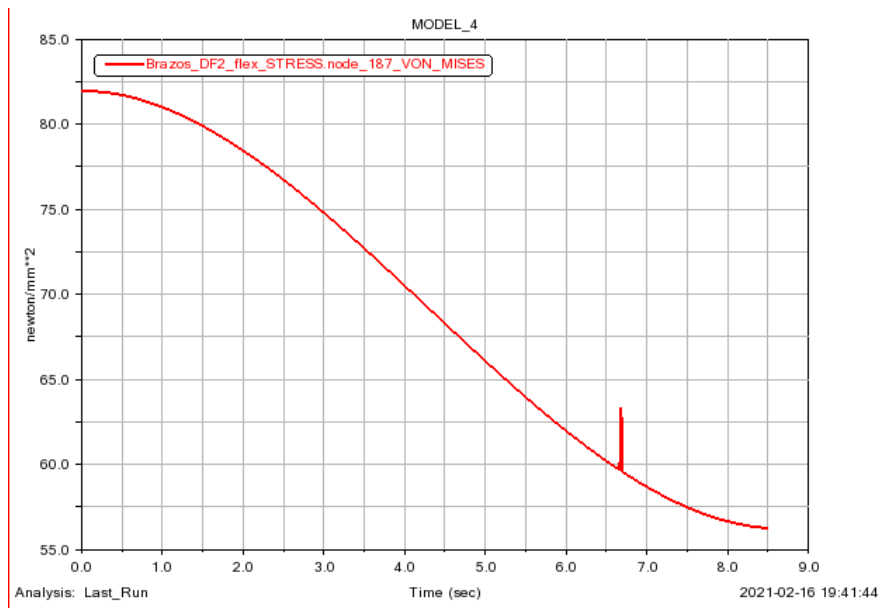


Gráfico 8-4. Gráfica de esfuerzos en el brazo DF

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

En esta parte también se analiza el estado de esfuerzos bajo la referencia de Von Mises a los pernos más críticos ubicados en los puntos A, D ya que se analiza un mecanismo simétrico, para la combinación de cargas dinámicas del prototipo se tiene un valor de 29.6 MPa como valor más crítico en el perno, en los elementos de unión tenemos pernos grado 8.8, bajo estas cargas se garantiza su resistencia y funcionalidad dentro del prototipo, con un factor de seguridad de 14, como se estableció en el capítulo 3.

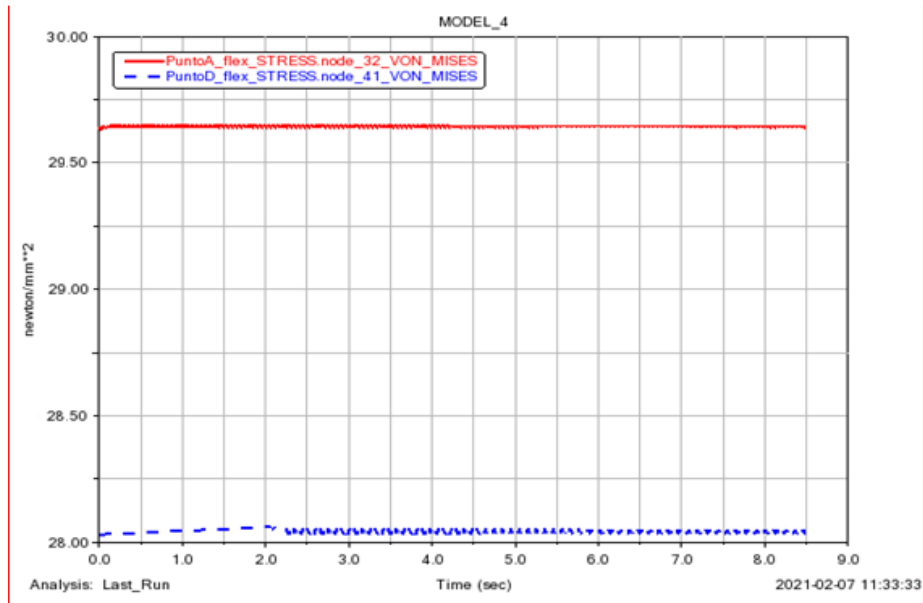


Gráfico 9-4. Gráfica de esfuerzos en los puntos A, D

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

4.1.5.2 Ejes

Aquí se analiza el conjunto de cargas aplicadas por el mecanismo en el eje principal del movimiento bipedestador, tenemos la carga del usuario y la fuerza ejercida por el actuador lineal que tiende a actuar en sentido contrario. La reacción máxima generada es de 200 N y por las propiedades del eje indican su correcto funcionamiento.

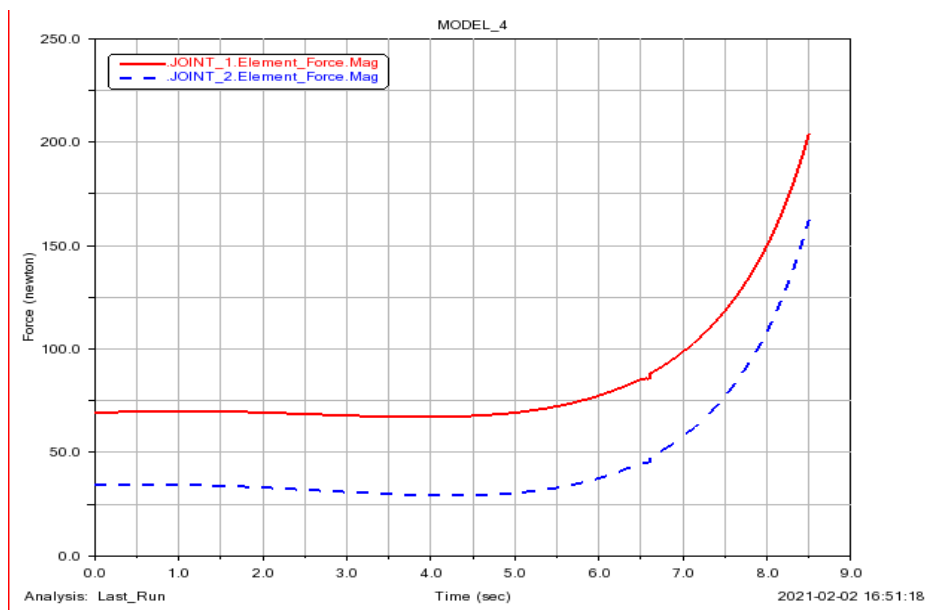


Gráfico 10-4. Gráfica de reacciones generadas en los ejes del mecanismo

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Con la generación de las respectivas fuerzas en el eje se procede un análisis de esfuerzos dinámicos, como se observa en la gráfica 11-4 la variación de los esfuerzos en el nodo crítico

llega a un máximo de 15 MPa en el proceso de bipedestación del usuario, permitiendo una estabilidad estructural en el mismo evitando fracturas o deformaciones en el eje.

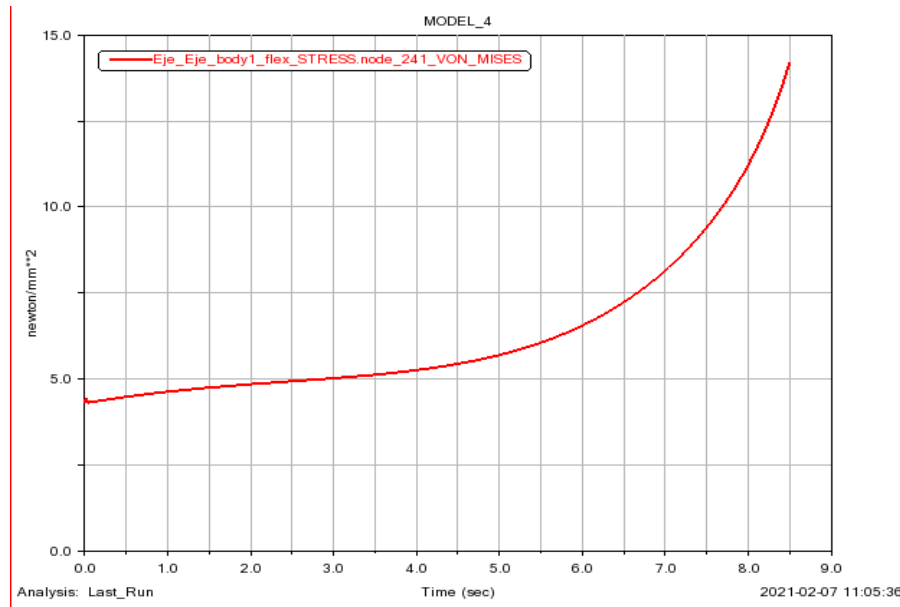


Gráfico 11-4. Gráfica de esfuerzos generadas en el eje del actuador

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

4.1.5.3 Chasis de anclaje

Al analizar el elemento principal de aplicación de la carga, se procede con el estado de esfuerzos generados en el mismo, su valor crítico de funcionamiento es de 12.2 MPa, con la referencia de esta grafica se puede determinar que el elemento se puede simplificar y reducir su espesor ya que cumple la condición de esfuerzos es baja.

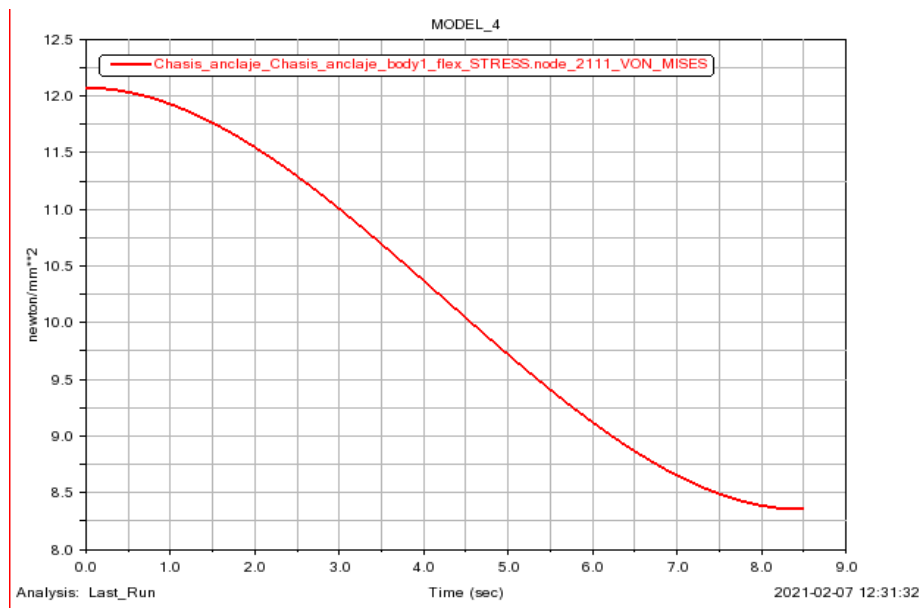


Gráfico 12-4. Gráfica de esfuerzos generadas chasis de anclaje

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

4.2 Validación estructural

4.2.1 Estructura del prototipo

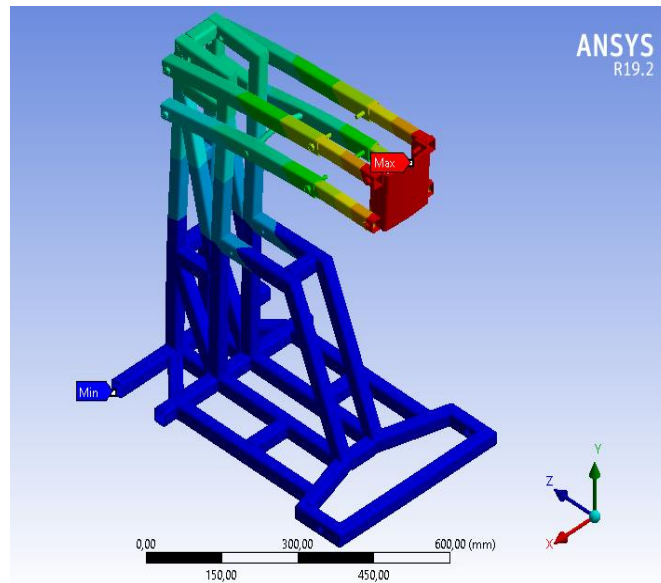


Figura 2-4. Convergencia del prototipo

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Tabulamos los resultados obtenidos en los 16 tipos de mallas realizados en el desarrollo del prototipo, con esto podemos realizar el análisis de convergencia y poder graficar los resultados obtenidos. Se analizó los esfuerzos de Von Mises, deformaciones y el factor de seguridad del prototipo.

Tabla 1-4: Resultados para los diferentes tipos de mallados

Element size (mm)	Average	No de nodos	Esfuerzo (MPa)	Deformación (mm)	Factor de seguridad	
10	0,77434	79069	445,61	0,48716	1,3465	15
8	0,78801	84790	454,74	0,49694	1,3194	15
6	0,8219	94839	411,4	0,48492	1,3593	15
5	0,84454	107930	351,4	0,49575	1,5731	15
4,75	0,85323	114303	344,71	0,52041	1,7406	15
4,5	0,86126	120941	336,54	0,51627	1,7828	15
4,25	0,87189	128733	356,87	0,50672	1,4056	15
4	0,8811	136054	325,13	0,51284	1,8454	15
3,75	0,88867	149464	352,01	0,51931	1,7045	15
3,5	0,90144	164614	382,17	0,49649	1,2586	15
3,25	0,90823	181128	400,22	0,50953	1,2687	15
3	0,91895	204248	401,96	0,50189	1,3576	15
2,75	0,91894	244440	339,16	0,54693	1,5824	15
2,5	0,92773	287675	306,02	0,56466	1,8715	15
2,25	0,93498	364445	300,44	0,57736	2,2456	15
2	0,94053	460866	300,21	0,42371	2,0716	15

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

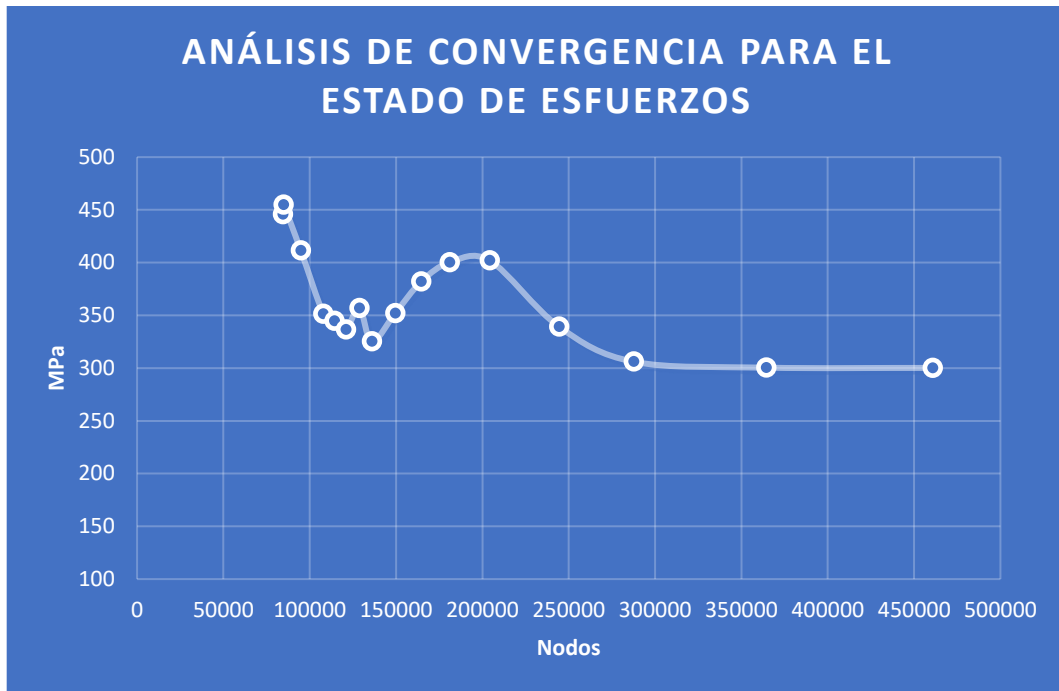


Gráfico 13-4. Gráfica nodos vs esfuerzos del prototipo

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

La grafica 3-3 nos da una relación de esfuerzos promedio de 363 MPa y los resultados tienden a linealizarse a partir de los 300000 nodos de mallas. La grafica 4-3 nos da una relación de deformaciones promedio de 0.51 mm y los resultados tienden a linealizarse a partir de los 250000 nodos de mallas.

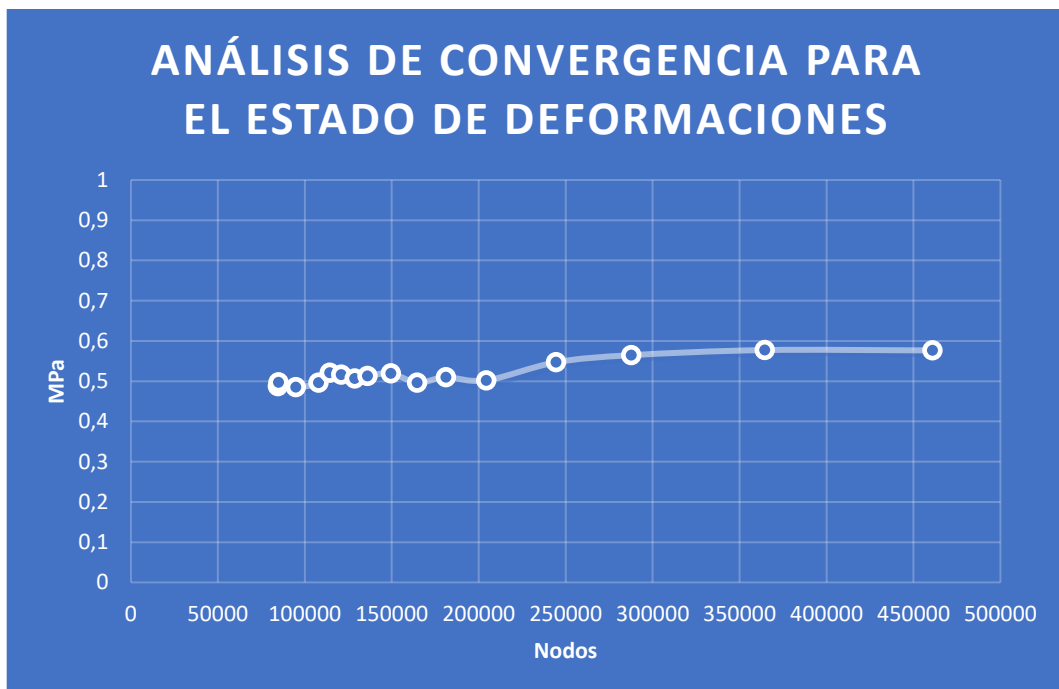


Gráfico 14-4. Gráfica nodos vs deformaciones del prototipo

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

4.2.2 Eje del actuador

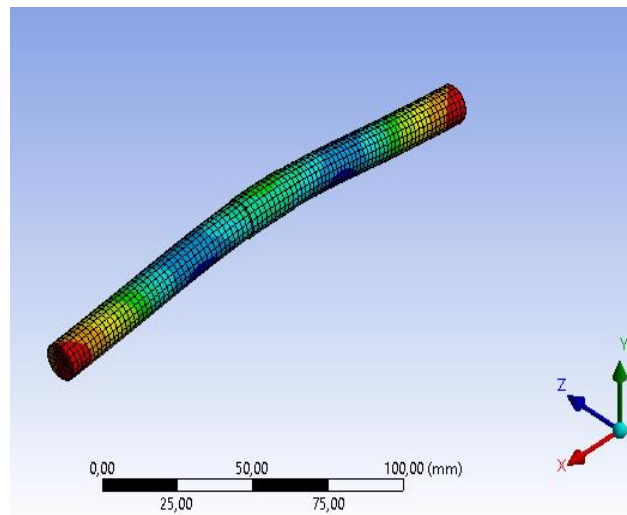


Figura 3-4. Convergencia del eje del actuador

Realizado por: Herrera, Mario, 2020

Tabulamos los resultados obtenidos en los 16 tipos de mallas realizados en el análisis del eje, con esto podemos realizar el análisis de convergencia y poder graficar los resultados obtenidos. Se analizaron los esfuerzos de Von Mises, deformaciones y el factor de seguridad del eje.

Tabla 2-4: Resultados para los diferentes tipos de mallas en el eje

Element size (mm)	Average	No de nodos	Esfuerzo (MPa)	Deformación (mm)	Factor de seguridad	
6	0,87311	17856	156,59	0,11663	3,7039	15
5	0,87647	23325	160,84	0,1235	3,606	15
4,75	0,89753	26057	161,41	0,12175	3,5934	15
4,5	0,9146	28291	162,95	0,12242	3,5595	15
4,25	0,89987	32021	143,76	0,12081	4,0345	15
4	0,93516	36889	146,44	0,12044	3,9606	15
3,75	0,91938	42186	150,86	0,12091	3,8453	15
3,5	0,91695	48177	148,48	0,12261	3,9062	15
3,25	0,9227	57330	148,83	0,12721	3,8971	15
3	0,92703	69947	148,3	0,12876	3,911	15
2,75	0,92228	86648	154,02	0,12839	3,7657	15
2,5	0,92253	107828	147,46	0,13086	3,9332	15
2,25	0,9179	134805	149,15	0,1323	3,8886	15
2	0,9254	173625	157,61	0,13244	3,68	15
1,75	0,91965	259023	159,64	0,13309	3,6333	15
1,5	0,9125	379638	162,21	0,13434	3,5756	15

Realizado por: Herrera, Mario, 2020



Gráfico 15-4. Gráfica nodos vs esfuerzos del eje

Realizado por: Herrera Mario, 2020

La gráfica 5-3 nos da una relación de esfuerzos promedio de 153.5 MPa y los resultados tienden a linealizarse a partir de los 150,000 nodos de mallas. La gráfica 6-3 nos da una relación de deformaciones promedio de 0.126 mm y los resultados tienden a linealizarse a partir de los 90,000 nodos de mallas.

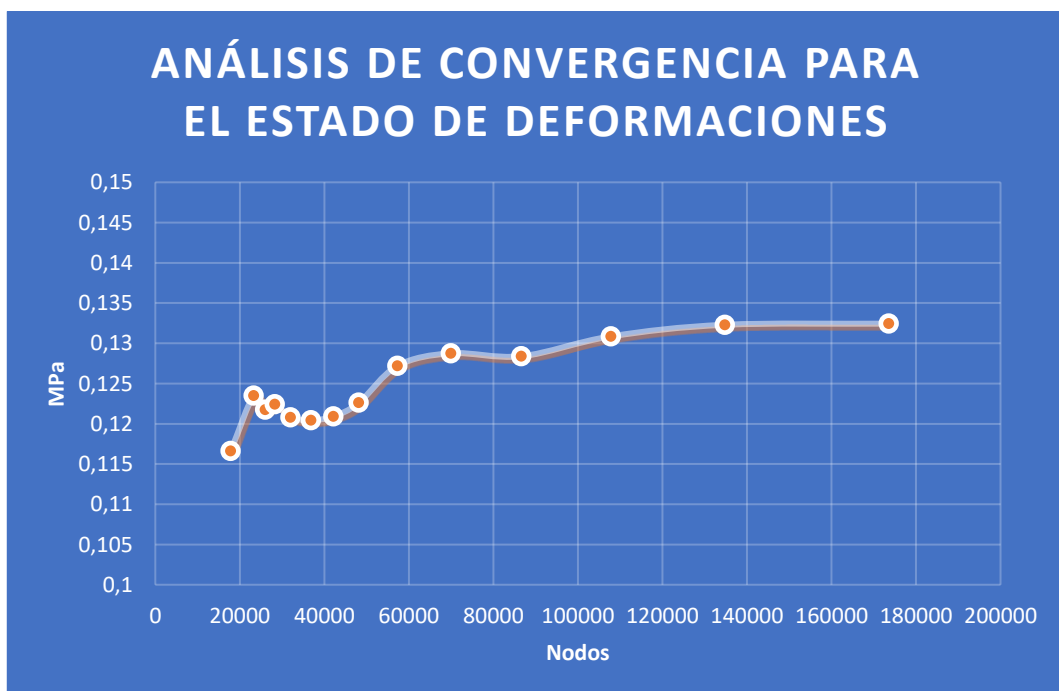


Gráfico 16-4. Gráfica nodos vs deformaciones del eje

Realizado por: Herrera Mario, 2020

CONCLUSIONES

- Frente a la revisión bibliográfica se estableció los diferentes tipos de sillas y/o mecanismo bipedestadores para personas con paraplejia y como es su aplicación al desarrollo de la morfología humana permitiendo reconocer al clásico mecanismo de cuatro barras como principal característica adaptable para la bipedestación en personas paraplégicas, por consiguiente su elemento motriz para dicho mecanismo hace referencia a un actuador lineal eléctrico que optimiza este movimiento en el diseño del prototipo de esta silla de ruedas bipedestada.
- Dentro del análisis expuesto se permitió reconocer las propiedades principales del cuerpo humano en su cambio de posición de sedestación a bipedestación mediante un enfoque antropométrico y como su centro de gravedad cambia de posición en cada instante, además se aclara como el vector peso varía en su dirección y magnitud conforme se genera dicho cambio de posición a través del usuario en el prototipo, con esta base el análisis de la casa de la calidad permite conocer las necesidades del usuario para modificarlas a un criterio ingenieril que permitan optimizar las dimensiones del prototipo en base a la ergonomía y confort del usuario.
- Considerando las distintas referencias de la casa de la calidad se generó un modelado conceptual mediante el software SolidWorks con el cual en base a las condiciones antropométricas y criterio ingenieril se elaboró las características dimensionales de diseño, el mecanismo de cuatro barras de punto de cambio óptimo y la estructura base del prototipo, conjunto con su documento de ensamble, mantenimiento y modo de uso del prototipo.
- De este modo se elaboró mediante el software MSC ADAMS una simulación bajo las cargas dinámicas en el prototipo durante su ejecución en los 8.5 segundos que se genera el cambio a bípedo del usuario, se especifica un análisis sin carga y con carga en el prototipo para definir su potencia nominal del actuador, a este análisis se lo compara con el método analítico desarrollado en Matlab, tanto para su posición, velocidad y aceleraciones.
- En particular se definió las características del elemento motriz bajo la simulación del prototipo con una potencia de 10W a 20 mm/s y 1000 N de fuerza aplicados al mecanismo de cuatro barras de punto de cambio, además mediante la simulación estructural se comprobó que el tubo cuadrado de 30x2 es un elemento óptimo para la fabricación de este prototipo bipedestador incluyendo una sección telescópica que permita la adaptabilidad a distintos usuarios del prototipo.

- En última instancia de manera simplificada se conoce los elementos electrónicos de control del prototipo para su funcionalidad y los componentes del circuito de control para dichos actuadores.

RECOMENDACIONES

- Se recomienda un análisis antropométrico específico bajo las condiciones establecidas que permita conocer correctamente los parámetros de diseño de la silla de ruedas bipedestadora, factor que influye directamente en el dimensionado del prototipo bajo la condición de estabilidad y del diseño conceptual, conjuntamente desarrollando las voz del usuario y la función de la casa de la calidad con el fin de mejorar le eficiencia del prototipo tanto en su simulación como en su futura construcción.
- Es recomendable que para futuros trabajos de referencia se analice el sistema electrónico de la unidad de control de los distintos actuadores del prototipo bipedestador, factor que optimizara al usuario su fácil uso, por consiguiente, las características de control inalámbrico o remoto junto con el sistema de carga de la batería del prototipo.
- Desarrollar el diseño, la simulación y su construcción en base a ensayos con carga y sin carga de trabajo de este tipo de prototipo de silla de ruedas bipedestadora, que satisfaga los requerimientos básicos de las condiciones de esfuerzos y deformaciones, y con el desarrollo de las mejores características y tecnologías para el uso eficiente del prototipo en sus configuraciones de funcionalidad del usuario.

BIBLIOGRAFÍA

- ANGUISOLA, Martín.** Diseño y fabricación de un prototipo de bipedestador para pacientes con pérdida de movilidad (Trabajo de titulación) [En línea]. Escuela de ingeniería de Bilbao, Bilbao. 2018. pp. 12-30. [Consulta: 2020-10-01]. Disponible en: <https://addi.ehu.es/bitstream/handle/10810/29283/TFG%20Mart%c3%adn%20Angu%c3%adsola.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- AROS OÑATE, Nelson, & AROS BELTRAN, Marcela.** "Equipamiento para la discapacidad: propuesta de un bipedestador eléctrico infantil". *XIV International Congress on Project Engineering* [En línea], 2010, (Chile), pp. 2-11. [Consulta: 05 Noviembre 2020]. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/303993539_XIV_international_congress_on_project_engineering_equipamiento_para_la_discapacidad_propuesta_de_un_bipedestador_electrico_infantil
- BARRERO PALACIOS, Jhonny Israel, & ORTEGA BUSTAMANTE, Luis Alexis.** Diseño y construcción de una silla bipedestadora para personas con movilidad restringida grado IV en las extremidades inferiores con una capacidad de carga de 100 kg (Trabajo de titulación) [En línea]. Universidad Politécnica Salesiana, Ingeniería Mecánica, Quito. 2015. pp. 20-108. [Consulta: 2020-10-25]. Disponible en: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/11394/3/UPS-KT01207.pdf>
- BONILLA DELGADO, José.** "El origen del bipedalismo en los primates". *CINVESTAV - IPN* [En línea], 2005, (México), pp. 1-4. [Consulta: 22 Noviembre 2020]. Disponible en: http://www.uam.mx/difusion/casadeltiempo/09_iv_jul_2008/casa_del_tiempo_eIV_nu_m09_67_70.pdf
- CALVOPIÑA UGSHA, Darío Javier, & ZAPATA CHASILUISA, Stalin Fabián.** Implementación de un dispositivo de ayuda para el desplazamiento de personas parapléjicas (Trabajo de titulación). Universidad Técnica de Cotopaxi, Carrera Ingeniería Industrial. Latacunga (Ecuador). 2017. pp. 70-103.
- CÁMARA, Jesús.** "Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales". *Unilibre Cali* [En línea], 2011, (País Vasco) 7(1), pp. 6-14. [Consulta: 27 Noviembre 2020]. Disponible en: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1900-38032011000100011
- CAMPAÑA OLMOS, María de los Ángeles, & BARRENO OÑATE, Johnny Mauricio.** Investigación para el diseño y construcción de un bipedestador semiautomático

reajustable para personas con paraplejia (Trabajo de titulación) [En línea]. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, Carrera de Ingeniería Mecatrónica. Latacunga (Ecuador). 2017. pp. 150-240. [Consulta: 2020-12-13]. Disponible en: <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/13501>

CUENCA FERNÁNDEZ, Juan Pablo. Diseño y construcción de un dispositivo de rehabilitación de las extremidades inferiores, para personas con discapacidad física (Trabajo de titulación) [En línea]. Universidad UTE, Carrera de Ingeniería Mecatrónica, Quito (Ecuador). 2018. pp. 15-40. [Consulta: 2020-10-30]. Disponible en: http://repositorio.ute.edu.ec/bitstream/123456789/18856/1/70904_1.pdf

ESPIN GUERRERO, Victor Rodrigo. Diseño estructural de una silla de ruedas de bipedestación con sistema de verticalización y la incidencia en su eficiencia energética (Trabajo de titulación) (Maestría) [En línea]. Universidad Técnica de Ambato, Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica, Ambato. 2018. pp. 22-200. [Consulta: 2020-11-21]. Disponible en: <http://repositorio.uta.edu.ec/jspui/handle/123456789/27368>

GIRALDO GÓMEZ, Manuela. Diseño de silla bipedestadora de baño para pacientes con discapacidad de miembro inferior (Trabajo de titulación) [En línea]. Escuela de Ingeniería de Antioquia-CES, Ingeniería Biomédica, Envigado. 2012. pp. 16-80. [Consulta: 2020-11-15]. Disponible en: https://repository.eia.edu.co/bitstream/11190/346/7/GiraldoManuela_2012_Dise%c3%bloSillaBipedestadora.pdf

HARROW, Jeffrey, MALASSIGNE, Pascal, PALACIOS, Polly, & NELSON, Audrey. "Design and Evaluation of a Stand-Up Motorized Prone Cart". *Haley VA Medical Center* [En línea], 2006, (United State of America) 30, pp. 1-12. [Consulta: 02 Noviembre 2020]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2032000/pdf/i1079-0268-30-1-50.pdf>

HERRERA SARAY, Patricia, PELÁEZ BALLESTAS, Ingris, RAMOS LIRA, Luciana, SÁNCHEZ MONROY, David, & BURGOS VARGAS, Rubén. "Problemas con el uso de sillas de ruedas y otras ayudas técnicas y barreras sociales a las que se enfrentan las personas que las utilizan". *Reumatol Clin* [En línea], 2012, (México), pp. 1-7. [Consulta: 02 Noviembre 2020]. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.reuma.2012.05.010>

HUNZIKER, Kurt. *Stand-up unit for stand-up wheelchair and chairs particularly therapy chairs.* (2009). Suiza, Patente nº WO 2009/009913. pp.2-16.

IBV. *Ergonomía y Discapacidad* [En línea], Valencia-España: Grafo, 2004. [Consulta: 06 Noviembre 2020]. Disponible en: <https://www.uva.es/export/sites/uva/6.vidauniversitaria/6.11.accesibilidadarquitectonica/documentos/Ergonomia.pdf>

- LILJEDAHL, Gunnar.** *Aid for disabled persons to stand up.* (1999). Suecia, Patente n° WO 00/54722. pp. 1-10.
- LUENGAS CONTRERAS, Lely Adriana, CAMARGO CASALLAS, Esperanza, & SÁNCHEZ PRIETO, Giovanni.** "Estudio de los rangos articulares en la bipedestación estática en personas normales vs. Amputados transtibiales". *Tecnura* [En línea], 2013, (Colombia), pp.2-9. [Consulta: 17 Diciembre 2020]. Disponible en: <https://core.ac.uk/download/pdf/229168797.pdf>
- MARTÍNEZ SANZ, José Miguel, & ORTIZ MONCADA, María del Rocío.** *Antropometría manual básico para estudios de salud pública, nutrición comunitaria y epidemiología nutricional* [En línea]. Alicante-España: San Vicente del Raspeig, 2013. [Consulta: 17 Diciembre 2020]. Disponible en: https://rua.ua.es/dspace/bitstream/10045/28100/1/Martinez_y_Ortiz_ANTROPOMETRIA_manual_basico_SP_NC_y_Epi_2013.pdf
- MIRALLES MARRERO, Rodrigo, & PUIG CUNILLERA, Misericordia.** *Biomecánica clínica del aparato locomotor* [En línea]. Barcelona-España: MASSON, 2000. [Consulta: 27 Diciembre 2020]. Disponible en: https://www.cdefis.com/wp-content/uploads/2019/10/biomecanica_clinica_del_aparato_locomotor.pdf
- MORILLO PABÓN, Michael Geovanny, & ORTIZ, Diego.** "Construcción de una Silla bipedestador para el prototipo móvil LILIBOT". *Universidad Técnica del Norte* [En línea], 2017, (Ecuador), pp. 1-7. [Consulta: 22 Noviembre 2020]. Disponible en: <http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/7124/2/ARTICULO.pdf>
- MORILLO, Santiago.** "Implementación del sistema de control del prototipo bipedestador móvil". *Universidad Técnica del Norte* [En línea], 2014, (Ecuador), pp. 1-5. [Consulta: 27 Octubre 2020]. Disponible en: <http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/7152/2/ART%20C3%8DCULO.pdf>
- MYSZKA, David.** *Máquinas y mecanismos.* 4ª ed. Monterrey-México: Pearson Educación, 2012, pp. 109-213.
- NORTON, Kevin, & OLDS, Tim.** *Antropométrica.* 2ª ed. Sidney-Australia: Biosystem, 1996, pp. 7-85.
- NORTON, Robert.** *Diseño de maquinaria.* 4ª ed. Massachusetts-United State of America: McGraw-Hill, 2009, pp. 27-342.
- OBANDO HERRERA, Fabio Eduardo, FLORES MUGMAL, Tatiana Gabriela, BARBERO PALACIOS, Jhonny Israel, & ORTEGA BUSTAMANTE, Luis Alexis.** "Silla bipedestadora para personas con movilidad restringida grado IV en las

extremidades inferiores con una capacidad de carga de 100kg". *Universidad Politécnica Salesiana* [En línea], 2017, (Ecuador), pp. 1-11. [Consulta: 30 Noviembre 2020]. ISSN 0122-820X. Disponible en: <https://doi.org/10.22463/ISSN.0122-820X>

PAREDES TORRES, Erika Katherine, & TOAPANTA QUIMBITA, Jessica Estefanía.

Diseño e implementación de un bipedestador automático para la movilidad de adultos mayores del hogar de vida "Luis Maldonado Tamayo" ubicado en el cantón Pujilí (Trabajo de titulación) [En línea]. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, Latacunga. 2018. pp. 11-130. [Consulta: 2020-12-01]. Disponible en: <http://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/13995/1/T-ESPEL-EMI-0340.pdf>

PÉREZ JORDÁN, Andrés Gustavo, & LLANO MONTESDEOCA, Edison Javier.

Diseño y construcción de un prototipo de estación de bipedestación autónomo para adultos mayores con discapacidad motriz (Trabajo de titulación) [En línea]. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, Latacunga. 2019. pp. 30-210. [Consulta: 2020-12-21]. Disponible en: <http://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/15626/1/T-ESPEL-MEC-0154.pdf>

PERK, Heinrich. *Stand-up wheelchair.* (2007). Alemania, Patente n° WO 2007/016907. pp. 1-29.

PILAND, Cynthia, & ADAMS, Katheryn. "Pocket Resource for Nutrition Assessment".

American Dietetic Association. [En línea], 2009, (United State of America) 7, pp. 125-145. [Consulta: 25 Noviembre 2020]. Disponible en: <https://dpg-storage.s3.amazonaws.com/dhcc/resources/PocketResources/PRNA%202009.pdf>

PILATASIG AYNUCA, Alexis Fabian, & LOPEZ INGA, Tatiana Alexandra.

Diseño e implementación de un sistema de control basado en estrategias de evasión de obstáculos para un módulo de elevación y desplazamiento autónomo, precautelando la seguridad de personas paraplégicas (Trabajo de titulación) [En línea]. Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, Latacunga. 2018. pp. 22-140. [Consulta: 2020-11-30]. Disponible en: <http://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/15628/1/T-ESPEL-MEC-0155.pdf>

QUIÑONES ARGOTE, Katherine, ROBAYO TORRES, Aydee, & GARCIA TORRES,

Andres. "Diseño de un prototipo de bipedestador para pacientes pediátricos con espina bífida". *Universidad Nacional de Colombia* [En línea], 2013, (Colombia), pp. 1-7. [Consulta: 04 Noviembre 2020]. ISSN 423-429. Disponible en: <https://revistas.unal.edu.co/index.php/revfacmed/article/view/42798/44307>

ROGERS, Wendy, FAUSSET, Cara, & SMARR, Cory. "Understanding the Potential for

Robot Assistance for Older Adults in the Home Environment". *Georgia Institute of Technology*, [En línea], 2012, (Atlanta), pp. 6-20. [Consulta: 30 Noviembre 2020].

Disponible en: <https://smartech.gatech.edu/bitstream/handle/1853/39670/HFA-TR-1102-RobotSupportForHomeTasks.pdf>;

SAAVEDRA, Ronald, GARCIA, Eduin, & SAN ANTONIO, Thalía. "Diseño de un equipo de bipedestación". *Revista Ingeniería UC* [En línea], 2013, (Venezuela), pp. 1-9. [Consulta: 29 Enero 2021]. Disponible en: <https://www.redalyc.org/pdf/707/70732640004.pdf>

SALAZAR LÓPEZ, Bryan. *Ingeniería Concurrente* [blog]. [Consulta: 07 Noviembre 2020]. Disponible en: <https://www.ingenieriaindustrialonline.com/procesos-industriales/que-es-la-ingenieriaconcurrente/#:~:text=En%20%20C3%A9ste%20se%20reconocen%205,Producci%C3%B3n%20y%20Fo%20construcci%C3%B3n>

TAMBACO, O, ORTIZ, D, & VALENCIA, F. "Silla de ruedas mecatrónica bipedestadora para personas parapléjicas". *FICA Universidad Técnica del Norte* [En línea], 2017, (Ecuador), pp.1-11. [Consulta: 28 Noviembre 2020]. Disponible en: <http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/7205/2/ARTICULO.pdf>

TELÉGRAFO. *Universitarios diseñan tecnología para las personas con discapacidad* [blog]. [Consulta: 18 Enero 2021]. Disponible en: <https://www.eltelegrafo.com.ec/noticias/sociedad/6/inventos-tecnologicos>

TERÁN, Héctor, ARTEAGA, Oscar, CHILUISA, Klever, LLANO, Edison, & PÉREZ, Kevin. "Design of an autonomous standing frame prototype for older adults with motorized disability". *Journal of Physics* [En línea], 2020, (Ecuador), pp. 1-9. [Consulta: 13 Enero 2021]. ICE 1432. Disponible en: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1432/1/012063/pdf>

VERGARA, Mary, SEGNINI, José, SANTACRUZ, Pablo, & KASTILLO, Andrea. "Diseño de un bipedestador modular pediátrico inspirado en el arte precolombino ecuatoriano". *GIDISUS* [En línea], 2016, (Ecuador), pp. 4-17. [Consulta: 16 Enero 2021]. Disponible en: <http://www.saber.ula.ve/bitstream/handle/123456789/44671/capitulo10.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

VERNAZA, Mateo, ANDAGOYA, Erick, QUIMBIULCO, David, & PARRA, Juan. "PROTOTIPO DE SILLA BIPEDESTADORA SEMI-AUTOMATICA CON TRES POSICIONES DE MOVIMIENTO". *Universidad, Ciencia y Tecnología* [En línea], 2018, (Ecuador), pp. 1-12. [Consulta: 30 Noviembre 2020]. Disponible en: <https://www.uctunexpo.autanabooks.com/index.php/uct/article/view/85/86>

YANG, Kai, FEI JIANG, Qing, LAI WANG, Xiu, WU CHEN, Yi, & YAN MA, Xue. "Structural design and modal analysis of exoskeleton robot for rehabilitation of lower

limb". *Journal of Physics Army Air Force* [En línea], 2018, (Nanjing), pp. 1-6. [Consulta: 18 Noviembre 2020]. Disponible en: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1087/6/062004/pdf>

ANEXOS

ANEXO A: Aceros estructurales propiedades

1	2	3	4	5	6	7	8
UNS núm.	SAE y/o AISI núm.	Procesamiento	Resistencia a la tensión, MPa (kpsi)	Resistencia a la fluencia, MPa (kpsi)	Elongación en 2 pulg, %	Reducción en área, %	Dureza Brinell
G10060	1006	HR	300 (43)	170 (24)	30	55	86
		CD	330 (48)	280 (41)	20	45	95
G10100	1010	HR	320 (47)	180 (26)	28	50	95
		CD	370 (53)	300 (44)	20	40	105
G10150	1015	HR	340 (50)	190 (27.5)	28	50	101
		CD	390 (56)	320 (47)	18	40	111
G10180	1018	HR	400 (58)	220 (32)	25	50	116
		CD	440 (64)	370 (54)	15	40	126
G10200	1020	HR	380 (55)	210 (30)	25	50	111
		CD	470 (68)	390 (57)	15	40	131
G10300	1030	HR	470 (68)	260 (37.5)	20	42	137
		CD	520 (76)	440 (64)	12	35	149
G10350	1035	HR	500 (72)	270 (39.5)	18	40	143
		CD	550 (80)	460 (67)	12	35	163
G10400	1040	HR	520 (76)	290 (42)	18	40	149
		CD	590 (85)	490 (71)	12	35	170
G10450	1045	HR	570 (82)	310 (45)	16	40	163
		CD	630 (91)	530 (77)	12	35	179
G10500	1050	HR	620 (90)	340 (49.5)	15	35	179
		CD	690 (100)	580 (84)	10	30	197
G10600	1060	HR	680 (98)	370 (54)	12	30	201
G10800	1080	HR	770 (112)	420 (61.5)	10	25	229
G10950	1095	HR	830 (120)	460 (66)	10	25	248

ANEXO B: Acero mecánico propiedades

Properties	Metric Imperial	
Density	7.85 g/cm ³	0.284 lb/in ³
Tensile strength	690 MPa	100000 psi
Yield strength	580 MPa	84100 psi
Shear modulus (typical for steel)	80 GPa	11600 ksi
Bulk modulus (typical for steel)	140 GPa	20300 ksi
Elastic modulus	190-210 GPa	27557-30458 ksi
Poisson's ratio	0.27-0.30	0.27-0.30
Elongation at break (in 50 mm)	10%	10%
Reduction of area	30%	30%
Hardness, Rockwell C (converted from Brinell hardness. Value below normal HRC range, for comparison purposes only)	13	-
Hardness, Brinell	197	197
Hardness, Knoop (converted from Brinell hardness)	219	219
Hardness, Rockwell B (converted from Brinell hardness)	92	92
Hardness, Rockwell C (converted from Brinell hardness. Value below normal HRC range, for comparison purposes only)	13	13
Hardness, Vickers (converted from Brinell hardness)	207	207

ANEXO C: Tolerancias agujero único

Tolerancias de medida		ZONAS DE TOLERANCIA RECOMENDADAS AGUJERO ÚNICO										TABLA 7, - 8
DESVIACIONES DEL AGUJERO EN MICRAS												
Tolerancia		Diámetros nominales en mm.										
Serie	Consignación	De 1 a 3	Más de 3 a 6	Más de 6 a 10	Más de 10 a 18	Más de 18 a 30	Más de 30 a 50	Más de 50 a 80	Más de 80 a 120	Más de 120 a 180	Más de 180 a 250	
IT 8	D 8	+ 20 + 34	+ 30 + 48	+ 40 + 62	+ 50 + 77	+ 65 + 98	+ 80 + 119	+ 100 + 146	+ 120 + 174	+ 145 + 208	+ 170 + 242	
	E 8	+ 14 + 28	+ 20 + 38	+ 25 + 47	+ 32 + 59	+ 40 + 73	+ 50 + 89	+ 60 + 106	+ 72 + 126	+ 85 + 148	+ 100 + 172	
	F 8	+ 7 + 21	+ 10 + 28	+ 13 + 35	+ 16 + 43	+ 20 + 53	+ 25 + 64	+ 30 + 76	+ 36 + 90	+ 43 + 106	+ 50 + 122	
	H 8	0 + 14	0 + 18	0 + 22	0 + 27	0 + 33	0 + 39	0 + 46	0 + 54	0 + 63	0 + 72	
	J 8	- 7 + 7	- 9 + 9	- 10 + 12	- 12 + 15	- 13 + 20	- 15 + 24	- 18 + 28	- 20 + 34	- 22 + 41	- 25 + 47	
	K 8			- 16 + 6	- 19 + 8	- 23 + 10	- 27 + 12	- 32 + 14	- 38 + 16	- 43 + 20	- 50 + 22	
	M 8			- 21 + 1	- 25 + 2	- 29 + 4	- 34 + 5	- 41 + 5	- 48 + 6	- 55 + 8	- 63 + 9	
	N 8	- 15 - 1	- 20 - 2	- 25 - 3	- 30 - 3	- 36 - 3	- 42 - 3	- 50 - 4	- 58 - 4	- 67 - 4	- 77 - 5	
IT - 9	D 9	+ 20 + 45	+ 30 + 60	+ 40 + 76	+ 50 + 93	+ 65 + 117	+ 80 + 142	+ 100 + 174	+ 120 + 207	+ 145 + 245	+ 170 + 285	
	E 9	+ 14 + 39	+ 20 + 50	+ 25 + 61	+ 32 + 75	+ 40 + 92	+ 50 + 112	+ 60 + 134	+ 72 + 159	+ 85 + 185	+ 100 + 215	
	H 9	0 + 25	0 + 30	0 + 36	0 + 43	0 + 52	0 + 62	0 + 74	0 + 87	0 + 100	0 + 115	
	J 9	- 13 + 12	- 15 + 15	- 18 + 18	- 21 + 22	- 26 + 26	- 31 + 31	- 37 + 37	- 44 + 43	- 50 + 50	- 58 + 57	
IT - 10	D 10	+ 20 + 60	+ 30 + 78	+ 40 + 98	+ 50 + 120	+ 65 + 149	+ 80 + 180	+ 100 + 220	+ 120 + 260	+ 145 + 305	+ 170 + 355	
	H 10	0 + 40	0 + 48	0 + 58	0 + 70	0 + 84	0 + 100	0 + 120	0 + 140	0 + 160	0 + 185	
	J 10	- 20 + 20	- 24 + 24	- 29 + 29	- 35 + 35	- 42 + 42	- 50 + 50	- 60 + 60	- 70 + 70	- 80 + 80	- 93 + 92	
IT - 11	D 11	+ 20 + 80	+ 30 + 100	+ 40 + 130	+ 50 + 160	+ 65 + 195	+ 80 + 240	+ 100 + 290	+ 120 + 340	+ 145 + 395	+ 170 + 460	
	H 11	0 + 60	0 + 75	0 + 90	0 + 110	0 + 130	0 + 160	0 + 190	0 + 220	0 + 250	0 + 290	
	J 11	- 30 + 30	- 38 + 37	- 45 + 45	- 55 + 55	- 65 + 65	- 80 + 80	- 95 + 95	- 110 + 110	- 125 + 125	- 145 + 145	

ANEXO D: Tolerancias eje único

Tolerancias de medida		ZONAS DE TOLERANCIA RECOMENDADAS EJE ÚNICO										TABLA B ₁ - 8	
DESVIACIONES DEL EJE EN MICRAS													
Tolerancia		Diámetros nominales en mm.											
Serie	Consignación	De 1 a 3	Más de 3 a 6	Más de 6 a 10	Más de 10 a 18	Más de 18 a 30	Más de 30 a 50	Más de 50 a 80	Más de 80 a 120	Más de 120 a 180	Más de 180 a 250		
IT - 8	d 8	- 20 - 34	- 30 - 48	- 40 - 62	- 50 - 77	- 65 - 98	- 80 - 119	- 100 - 146	- 120 - 174	- 145 - 208	- 170 - 242		
	e 8	- 14 - 28	- 20 - 38	- 25 - 47	- 32 - 59	- 40 - 73	- 50 - 89	- 60 - 106	- 72 - 126	- 85 - 148	- 100 - 172		
	f 8	- 7 - 21	- 10 - 28	- 13 - 35	- 16 - 43	- 20 - 53	- 25 - 54	- 30 - 76	- 36 - 90	- 43 - 106	- 50 - 122		
	h 8	0 - 14	0 - 18	0 - 22	0 - 27	0 - 33	0 - 39	0 - 48	0 - 54	0 - 63	0 - 72		
	j 8	+ 7 - 7	+ 9 - 9	+ 11 - 11	+ 14 - 13	+ 17 - 16	+ 20 - 19	+ 23 - 23	+ 27 - 27	+ 32 - 31	+ 36 - 36		
	k 8	+ 14 0	+ 18 0	+ 22 0	+ 27 0	+ 33 0	+ 39 0	+ 46 0	+ 54 0	+ 63 0	+ 72 0		
IT - 9	d 9	- 20 - 45	- 30 - 60	- 40 - 75	- 50 - 93	- 65 - 117	- 80 - 142	- 100 - 174	- 120 - 207	- 145 - 243	- 170 - 285		
	e 9	- 14 - 39	- 20 - 50	- 25 - 61	- 32 - 75	- 40 - 92	- 50 - 112	- 60 - 134	- 72 - 159	- 85 - 185	- 100 - 215		
	h 9	0 - 25	0 - 30	0 - 36	0 - 43	0 - 52	0 - 62	0 - 74	0 - 87	0 - 100	0 - 115		
	j 9	+ 13 - 12	+ 15 - 15	+ 18 - 18	+ 22 - 21	+ 26 - 26	+ 31 - 31	+ 37 - 37	+ 44 - 43	+ 50 - 50	+ 58 - 57		
	k 9	+ 25 0	+ 30 0	+ 36 0	+ 43 0	+ 52 0	+ 62 0	+ 74 0	+ 87 0	+ 100 0	+ 115 0		
IT - 10	d 10	- 20 - 60	- 30 - 78	- 40 - 98	- 50 - 120	- 65 - 149	- 80 - 180	- 100 - 220	- 120 - 260	- 145 - 305	- 170 - 355		
	h 10	0 - 40	0 - 48	0 - 58	0 - 70	0 - 84	0 - 100	0 - 120	0 - 140	0 - 160	0 - 185		
	j 10	+ 20 - 20	+ 24 - 24	+ 29 - 29	+ 35 - 35	+ 42 - 42	+ 50 - 50	+ 60 - 60	+ 70 - 70	+ 80 - 80	+ 93 - 92		
	k 10	+ 40 0	+ 48 0	+ 58 0	+ 70 0	+ 84 0	+ 100 0	+ 120 0	+ 140 0	+ 160 0	+ 185 0		
IT - 11	d 11	- 20 - 80	- 30 - 105	- 40 - 130	- 50 - 160	- 65 - 185	- 80 - 240	- 100 - 290	- 120 - 340	- 145 - 395	- 170 - 460		
	h 11	0 - 60	0 - 75	0 - 90	0 - 110	0 - 130	0 - 160	0 - 190	0 - 220	0 - 250	0 - 290		
	j 11	+ 30 - 30	+ 38 - 37	+ 45 - 45	+ 55 - 55	+ 65 - 65	+ 80 - 80	+ 95 - 95	+ 110 - 110	+ 125 - 125	+ 145 - 145		
	k 11	+ 60 0	+ 75 0	+ 90 0	+ 110 0	+ 130 0	+ 160 0	+ 190 0	+ 220 0	+ 250 0	+ 290 0		

ANEXO E: Diámetros y áreas de roscas métricas

Tabla 8-1








Diámetros y áreas de roscas métricas de paso grueso y fino*

Diámetro mayor nominal d , mm	Serie de paso grueso			Serie de paso fino		
	Paso p , mm	Área de esfuerzo de tensión A_t , mm ²	Área del diámetro menor A_r , mm ²	Paso p , mm	Área de esfuerzo de tensión A_t , mm ²	Área del diámetro menor A_r , mm ²
1.6	0.35	1.27	1.07			
2	0.40	2.07	1.79			
2.5	0.45	3.39	2.98			
3	0.5	5.03	4.47			
3.5	0.6	6.78	6.00			
4	0.7	8.78	7.75			
5	0.8	14.2	12.7			
6	1	20.1	17.9			
8	1.25	36.6	32.8	1	39.2	36.0
10	1.5	58.0	52.3	1.25	61.2	56.3
12	1.75	84.3	76.3	1.25	92.1	86.0
14	2	115	104	1.5	125	116
16	2	157	144	1.5	167	157
20	2.5	245	225	1.5	272	259
24	3	353	324	2	384	365
30	3.5	561	519	2	621	596
36	4	817	759	2	915	884
42	4.5	1 120	1 050	2	1 260	1 230
48	5	1 470	1 380	2	1 670	1 630
56	5.5	2 030	1 910	2	2 300	2 250
64	6	2 680	2 520	2	3 030	2 980
72	6	3 460	3 280	2	3 860	3 800
80	6	4 340	4 140	1.5	4 850	4 800
90	6	5 590	5 360	2	6 100	6 020
100	6	6 990	6 740	2	7 560	7 470
110				2	9 180	9 080

ANEXO F: Clases métricas y propiedades mecánicas de pernos

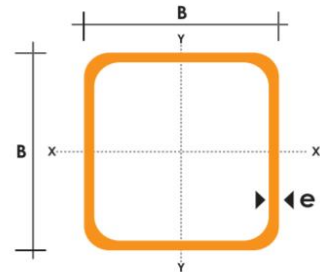
Tabla 8-11

Clases métricas de propiedad mecánica de pernos, tornillos y birlos de acero*

Clase de propiedad	Intervalo de tamaños, inclusive	Resistencia de prueba mínima, [†] MPa	Resistencia mínima a la tensión, [†] MPa	Resistencia mínima a la fluencia, [†] MPa	Material	Marca en la cabeza
4.6	M5-M36	225	400	240	Acero de bajo o medio carbono	
4.8	M1.6-M16	310	420	340	Acero de bajo o medio carbono	
5.8	M5-M24	380	520	420	Acero de bajo o medio carbono	
8.8	M16-M36	600	830	660	Acero de medio carbono, T y R	
9.8	M1.6-M16	650	900	720	Acero de medio carbono, T y R	
10.9	M5-M36	830	1 040	940	Acero martensítico de bajo carbono, T y R	
12.9	M1.6-M36	970	1 220	1 100	Acero aleado, T y R	

ANEXO G: Perfiles estructurales

DIMENSIONES			AREA	EJES X-Xe Y-Y		
A	ESPESOR	PESO	AREA	I	W	i
mm	mm	Kg/m	cm2	cm4	cm3	cm
20	1,2	0,72	0,90	0,53	0,53	0,77
20	1,5	0,88	1,05	0,58	0,58	0,74
20	2,0	1,15	1,34	0,69	0,69	0,72
25	1,2	0,90	1,14	1,08	0,87	0,97
25	1,5	1,12	1,35	1,21	0,97	0,95
25	2,0	1,47	1,74	1,48	1,18	0,92
30	1,2	1,09	1,38	1,91	1,28	1,18
30	1,5	1,35	1,65	2,19	1,46	1,15
30	2,0	1,78	2,14	2,71	1,81	1,13
40	1,2	1,47	1,80	4,38	2,19	1,25
40	1,5	1,82	2,25	5,48	2,74	1,56
40	2,0	2,41	2,94	6,93	3,46	1,54
40	3,0	3,54	4,44	10,20	5,10	1,52
50	1,5	2,29	2,85	11,06	4,42	1,97
50	2,0	3,03	3,74	14,13	5,65	1,94
50	3,0	4,48	5,61	21,20	8,48	1,91
60	2,0	3,66	3,74	21,26	7,09	2,39
60	3,0	5,42	6,61	35,06	11,69	2,34
75	2,0	4,52	5,74	50,47	13,46	2,97
75	3,0	6,71	8,41	71,54	19,08	2,92
75	4,0	8,59	10,95	89,98	24,00	2,87
100	2,0	6,17	7,74	122,99	24,60	3,99
100	3,0	9,17	11,41	176,95	35,39	3,94
100	4,0	12,13	14,95	226,09	45,22	3,89
100	5,0	14,40	18,36	270,57	54,11	3,84



DENOMINACION	DIMENSIONES		PESO		AREA
	mm		kg/m	kg/6m	cm2
	a	e			
PLT 12X3	12	3	0.28	1.70	0.36
PLT 12X4	12	4	0.38	2.45	0.48
PLT 12X6	12	6	0.57	3.40	0.72
PLT 19X3	19	3	0.45	2.68	0.57
PLT 19X4	19	4	0.60	3.58	0.76
PLT 19X6	19	6	0.89	5.37	1.15
PLT 25X3	25	3	0.59	3.53	0.75
PLT 25X4	25	4	0.79	4.71	1.00
PLT 25X3	25	6	1.18	7.07	1.50
PLT 25X12	30	3	0.71	4.24	0.90
PLT 30X4	30	4	0.94	5.65	1.20
PLT 30X6	30	6	1.41	8.47	1.80
PLT 30X9	30	9	2.12	12.71	2.70
PLT 30X12	30	12	2.83	16.95	3.60
PLT 38X3	38	3	0.89	5.37	1.15
PLT 38X4	38	4	1.19	7.16	1.52
PLT 38X6	38	6	1.79	11.40	2.28
PLT 38X9	38	9	2.69	16.11	3.42
PLT 38X12	38	12	3.58	21.48	4.56
PLT 50X3	50	3	1.18	7.08	1.50
PLT 50X4	50	4	1.58	9.42	2.00
PLT 50X6	50	6	2.26	14.16	3.00
PLT 50X9	50	9	3.53	21.20	4.50
PLT 50X12	50	12	4.71	28.26	6.00
PLT 65X6	65	6	3.06	18.37	3.90
PLT 65X9	65	9	4.59	27.55	5.85
PLT 65X12	65	12	6.12	36.73	7.80
PLT 75X6	75	6	3.53	21.20	4.50
PLT 75X9	75	9	5.30	31.80	6.75
PLT 75X8	75	8	7.07	28.26	9.00
PLT 75X12	75	12	7.07	42.39	9.00
PLT 100X6	100	6	4.71	28.26	6.00
PLT 100X8	100	8	7.07	37.68	9.00
PLT 100X9	100	9	7.07	43.00	9.00
PLT 100X12	100	12	9.42	58.00	12.00
PLT 120X12	120	12	67.82	67.82	14.40
PLT 150X15	150	15	105.88	105.88	22.50
PLT 150X20	150	20	145.44	145.00	30.00



ANEXO H: Código Matlab

```

1 function [f]=Newton_Mecanismo(x)
2 global OP OD DE s
3 o2=x(1);
4 o5=x(2);
5 f(1)=OP*cosd(0)-OD*cosd(90)+s*cosd(o5)-DE*cosd(o2);
6 f(2)=OP*sind(0)-OD*sind(90)+s*sind(o5)-DE*sind(o2);
7 end
8 %% START CODE
9
10 clc
11 clear vars
12 clf
13 global OP OD DE s
14 %% INGRESO DE PARAMETROS
15 OP=65;
16 OD=317.5;
17 DE=225;
18 DG=555;
19 sp=20; %velocidad del actuador mm/s
20 %% COORDENADAS DE CONTROL
21 so=355.54;
22 sf=526.47;
23 %% PARAMETROS
24 n=200;
25 inc=(sf-so)/n;
26 xi=[0 63.25]; %02 05
27 for i=1:n+1
28     if i==1
29         s=so;
30     else
31         s=s+inc;
32     end
33     q=fsolve(@Newton_Mecanismo,xi);
34     %% POSICIONES-
35     o2(i,1)=q(1,1);
36     o5(i,1)=q(1,2);
37     carrera(i,1)=s;
38     dex(i,1)=DE*cosd(o2(i,1));
39     dey(i,1)=527.5+DE*sind(o2(i,1));
40     dgx(i,1)=DG*cosd(o2(i,1));
41     dgy(i,1)=527.5+DG*sind(o2(i,1));
42     J(i,1)=det([-DE*sind(q(1,1)) -1; DE*cosd(q(1,1)) 0]);
43     %% VELOCIDADES
44     A=[DE*sind(o2(i,1)) -s*sind(o5(i,1));
45         -DE*cosd(o2(i,1)) s*cosd(o5(i,1))];
46     B=[-sp*cosd(o5(i,1));
47         -sp*sind(o5(i,1))];
48     x=inv(A)*B;
49     o2p(i,1)=x(1,1);
50     O2p(i,1)=o2p(i,1)*180/pi;
51     o5p(i,1)=x(2,1);
52     vdgx=-DG*sind(o2(i,1))*o2p(i,1);
53     vdgy=DG*cosd(o2(i,1))*o2p(i,1);
54     VG(i,1)=sqrt(vdgx^2+vdgy^2);
55     %% ACCELERACIONES
56     Ba=[2*sp*sind(o5(i,1))*o5p(i,1)+s*cosd(o5(i,1))*(o5p(i,1))^2-DE*cosd(o2(i,1))*(o2p(i,1))^2
57         -2*sp*cosd(o5(i,1))*o5p(i,1)+s*sind(o5(i,1))*(o5p(i,1))^2-DE*sind(o2(i,1))*(o2p(i,1))^2];
58     xx=inv(A)*Ba;
59     o2pp(i,1)=xx(1,1);
60     O2pp(i,1)=o2pp(i,1)*180/pi;
61     o5pp(i,1)=xx(2,1);
62     adgx=-DG*cosd(o2(i,1))*(o2p(i,1))^2-DG*sind(o2(i,1))*o2pp(i,1);
63     adgy=-DG*sind(o2(i,1))*(o2p(i,1))^2+DG*cosd(o2(i,1))*o2pp(i,1);
64     aG(i,1)=sqrt(adgx^2+adgy^2);
65 end
66 %% GRÁFICAS
67 %POSICIONES
68 figure
69 subplot(1,2,1),plot(carrera,o2,'LineWidth',4),title('Diagrama cinemático carrera vs \Theta2'),xlabel('\bf Carrera mm'),ylabel('\bf\Theta2^{o}'),grid on
70 subplot(1,2,2),plot(dgx,dgy,dex,dey,'LineWidth',4),title('Diagrama cinemático posiciones'),xlabel('\bf Posicion x mm'),ylabel('\bf Posicion y mm'),grid on
71 figure
72 plot(carrera,J,'LineWidth',4),title('Singularidad'),xlabel('\bf Carrera mm'),ylabel('J'),grid on
73 %%VELOCIDADES
74 figure
75 subplot(1,2,1),plot(carrera,O2p,'LineWidth',4),title('Diagrama cinemático carrera vs \omega2'),xlabel('\bf Carrera mm'),ylabel('\bf\omega2'),grid on
76 subplot(1,2,2),plot(carrera,VG,'LineWidth',4),title('Diagrama cinemático Velocidad'),xlabel('\bf Carrera mm'),ylabel('\bf Velocidad G mm/s'),grid on
77 figure
78 subplot(1,2,1),plot(carrera,O2pp,'LineWidth',4),title('Diagrama cinemático carrera vs \alpha2'),xlabel('\bf Carrera mm'),ylabel('\bf\alpha2'),grid on
79 subplot(1,2,2),plot(carrera,aG,'LineWidth',4),title('Diagrama cinemático Aceleracion'),xlabel('\bf Carrera mm'),ylabel('\bf Aceleracion G mm/s^2'),grid on
80 %% END CODE

```

ANEXO I: Motores de movimiento

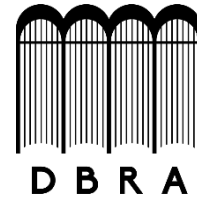
Motor	Motor de color	Blanco de la plata	
	Velocidad sin carga	110 rpm/min	90 rpm/min
	Descargar ruido	<65db	<65db
	Descargar actual	<1.5A	<1.8A
	Potencia nominal	200w	<200w
	Corriente nominal	<17A	<10A
	Par nominal	30N m	20N m
	Velocidad nominal	70r/min	90r/min
Freno magnético eléctrico	Tensión de	24v	
	Actual	1.2A @ 24v	
	Par de freno	Ge30N m	
	Embrague Manual	Sí, está incluido	
Otros	Longitud del cable	60cm estándar	
Personalizado	Longitud del cable (por favor deje el requisito de longitud si lo necesita)		

ANEXO J: Actuador lineal

Serie	DHLA4000	DHLA2500	DHLA1300	DHLA2000	DHLA750
Potencia máxima	90W	90W	45W	30W	20W
Potencia nominal	75W	60W	30W	30W	20W
Empuje máximo de DC24V	4000N	3000N	2000N	2000N	1500N
Empuje máximo de DC12V	0	2000N	800N	2000N	1500N
La vida de servicio	10000	50000	30000	10000	10000
Equipo	De plástico	De plástico	De plástico	De plástico	De Metal
De aluminio oxidación tratamiento	No	Sí	No	No	No
Recomendación índice	☆☆☆	☆☆☆☆☆	☆☆☆☆	☆☆☆	☆☆
Ruido	40dB	25dB	25dB	40dB	50dB
Salón de función	No	Sí	No	No	No
5-de alambre de comentarios	No	Sí	No	No	No
Inducción magnética	No	Sí	No	No	No
Impermeable	IP54	IP43 IP66	IP43 IP66	IP54	IP43
Fotos					



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE
CHIMBORAZO**



**DIRECCIÓN DE BIBLIOTECAS Y RECURSOS DEL
APRENDIZAJE**

UNIDAD DE PROCESOS TÉCNICOS

REVISIÓN DE NORMAS TÉCNICAS, RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

Fecha de entrega: 17 / 09 / 2021

INFORMACIÓN DEL AUTOR/A (S)
Nombres – Apellidos: MARIO ANDRES HERRERA CAICEDO
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL
Facultad: MECÁNICA
Carrera: MECÁNICA
Título a optar: INGENIERO MECÁNICO
f. Analista de Biblioteca responsable: Lcdo. Holger Ramos, MSc.

