

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y DE ENERGÍA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECÁNICA



**“DISEÑO DE UN EXOESQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES A BAJO
COSTO PARA NIÑOS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ”**

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO MECÁNICO

AUTORES: Br. ALEJANDRA NICOL ORDÓÑEZ MAURICIO

Br. ANYELO CESAR OSPINAL LAZO

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN: INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA

Callao, 2023

PERÚ

Handwritten signature of Alejandra Nicol Ordóñez Mauricio.

Handwritten signature of Anyelo Cesar Ospinal Lazo.

Handwritten signature of Anyelo Cesar Ospinal Lazo.

INFORMACIÓN BÁSICA

FACULTAD:

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y DE ENERGÍA

UNIDAD DE INVESTIGACIÓN:

UNIDAD DE INVESTIGACIÓN DE LA FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y DE ENERGÍA

TÍTULO:

“DISEÑO DE UN EXOESQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES A BAJO COSTO PARA NIÑOS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ”

AUTOR / CÓDIGO ORCID / DNI:

ALEJANDRA NICOL ORDOÑEZ MAURICIO / 0000-0001-8704-5225 / 72407592

ANYELO CESAR OSPINAL LAZO / 0000-0002-0139-4713 / 72151306

ASESOR / CÓDIGO ORCID / DNI:

DR. NELSON ALBERTO DIAZ LEIVA / 0000-0002-3246-1181 / 18089772

LUGAR DE EJECUCIÓN:

LOS OLIVOS, LIMA

UNIDAD DE ANÁLISIS:

EXOESQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES.

TIPO / ENFOQUE / DISEÑO DE INVESTIGACIÓN:

APLICADA / CUANTITATIVA / NO EXPERIMENTAL

TEMA OCDE:

MECÁNICA APLICADA

HOJA DE REFERENCIA DEL JURADO Y APROBACIÓN

MIEMBROS DE JURADO

PRESIDENTE DE JURADO DE TESIS: Dr. Félix Alfredo Guerrero Roldan

SECRETARIO: Dr. Gustavo Ordoñez Cárdenas

MIEMBRO: Mg. Carlos Zacarías Díaz Cabrera

ASESOR: Dr. Nelson Alberto Díaz Leiva

N° DE LIBRO: 001

N° DE FOLIO: 131

N° DE ACTA: 105

FECHA DE APROBACIÓN DE TESIS: 24 de junio del 2023

RESOLUCIÓN DE CONSEJO DE FACULTAD: 099-2021-CU

ACTA N° 105 DE SUSTENTACIÓN DE TESIS CON CICLO TALLER PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO MECANICO

LIBRO N° 001, FOLIO N° 131, ACTA N° 105 DE SUSTENTACIÓN DE TESIS CON CICLO TALLER DE TESIS PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO MECÁNICO

A los 24 días del mes Junio, del año 2023, siendo las 14:40 horas, se reunieron, en el Auditorio AUSBERTO ROJAS SALDAÑA el **JURADO DE SUSTENTACION DE TESIS** para la obtención del **TÍTULO** profesional de **Ingeniero Mecánico** de la **Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía**, conformado por los siguientes docentes ordinarios de la **Universidad Nacional del Callao**:

- | | | |
|-------------------------------------|---|------------|
| ▪ Dr. Félix Alfredo Guerrero Roldan | : | Presidente |
| ▪ Dr. Gustavo Ordoñez Cárdenas | : | Secretario |
| ▪ Mg. Carlos Zacarías Díaz Cabrera | : | Miembro |
| ▪ Dr. Nelson Alberto Díaz Leiva | : | Asesor |

Se dio inicio al acto de sustentación de la tesis del Bachiller **ORDOÑEZ MAURICIO, ALEJANDRA NICOL**, quien habiendo cumplido con los requisitos exigidos para optar el Título Profesional de Ingeniero Mecánico sustenta la tesis titulada **"DISEÑO DE UN EXOSQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES A BAJO COSTO PARA NIÑOS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ"**, cumpliendo con la sustentación en acto público, de manera presencial.

Con el quórum reglamentario de ley, se dio inicio a la sustentación de conformidad con lo establecido por el Reglamento de Grados y Títulos vigente. Luego de la exposición, y la absolución de las preguntas formuladas por el Jurado y efectuadas las deliberaciones pertinentes, acordó: Dar por APROBADO con la escala de calificación cualitativa BUENO y calificación cuantitativa 15 (QUINCE) la presente Tesis, conforme a lo dispuesto en el Art. 27 del Reglamento de Grados y Títulos de la UNAC, aprobado por Resolución de Consejo Universitario N° 099-2021- CU del 30 de Junio del 2021.

Se dio por cerrada la Sesión a las 15:10 horas del día 24 del mes y año en curso.

Dr. Félix Alfredo Guerrero Roldan
Presidente de Jurado

Dr. Gustavo Ordoñez Cárdenas
Secretario de Jurado

Mg. Carlos Zacarías Díaz Cabrera
Vocal de Jurado

Dr. Nelson Alberto Díaz Leiva
Asesor

ACTA N° 106 DE SUSTENTACIÓN DE TESIS CON CICLO TALLER PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO MECANICO

LIBRO N° 001, FOLIO N° 132, ACTA N° 106 DE SUSTENTACIÓN DE TESIS CON CICLO TALLER DE TESIS PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO MECÁNICO

A los 24 días del mes Junio, del año 2023, siendo las ^{N.º 40}..... horas, se reunieron, en el Auditorio AUSBERTO ROJAS SALDAÑA el **JURADO DE SUSTENTACION DE TESIS** para la obtención del **TÍTULO** profesional de **Ingeniero Mecánico** de la **Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía**, conformado por los siguientes docentes ordinarios de la **Universidad Nacional del Callao**:

- | | | |
|-------------------------------------|---|------------|
| ▪ Dr. Félix Alfredo Guerrero Roldan | : | Presidente |
| ▪ Dr. Gustavo Ordoñez Cárdenas | : | Secretario |
| ▪ Mg. Carlos Zacarías Díaz Cabrera | : | Miembro |
| ▪ Dr. Nelson Alberto Díaz Leiva | : | Asesor |

Se dio inicio al acto de sustentación de la tesis del Bachiller **OSPINAL LAZO ANYELO CESAR**, quien habiendo cumplido con los requisitos exigidos para optar el Título Profesional de Ingeniero Mecánico sustenta la tesis titulada **"DISEÑO DE UN EXOSQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES A BAJO COSTO PARA NIÑOS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ"**, cumpliendo con la sustentación en acto público, de manera presencial.

Con el quórum reglamentario de ley, se dio inicio a la sustentación de conformidad con lo establecido por el Reglamento de Grados y Títulos vigente. Luego de la exposición, y la absolución de las preguntas formuladas por el Jurado y efectuadas las deliberaciones pertinentes, acordó: Dar por **APROBADO** con la escala de calificación cualitativa **BUEBO** y calificación cuantitativa **5. (QUINCE)**, la presente Tesis, conforme a lo dispuesto en el Art. 27 del Reglamento de Grados y Títulos de la UNAC, aprobado por Resolución de Consejo Universitario N° 099-2021- CU del 30 de Junio del 2021.

Se dio por cerrada la Sesión a las ^{15:19}..... horas del día 24 del mes y año en curso.

Dr. Félix Alfredo Guerrero Roldan
Presidente de Jurado

Dr. Gustavo Ordoñez Cárdenas
Secretario de Jurado

Mg. Carlos Zacarías Díaz Cabrera
Vocal de Jurado

Dr. Nelson Alberto Díaz Leiva
Asesor



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y DE ENERGÍA
UNIDAD DE INVESTIGACIÓN

N° 069-2023-UI-FIME

CONSTANCIA DE AUTENTICIDAD

LA UNIDAD DE INVESTIGACIÓN DE LA FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y DE ENERGÍA, DE LA UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO, quien suscribe;

HACE CONSTAR:

El(la) Señor(ita): **ORDOÑEZ MAURICIO ALEJANDRA NICOL**, identificado(a) con DNI N° **72407592** y código de matrícula N° **1527120396**, Bachiller de la Escuela Profesional de Ingeniería Mecánica de la Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía, ha concluido su **TESIS**, titulada: “**DISEÑO DE UN EXOESQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES A BAJO COSTO PARA NIÑOS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ**”, para la obtención del Título Profesional de Ingeniero Mecánico, cuyo reporte del sistema Urkund es 1% de similitud; por lo que en calidad de Director de la Unidad de Investigación y de acuerdo al Reglamento de Grados y Títulos (aprobado con Resolución N° 150-2023-CU del 15.06.23), se da constancia de la AUTENTICIDAD DE LA TESIS.

Se expide la presente, a solicitud del interesado(a) para los fines que estime pertinentes.

Bellavista, 02 de noviembre del 2023



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ENERGÍA
UNIDAD DE INVESTIGACIÓN

Dr. Nelson Alberto Díaz Leiva
Director



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y DE ENERGÍA
UNIDAD DE INVESTIGACIÓN

N° 070-2023-UI-FIME

CONSTANCIA DE AUTENTICIDAD

LA UNIDAD DE INVESTIGACIÓN DE LA FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y DE ENERGÍA, DE LA UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO, quien suscribe;

HACE CONSTAR:

El(la) Señor(ita): **OSPINAL LAZO ANYELO CESAR**, identificado(a) con DNI N° **72151306** y código de matrícula N° **1527120103**, Bachiller de la Escuela Profesional de Ingeniería Mecánica de la Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía, ha concluido su **TESIS**, titulada: “**DISEÑO DE UN EXOESQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES A BAJO COSTO PARA NIÑOS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ**”, para la obtención del Título Profesional de Ingeniero Mecánico, cuyo reporte del sistema Urkund es 1% de similitud; por lo que en calidad de Director de la Unidad de Investigación y de acuerdo al Reglamento de Grados y Títulos (aprobado con Resolución N° 150-2023-CU del 15.06.23), se da constancia de la **AUTENTICIDAD DE LA TESIS**.

Se expide la presente, a solicitud del interesado(a) para los fines que estime pertinentes.

Bellavista, 02 de noviembre del 2023



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ENERGÍA
UNIDAD DE INVESTIGACIÓN

Dr. Nelson Alberto Díaz Leiva
Director

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA y DE ENERGÍA
TITULACIÓN PROFESIONAL POR LA MODALIDAD DE TESIS CON CICLO TALLER
II CICLO TALLER DE TESIS FIME 2022
JURADO EVALUADOR

INFORME Nº 005-2023-JEV-CTT

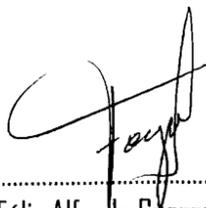
Visto el Informe Final de la Tesis Titulada: **“DISEÑO DE UN EXDESQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES A BAJO COSTO PARA NIÑOS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ”** presentado por los Bachilleres en Ingeniería Mecánica: **ORDOÑEZ MAURICIO, Alejandra Nicol y OSPINAL LAZO, Anyelo Cesar.**

A QUIEN CORRESPONDA:

El Presidente del Jurado de Sustentación de Tesis del II Ciclo Taller de Tesis 2022, manifiesta que la Sustentación de Tesis se realizó el día 24 de junio 2023 en el horario de 14:40 pm. en forma presencial, encontrándose algunas observaciones en la Tesis; luego de la revisión respectiva, se da por aprobado el levantamiento de las observaciones para que continúe con su trámite correspondiente.

Se emite el presente informe para los fines pertinentes.

Callao, 29 de Setiembre 2023



Dr. Félix Alfredo Guerrero Roldan
Presidente de Jurado

DEDICATORIA

El presente trabajo de investigación va dedicado a nuestros queridos y siempre amados padres que son parte de nuestro desarrollo personal y profesional a lo largo de nuestras vidas.

AGRADECIMIENTO

El presente trabajo de investigación se realizó gracias a los catedráticos y personal de la magna Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía de la UNAC.

ÍNDICE DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	14
I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	16
1.1. Descripción de la realidad problemática	16
1.2. Formulación del problema.....	18
1.2.1. Problema general:	18
1.2.2. Problemas específicos:	18
1.3. Objetivos	18
1.3.1. Objetivo general	18
1.3.2. Objetivos específicos.....	18
1.4. Justificación	19
1.4.1. Justificación social.....	19
1.4.2. Justificación económica.....	19
1.4.3. Justificación tecnológica.....	20
1.5. Delimitantes de la investigación.....	20
1.5.1. Delimitante teórica.....	20
1.5.2. Delimitante temporal.....	20
1.5.3. Delimitante espacial	20
II. MARCO TEÓRICO	21
2.1. Antecedentes	21
2.1.1. Antecedentes internacionales	21
2.1.2. Antecedentes nacionales	25
2.2. Bases teóricas	28
2.2.1. Biomecánica de miembros inferiores durante la marcha.....	28
2.2.2. Terapia de rehabilitación y tipos de ortesis	32

2.2.3.	Exoesqueleto de miembros inferiores	35
2.2.4.	Cinemática de cuerpos rígidos	35
2.2.5.	Armaduras planas	39
2.2.6.	Bases del diseño mecánico	42
2.2.7.	Fundamentos del diseño de elementos de maquinas	45
2.3.	Marco conceptual.....	49
2.3.1.	Antropometría de extremidades inferiores.....	49
2.3.2.	Ergonomía.....	51
2.3.3.	Norma Técnica Peruana NTP-ISO/TR 22411:2008.....	52
2.3.4.	Norma ISO 13482:2014.....	53
2.3.5.	Mecanismo de Theo Jansen	54
2.3.6.	Simulación.....	54
2.4.	Definición de términos básicos	54
III.	HIPÓTESIS Y VARIABLES.....	56
3.1.	Hipótesis	56
3.1.1.	Hipótesis general.....	56
3.1.2.	Hipótesis específicas.....	56
3.2.	Operacionalización de variables	56
3.2.1.	Definición conceptual de variables	56
3.2.2.	Definición operacional de variables	57
IV.	DISEÑO METODOLÓGICO.....	59
4.1.	Tipo y diseño de investigación	59
4.1.1.	Tipo de investigación.....	59
4.1.2.	Diseño de investigación.....	59
4.2.	Método de investigación.	59

4.3.	Población y muestra.....	62
4.4.	Lugar de estudio.	62
4.5.	Técnicas e instrumentos para la recolección de la información.	62
4.6.	Análisis y procesamiento de datos.....	63
4.7.	Aspectos éticos en investigación	141
V.	RESULTADOS	142
VI.	DISCUSIÓN DE RESULTADOS	146
6.1.	Contrastación de la hipótesis con los resultados	146
6.2.	Contrastación de resultados con otros estudios similares	146
6.3.	Responsabilidad ética de acuerdo a los reglamentos vigentes.....	148
VII.	CONCLUSIONES.....	149
VIII.	RECOMENDACIONES	150
IX.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	151
X.	ANEXOS	158

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Movimiento de la pierna en el plano sagital en la fase de apoyo	31
Tabla 2.2 Movimiento de la pierna en el plano sagital en la fase de balanceo	31
Tabla 2.3 Antropometría de la población infantil en Latinoamérica (niñas).....	50
Tabla 2.4 Antropometría de la población infantil en Latinoamérica (niños).....	50
Tabla 2.5 Promedio de antropometría de la población infantil en Latinoamérica ..	51
Tabla 3.1 Operacionalización de variables	58
Tabla 4.1 Tabla de ángulos de los miembros inferiores en el plano sagital durante las fases de la marcha	69
Tabla 4.2 Lista de exigencias.....	70
Tabla 4.3 Matriz Morfológica Zwicky	72
Tabla 4.4 Evaluación de criterios técnicos de las soluciones.....	74
Tabla 4.5 Valores de Θ de primeros 6 valores cada 0.0491 rad	79
Tabla 4.6 Iteraciones por método de Bisección mediante Software Excel.....	81
Tabla 4.7 Primer dimensionamiento de la Estructura del Exoesqueleto	97
Tabla 4.8 Primer dimensionamiento del mecanismo del Exoesqueleto	98
Tabla 4.9 Primer dimensionamiento del eje del Exoesqueleto.....	98
Tabla 4.10 Resultados de análisis estructural del eje	108
Tabla 4.11 Resumen de resultados en Inventor.....	111
Tabla 4.12 Resultados en unidades del SI.....	111
Tabla 4.13 Materiales comúnmente empleados en exoesqueletos de rehabilitación	112
Tabla 4.14 Tabla para determinar el tipo de reductor según la potencia y la velocidad de salida.....	114
Tabla 4.15 Tabla para determinar el tipo de reductor según la potencia y la velocidad de salida.....	115
Tabla 4.16 Selección de motorreductor coaxial	116
Tabla 4.17 Lista de modelos de variador de frecuencia modelo E700.....	117
Tabla 4.18 Rodamiento rígido de bolas	119
Tabla 4.19 Calculo de esfuerzos en los pernos	120

Tabla 4.20 Diámetros mínimos de poleas	122
Tabla 4. 21 Poleas en V de montaje directo al eje	123
Tabla 4.22 Selección de poleas en V de 1 canal	124
Tabla 4.23 Lista de nomenclatura de planos	131
Tabla 4.24 Lista de materiales y partes general del diseño	134
Tabla 4.25 Costos totales del exoesqueleto	138
Tabla 4.26 Precios de exoesqueletos en el mercado internacional que se emplean en la terapia de rehabilitación de niños	139
Tabla 4.27 Costos de algunos exoesqueletos de miembros inferiores diseñados en LATAM	140
Tabla 5.1 Resultados del Dimensionamiento	142
Tabla 5.2 Selección de Materiales	143
Tabla 5.3 Selección de Equipos	143
Tabla 10.1 Matriz de consistencia	159

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 Miembros inferiores.....	28
Figura 2.2 Fases del ciclo de la marcha normal.....	29
Figura 2.3 Longitud y ángulos del paso y de la zancada	30
Figura 2.4 Análisis cinético durante el apoyo.....	32
Figura 2.5 Actividad Muscular por ciento del ciclo	32
Figura 2.6 Exoesqueleto de miembros inferiores.....	35
Figura 2.7 Traslación rectilínea.....	36
Figura 2.8 Traslación curvilínea	36
Figura 2.9 Rotación alrededor de un eje.....	37
Figura 2.10 Intervalo o rango que contiene la Raíz y aproximación mediante iteraciones.....	39
Figura 2.11 Armadura y fuerzas internas en una sección	41
Figura 2.12 Esfuerzo de tracción y compresión	42
Figura 2.13 Diagrama esfuerzo – deformación	43
Figura 2.14 Deformación por flexión pura	44
Figura 2.15 Deformación por pandeo.....	45
Figura 2.16 Flecha mecánica.....	46
Figura 2.17 Cojinete.....	48
Figura 2.18 Partes de referencia al cuerpo humano	49
Figura 4.1 Método de la Caja Blanca mediante el análisis sintético.....	60
Figura 4.2 Fases del diseño según la VDI 2221.....	61
Figura 4.3 Técnicas e Instrumentos para la Recolección de la Información	62
Figura 4.4 Etapas del desarrollo del diseño	63
Figura 4.5 Evaluación del entorno.....	64
Figura 4.6 Diagramas de cajas con los datos tomados en el CEBE Manuel Duato	65
Figura 4.7 Diagrama de cajas de las longitudes de miembros inferiores de los niños del CEBE Manuel Duato	65

Figura 4.8 Diagrama de cajas de las circunferencias de los miembros inferiores de los niños del CEBE Manuel Duato	66
Figura 4.9 Diagrama de cajas de las longitudes superiores de los niños del CEBE Manuel Duato.....	67
Figura 4.10 Aparato ortopédico para tronco y cabeza	67
Figura 4.11 NTP-ISO/TR 22411:2008.....	68
Figura 4.12 ISO 13482:2014.....	68
Figura 4.13 Estructura funcional	71
Figura 4.14 Solución 1	73
Figura 4.15 Solución 2	73
Figura 4.16 Solución 3	74
Figura 4.17 Diagrama de evaluación según VDI 2225.....	75
Figura 4.18 Distribución preliminar de piezas	76
Figura 4.19 Representación gráfica de Θ , α y β	78
Figura 4.20 Descripción de la posición del mecanismo en el plano cartesiano	82
Figura 4.21 Ubicación de las uniones del mecanismo en el plano cartesiano para $\theta_1 = 0$	84
Figura 4.22 Desplazamiento relativo del exoesqueleto en el plano cartesiano	85
Figura 4.23 Comparativo de curvas del desplazamiento a escala de mecanismos con MS Excel.....	86
Figura 4.24 Variación de ángulos α , β y θ durante el ciclo de marcha	87
Figura 4.25 Análisis de cargas sobre desglose de pierna durante ciclo de la marcha	88
Figura 4.26 Ubicación de uniones del mecanismo en el plano cartesiano para $F_{2o} = 0$	90
Figura 4.27 Diagrama de cuerpo libre sobre mecanismo.....	91
Figura 4.28 Diagrama de Fuerzas en desglose del mecanismo	93
Figura 4.29 Diagrama de cuerpo libre sobre la pieza B	93
Figura 4.30 Diagrama de cuerpo libre sobre la pieza y nudo C	94
Figura 4.31 Desplazamiento angular en el plano y manivela motriz	95

Figura 4.32 Diagrama de cuerpo libre sobre la pieza C	99
Figura 4.33 Análisis estructural de Pieza C real sometido a cargas por reacción del mecanismo.....	100
Figura 4.34 Análisis Estructural en Inventor, resumen de resultados	101
Figura 4.35 Análisis estructural de piezas de la cadera sometido a cargas por reacción del mecanismo	102
Figura 4.36 Análisis estructural de piezas accionadora de la cadera sometido a cargas por reacción del mecanismo.....	102
Figura 4.37 Simulación de Análisis estructural de la pieza trasera del muslo.....	103
Figura 4.38 Simulación de Análisis estructural de la pieza delantera del muslo .	103
Figura 4.39 Simulación de Análisis estructural de la pieza accionadora del muslo	103
Figura 4.40 Simulación de Análisis estructural de la pieza delantera de la pierna	104
Figura 4.41 Simulación de Análisis estructural de la pieza trasera de la pierna .	104
Figura 4.42 Simulación de Análisis estructural de la pieza del pie.....	105
Figura 4.43 Simulación en Inventor del eje principal.....	105
Figura 4.44 Análisis estructural en Inventor	106
Figura 4.45 Representación gráfica de cargas y soportes en Inventor	106
Figura 4.46 Resultados del Análisis estructural en Inventor	107
Figura 4.47 Tensión de flexión	107
Figura 4.48 Esfuerzo cortante.....	107
Figura 4.49 Estrés torsional	108
Figura 4.50 Esfuerzo Total.....	108
Figura 4.51 Mecanismo de Manivela y extremidades	109
Figura 4.52 Simulación de estructura mediante software Inventor.....	110
Figura 4.53 Análisis Estructural de la estructura en Inventor	110
Figura 4.54 Eje de la cadera, modelo telescópico.....	112
Figura 4.55 Variador de Frecuencia FR-E720S-0.1KNC	118
Figura 4.56 Perno Acero Inoxidable ASTM B8 / 304 Clase 1	120

Figura 4.57 Cuadro de selección de correas clásicas	121
Figura 4.58 Poliuretano	125
Figura 4.59 KEMEX barniz aislante incoloro	125
Figura 4.60 Impresión 3D en ABS.....	126
Figura 4.61 Petzl Arnés Macchu para niños	126
Figura 4.62 Cinturón de seguridad para silla de ruedas.....	127
Figura 4.63 Cojín lumbar con gel	128
Figura 4.64 Correas de neopreno acolchadas	128
Figura 4.65 Banda mentonera antirronquidos	129
Figura 4.66 Sujetador de cabeza NapUp	129
Figura 4.67 Planchas de espuma de poliuretano	130
Figura 4.68 Distribución definitiva de piezas.....	130
Figura 4.69 Plano de ensamble del mecanismo del exoesqueleto	132
Figura 4.70 Plano de ensamble de la estructura de soporte.....	133
Figura 4.71 Mecanismo del exoesqueleto simulado en Grasshopper.....	136
Figura 4.72 Capturas de la simulación del mecanismo realizando la marcha humana en Grasshopper	136
Figura 4.73 Gráficas de los ángulos formados por los miembros inferiores obtenidas de Grasshopper	137
Figura 4.74 Gráfica de los ángulos formados por la cadera durante la simulación del exoesqueleto en Grasshopper	137
Figura 4.75 Gráfica de los ángulos formados por la rodilla durante la simulación del exoesqueleto en Grasshopper	137
Figura 4.76 Gráfica de los ángulos formados por el tobillo durante la simulación del exoesqueleto en Grasshopper	138
Figura 5.1 Superposición de gráfica de la cadera obtenida de la simulación con la gráfica de libros de biomecánica.....	144
Figura 5.2 Superposición de gráfica de la rodilla obtenida de la simulación con la gráfica de libros de biomecánica.....	144

Figura 5.3 Superposición de gráfica del tobillo obtenida de la simulación con la gráfica de libros de biomecánica..... 145

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

CAD: Computer-aided design (Diseño Asistido por computadora)

CEBE: Centro Especial Manuel Duato

CEPAL: Comisión Económica para América Latina y Caribe

CONADIS: Consejo Nacional para la Integración de la Persona con Discapacidad

INEI: Instituto Nacional de Estadística e Informática

INR: Instituto Nacional de Rehabilitación

ISO: International Organization for Standardization (Organización Internacional de Normalización)

NTP: Norma Técnica Peruana

OMS: Organización Mundial de la Salud

PUCP: Pontificia Universidad Católica del Perú

VDI: Verein Deutscher Ingenieurue (Asociación de Ingenieros Alemanes)

RESUMEN

El exoesqueleto de rehabilitación de extremidades inferiores es un dispositivo que busca imitar los movimientos naturales del ciclo de la marcha es cual se utiliza para terapias de rehabilitación de la función física, estos se producen fuera del país, en el país existen algunos prototipos de elevado costo. La investigación tuvo como objetivo diseñar un exoesqueleto a bajo costo para niños con discapacidad motriz, para esto se determinaron las especificaciones, parámetros biomecánicos y mecánicos, se realizó el cálculo mecánico para el dimensionamiento, selección de materiales y equipos que conforman el diseño del exoesqueleto, de esta manera simular el prototipo para comprobar la movilidad y bajo costo del diseño, la metodología de la investigación es Analítico Sintético, y el diseño en ingeniería se desarrolló mediante la metodología VDI 2221. Así se obtuvieron las especificaciones, parámetros biomecánicos y mecánicos los cuales se detallaron mediante la lista de exigencias, para niños de 5 a 10 años, en los cálculos mecánicos se hallaron las cargas que ejercen los esfuerzos máximos, criterios para el dimensionamiento y selección de materiales, se calculó el torque mínimo para accionar el mecanismo, 178 Nm. Para los bajos valores de velocidad angular y torque, se seleccionó un motorreductor marca MOTOX modelo D.37 S1 de 110 KW y transmisión por poleas en V, se seleccionó el Aluminio 6061 para el mecanismo y estructura y para el eje motriz Acero SAE 1045, se realizó la Lista de Materiales General, de la simulación mediante el software Grasshopper obteniendo 71.8% de aproximación según distancia euclidiana, de la cotización se estimó un costo total de S/7100. Se concluyó que el diseño del exoesqueleto de rehabilitación para niños con discapacidad motriz cumple las especificaciones, parámetros mecánicos y biomecánicos, así mismo el diseño permite que niños que no tengan control de las extremidades superiores, cabeza y tronco puedan usarlo también, el diseño del exoesqueleto realiza la marcha con 71.8% de aproximación y tiene un costo por debajo de otros diseños existentes en el país.

Palabras clave: Exoesqueleto, discapacidad, terapia, diseño.

ABSTRACT

The lower extremity rehabilitation exoskeleton is a device that seeks to imitate the natural movements of the gait cycle, which is used for physical function rehabilitation therapies, these are produced outside the country, in the country there are some high-cost prototypes. This research aims to design a low-cost exoskeleton for children with motor disabilities, for this the specifications, biomechanical and mechanical parameters were determined, the mechanical calculation for sizing, selection of materials and equipment that make up the design of the exoskeleton, was carried out. In this way, simulate the prototype to verify the mobility and low cost of the design, the research methodology is Synthetic Analytical, and the engineering design was developed using the VDI 2221 methodology. Thus, the specifications, biomechanical and mechanical parameters were obtained, which They were detailed by means of the list of requirements, for children from 5 to 10 years old, in the mechanical calculations the loads that exert the maximum efforts were found, criteria for the dimensioning and selection of materials, the minimum torque to activate the mechanism was calculated, 178 no. For the low values of angular speed and torque, a MOTOX brand D.37 S1 110 KW geared motor was selected and transmission by V pulleys, Aluminum 6061 was selected for the mechanism and structure and for the drive shaft Steel SAE 1045, The General Bill of Materials was made, from the simulation using the Grasshopper software, obtaining a 71.8% approximation according to Euclidean distance, from the price a total cost of S/7100 was estimated. It is concluded that the design of the rehabilitation exoskeleton for children with motor disabilities meets the specifications, mechanical and biomechanical parameters, likewise the design allows children who do not have control of the upper extremities, head and trunk to use it as well, the design of the exoskeleton performs the march with 71.8% approach and has a cost below other existing designs in the country.

Keywords: Exoskeleton, disability, therapy, design.

INTRODUCCIÓN

Los exoesqueletos son dispositivos que van acoplados en las extremidades del cuerpo de una persona, en su mayoría están enfocados en el incremento de fuerza, velocidad, rendimiento y a la rehabilitación física de personas con discapacidad motriz (Bortole, 2013). La discapacidad motriz, es una condición que puede adquirir una persona desde antes de nacer o en cualquier etapa a lo largo de su vida, se presente con diversas limitantes en diferentes ámbitos de la vida (Saenz, y otros, 2010). En las terapias de rehabilitación contemporáneas, se está incrementando el uso de exoesqueletos robots, los cuales han mejorado los procedimientos, permitiendo una terapia de mayor calidad, incrementan la motivación del paciente, ya que puede sentirse independiente del fisioterapeuta, ayudando a los pacientes a continuar con sus terapias (Hunt, y otros, 2022).

Dichos exoesqueletos son desarrollados por múltiples empresas y utilizados en países europeos, en Estados Unidos y Japón (Li, y otros, 2021). En cambio, en los centros de rehabilitación del Perú, no se cuenta con dichos exoesqueletos dado el elevado costo que tienen las marcas extranjeras (Thiercelin, 2017). En el Perú, se realizaron algunos diseños propuestos en las tesis de Garcés en el 2017, Villena en el 2017, sin embargo, estos también tienen un costo elevado, aunque mucho menor que el de marcas extranjeras, por lo que no se comercializan ni se han construido para ser utilizados dentro de un centro especializado de rehabilitación. Además de los exoesqueletos existentes en el mercado, solo uno está adaptado para niños (Armada, 2020), por lo tanto, se optó tener como objetivo principal de esta investigación es diseñar un exoesqueleto de miembros inferiores a bajo costo para niños con discapacidad motriz, que buscó facilitar las terapias tradicionales con la finalidad de aportar al desarrollo tecnológico de estas, así como mejorar la inserción social, el bienestar psicológico y la mejora de la calidad de vida de los pacientes menores.

En el primer capítulo de este trabajo, se planteó y se formuló el problema que permitió realizar el diseño. En el segundo capítulo se presentaron los antecedentes

y el marco teórico que fueron base y sustento de esta investigación. En el capítulo tercero se formula la hipótesis general y específicas, así como también se realiza la operacionalización de variables. Así mismo, en el cuarto capítulo se describe la metodología de la investigación y técnicas empleadas para desarrollar el presente trabajo, se realizaron los cálculos cinéticos y estáticos del exoesqueleto y se corroboró mediante gráficas y Softwares, la similitud del movimiento obtenido, con la marcha. En el quinto capítulo se presentan los resultados obtenidos y en el sexto la discusión de estos, donde se contrastaron con las hipótesis y otros estudios donde se diseñaron dispositivos similares. En el capítulo siete y ocho, se encuentran las conclusiones y recomendaciones respectivamente. Finalmente, en el noveno capítulo se presentaron las referencias bibliográficas y en el décimo, los anexos.

I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1. Descripción de la realidad problemática

La discapacidad motriz describe la deficiencia en las funciones y estructuras corporales, considerando a una persona con discapacidad motora a aquella que por diferentes causas ve afectada sus habilidades de control, manejo de movimiento, postura, equilibrio y coordinación de diferentes partes del cuerpo. El conocimiento médico ha demostrado que el ejercicio repetido reactiva las vías neurales del paciente pues una de las principales razones por las que las personas con disfunción de las extremidades inferiores no pueden completar de forma autónoma las actividades básicas de la vida diaria es que sus vías neuronales están bloqueadas. El exoesqueleto de rehabilitación es un dispositivo mecánico que ayuda a los pacientes con el movimiento de las extremidades inferiores y a mejorar la vitalidad muscular, que es un medio directo y eficaz para compensar, reemplazar o reparar la disfunción física que simula el movimiento de caminar humano. Se puede utilizar principalmente para el entrenamiento de rehabilitación de pacientes con disfunción de las extremidades inferiores (Hernando, 2010).

Según el Consejo Nacional para la Integración de la Persona con Discapacidad CONADIS (Castro, y otros) menciona que la Organización Mundial de la salud estima que la población mundial en el 2010 con algún tipo de discapacidad fue mayor a 1000 millones de personas; el 15% de la población mundial de ese entonces, que significa un aumento de 5 puntos porcentuales en un periodo de 40 años (2018 pág. 19). Asimismo, la Comisión Económica para América Latina y el Caribe (CEPAL), 2014 recolectó información de encuestas de medición de la discapacidad en América Latina y el Caribe [...] más de 70 millones de personas vivían con alguna discapacidad en América Latina y el Caribe entre 2001 y 2013, lo que equivale a un 12,5% de la población regional, a un 12,6% de la población de América

Latina y a un 6,1% de la población del Caribe (2018 pág. 25) . En el Perú de acuerdo a la INEI, el censo realizado el 2017, las personas encuestadas que declararon tener una discapacidad, llegan a ser 3 209 261 personas, que son el 10,3% de la población del país. Entre ellos 485 211 personas presentan dificultades para caminar (Rivera, 2017).

Se espera que los pacientes con trastornos del movimiento de las extremidades inferiores y algunos pacientes con accidente cerebrovascular y hemiplejía, puedan caminar y recuperar la capacidad motriz. El exoesqueleto de rehabilitación es una de las mejores opciones para recuperar la función de los miembros inferiores. Pero debido al tratamiento a largo plazo y los altos costos, los pacientes suelen optar por hacer ejercicio en casa, por lo que este tipo de entrenamiento carece de orientación profesional especializada. Como resultado, muchos pacientes perdieron el mejor momento para aceptar el tratamiento de rehabilitación y perdieron la oportunidad de ponerse de pie nuevamente (Arango, 2018).

Existe un gran porcentaje de niños con discapacidad motriz por parálisis cerebral, entre otras afecciones, muchos ejercicios del tratamiento necesitan un peso añadido para que los músculos del paciente trabajen de forma más efectiva, a mayor edad sea el niño esto se dificulta, tanto con el terapeuta como el tratamiento complementario en casa, resultando que los menores se cansan muy rápido, se distraen y no terminan la sesión retrasando así los resultados de la mejora e incluso llegando a abandonar el tratamiento. En vista de la necesidad de una órtesis automática que asista la terapia, se propone diseñar un exoesqueleto de miembros inferiores para terapia de rehabilitación de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz a un costo menor al de los existentes.

El árbol de problemas se encuentra en el Anexo 02.

1.2. Formulación del problema

1.2.1. Problema general:

¿Cómo diseñar un exoesqueleto de miembros inferiores a bajo costo para niños con discapacidad motriz?

1.2.2. Problemas específicos:

- ¿Cómo determinar los criterios de diseño para plantear una solución principal del diseño del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz?
- ¿Cómo realizar el cálculo mecánico para dimensionar los componentes del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz?
- ¿Cómo seleccionar los materiales y equipos para el diseño del accionamiento del exoesqueleto de miembros para niños con discapacidad motriz?
- ¿Cómo validar y cotizar el diseño para comprobar el movimiento y bajo costo del diseño del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz?

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

Diseñar un exoesqueleto de miembros inferiores a bajo costo para niños con discapacidad motriz.

1.3.2. Objetivos específicos

- Determinar los criterios de diseño para plantear una solución principal del diseño del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz.

- Realizar el cálculo mecánico para dimensionar los componentes del exoesqueleto de miembros inferiores a bajo costo para niños con discapacidad motriz.
- Seleccionar los materiales y equipos para el diseño del accionamiento del exoesqueleto de miembros para niños con discapacidad motriz.
- Validar y cotizar el diseño para comprobar el movimiento y bajo costo del diseño del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz.

1.4. Justificación

1.4.1. Justificación social

Según Hernández y otros, toda investigación debe tener cierta relevancia social, logrando ser trascendente para la sociedad y denotando alcance o proyección social (Hernandez, 2018).

La justificación social de esta investigación fue aportar a la terapia de rehabilitación de niños con discapacidad motora mediante el diseño de un exoesqueleto que de ser construido podrá asistir a las terapias tradicionales.

1.4.2. Justificación económica

La justificación económica según Baena, aduce que una investigación debe justificar si podrá recuperarse el dinero que se invierte durante su proceso. Algunas investigaciones de carácter práctico están orientadas a que algún producto derivado de la misma pueda ser comercializable (Baena, 2017).

Por lo cual, la justificación económica se dio dado que propone elaborar un diseño de un exoesqueleto de miembros inferiores a un costo bajo en comparación a los que existen en el mercado internacional y a los

diseños propuestos dentro del país, el cual puede ser comercializado para su uso en centros de rehabilitación física.

1.4.3. Justificación tecnológica

Para Baena, la justificación tecnológica trata de nuevos aportes al campo de la disciplina, esto puede ser interpretado como la creación de nuevos equipos patentables (Baena, 2017).

La justificación tecnológica se presenta dado que este diseño es relativamente novedoso, sobre todo en el país, que puede ayudar al desarrollo tecnológico de la rehabilitación de miembros inferiores.

1.5. Delimitantes de la investigación

1.5.1. Delimitante teórica

Las limitantes teóricas de esta investigación se encuentran en las bases teóricas de la biomecánica de miembros inferiores de niños entre los 5 y 10 años, el diseño de los exoesqueletos, el diseño mecánico, diseño de elementos de máquinas y automatización.

1.5.2. Delimitante temporal

La limitante temporal será de tres meses para tener el diseño y simulación.

1.5.3. Delimitante espacial

Esta investigación se desarrolló en Lima - Perú, sin ninguna complicación.

II. MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes

2.1.1. Antecedentes internacionales

- En el artículo de Hunt, y otros (2022), “Effectiveness of robotic exoskeletons for improving gait in children with cerebral palsy: A systematic review”, el objetivo fue responder a la pregunta ¿La marcha asistida por exoesqueleto mejora la marcha en niños con parálisis cerebral?, para lo cual el método consistió en emplear guías PRISMA para realizar una revisión sistemática en múltiples bases de datos electrónicas como Embase, CINAHL, Complete, PubMed, Web of Science y MEDLINE, estudios que investigan parámetros espaciotemporales, cinemáticos, cinéticos, de actividad muscular y/o fisiológicos durante. Hubo consenso en que los exoesqueletos robóticos mejoran la marcha dada la optimización cuidadosa del par del exoesqueleto y suficiente tiempo de práctica del exoesqueleto para cada partícipe. Las mejoras en la marcha incluyeron reducción del costo metabólico de la marcha, aumento de la velocidad de la marcha y aumento de la extensión de la rodilla y la cadera durante la postura. Comprobaron que los exoesqueletos tienen el potencial de mejorar la movilidad de los niños con PC y, por lo tanto, pueden aumentar la participación comunitaria y mejorar la calidad de vida. El trabajo futuro debería implicar mayor control estudios de intervención que utilizan exoesqueletos robóticos para mejorar la marcha en niños con parálisis cerebral. Estos estudios deben garantizar suficiente tiempo de práctica de exoesqueleto para cada participante. Este artículo es fuente fundamental para sustentar que el acceso a un exoesqueleto que asista la marcha puede ayudar a mejorar los avances en la terapia de rehabilitación y mejora en la calidad de vida de niños con parálisis cerebral.

- También Jin-Gang y otros (2017), en el artículo “Recent Advances on Lower Limb Exoskeleton Rehabilitation Robot”, que tuvo como objetivo proporcionar una descripción general de las características y desarrollo del nuevo exoesqueleto robot para rehabilitación. Su metodología consistió en revisar diversas patentes representativas relacionadas con el exoesqueleto robot de rehabilitación de extremidades. Las características estructurales y aplicaciones de estos. Se comparan y analizan los diferentes exoesqueletos robots de rehabilitación de extremidades inferiores y se concluyen las características estructurales. Se concluye que, si los problemas como el tamaño, el peso, la salida de alta potencia se solucionan al mismo tiempo que la consistencia con el cuerpo humano se mejora en combinación con la terapia tradicional, será posible maximizar la rehabilitación de los miembros inferiores. De esta revista que presenta varias alternativas, de las cuales se pueden rescatar ideas para el sistema de control que permite el movimiento del exoesqueleto para realizar la marcha, se observaron las ventajas y desventajas de varios tipos de controladores y se llegó a la conclusión de que un controlador neumático puede ser el apropiado para este trabajo de investigación.
- Así también Menga y Ghirardi (2018), en su artículo “Lower Limb Exoskeleton for Rehabilitation With Improved Postural Equilibrium”, este trabajo tuvo como objetivo presentar un exoesqueleto háptico de miembros inferiores para rehabilitación de pacientes con enfermedad en el equilibrio postural. El método para desarrollarlo consistió en dedicar atención al modelo mecánico multcadena del exoesqueleto con el método de Kane, utilizando el entorno computacional simbólico Autolev. Los aspectos que se tratan son: el sistema de conmutación entre posición simple y doble, los ángulos articulares dependientes e independientes, la redundancia en los controles de par y el equilibrio de peso en posición

doble. Primero realizaron experimentos físicos para validar el método de cumplimiento basado en el control de la admisión. Luego, con el paciente en una situación real. El paciente es capaz de mover las articulaciones del exoesqueleto a través de señales EMG de los músculos de las piernas, experimentando una reacción de admisión de la posición impuesta por el control automático del equilibrio postural, esto se ha logrado con dos lazos cerrados jerárquicos: el interno en el espacio conjunto para control de admitancia en un bucle de posición, y el exterior en el espacio cartesiano para el equilibrio. Además, el control postural es capaz de acomodar acciones incorrectas por el paciente. Este trabajo muestra las ventajas de tener una retroalimentación del paciente que puede ser percibida por el exoesqueleto mediante sensores, para aprovechar al máximo la potencia y así permitir que si el paciente puede realizar cierto grado de esfuerzo lo haga y así mejorar la rehabilitación acorde a sus necesidades personales.

- Según Arango (2018), en su tesis “Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para miembro inferior de infantes con discapacidad motriz.”, presenta la problemática del tratamiento de discapacidad motriz de miembros inferiores en infantes durante tratamiento por parte de los terapeutas y la escases de exoesqueletos para infantes en el mercado por lo que el autor plantea como objetivo realizar el diseño de un exoesqueleto para infantes que pueda ser tratada con terapia física y consecuentemente de asistencia del fisioterapeuta, la metodología de diseño que usa el autor inicia con el planteamiento de las necesidades y luego todos con los parámetros de diseño, como resultados el diseño consigue cubrir en un 90% las medidas de los niños entre 6 y 12 años, también establece un peso mínimo del paciente de 50 Kg para poder realizar las fuerzas de compresión necesarias del sistema, con un sistema de control para cada uno de los 3 grados de libertad

considerando uno para cada uno de los miembros inferiores consiguiendo una mayor estabilidad del dispositivo. La presente investigación brinda los parámetros de diseño desde una perspectiva de fabricación local y de mayor acceso para su fabricación con accesorios que no requieran importaciones, así mismo abordó el diseño sobre las bases de la antropometría de un infante lo cual concuerda con el presente trabajo de investigación.

- Así mismo Tamburrino (2017), con su tesis “Diseño y construcción de una pierna exoesquelética para la asistencia de la marcha”, tiene como objetivo el diseño y construcción del prototipo de una pierna exoesquelética para la asistencia de la marcha a bajas velocidades con la motivación de posteriormente modificar y mejorar el prototipo para poder ser usado con fines médicos a bajo costo ya que como señalan los exoesqueletos de miembros inferiores tienen un costo entre USD \$ 60.000 y USD \$ 140.000. La metodología usada por el autor se realizó mediante dos etapas, la etapa mecánica y la etapa de control, como parte de la discusión se observó que los motores trabajen mediante una modulación por ancho de pulsos para lograr que ambos motores logren su trabajo al mismo tiempo. El autor concluye de manera satisfactoria el análisis mediante elementos finitos de los componentes al obtener factores de seguridad mayor a 1, adicionalmente recomienda para futuros diseños reemplazar el uso de encoders en vez de potenciómetros y de placas especiales en vez del protoboard, el costo promedio del diseño y construcción es de \$ 340.000 significando para el autor un valor mucho menor que del mercado, finalmente el autor recomienda que su diseño puede ser mejorada mediante un diseño de eslabones de largo variables. Esta tesis introduce al análisis por medio de elementos finitos además de las problemáticas trabajando con diferentes motores para

cada articulación, además de darnos las recomendaciones de mejora para un diseño posterior.

2.1.2. Antecedentes nacionales

- Como realizó Mendoza (2021), en su tesis “Diseño y fabricación de un exoesqueleto flexible para rehabilitación de extremidades inferiores en recién nacidos con espina bífida”, la cual consistió en abordar el diseño y fabricación de un exoesqueleto que pueda rehabilitar las extremidades inferiores en recién nacidos con mielomeningocele. El prototipo fue orientado a bebés de seis meses de nacidos y se esperaba alcanzar un rango de movimiento de 54°. Se empleó una metodología de diseño teniendo en cuenta el diseño conceptual, la fabricación, la caracterización del sistema de control del movimiento, y la validación funcional del dispositivo. Finalmente, se obtuvo un sistema vestible con un actuador flexible para desarrollar los ejercicios de rehabilitación. Se alcanzó un rango de extensión máximo de 61° y de flexión de 43°. Este trabajo de investigación siguió una metodología de diseño mecánico ideal para el diseño de este tipo de dispositivos, proponiendo diseños preliminares y evaluando la mejor alternativa, así como lo es el empleo de un actuador neumático controlado mediante Arduino.
- Así también Alburqueque y Rondon (2019), en su tesis “Diseño e implementación de un exoesqueleto para fisioterapia en pacientes con artrosis de rodilla en la clínica geriátrica militar de chorrillos”, donde el objetivo fue diseñar e implementar un exoesqueleto para fisioterapia en pacientes con artrosis de rodilla en la clínica geriátrica militar de chorrillos. El método para el diseño mecánico se dividió en 5 etapas: las especificaciones, las dimensiones de las piezas, la selección de material, los cálculos y el modelado a través de un software CAD. Con ello, se realizó la implementación del exoesqueleto para personas de entre 65 y 75 años, con un peso máximo de 70 kg. Se probó y comprobó la

funcionalidad de este para el ajuste en distintos tipos de piernas y lograr la flexión. También se demostró que el exoesqueleto mantiene un consumo estable de corriente y sin sobrecalentamientos. Este proyecto presentó las ventajas de conocer la discapacidad y la terapia de rehabilitación a fondo para elaborar un diseño acorde a las necesidades específicas, también se empleó el software SolidWorks para hallar las máximas y mínimas tensiones realizando un diagrama de Von Mises, lo que será de utilidad para comprobar el diseño.

- De igual forma Dávila (2018), en su tesis “Rediseño del sistema mecánico del exoesqueleto PUCP para rehabilitación de miembros inferiores”, donde se tuvo como objetivo realizar mejoras al diseño del exoesqueleto PUCP para rehabilitación de miembros inferiores para hacerlo más ergonómico y que satisfaga mejor las necesidades que presentan los pacientes durante su terapia de rehabilitación. La metodología del diseño se realizó tomando en cuenta las necesidades de los pacientes, así como las exigencias para el funcionamiento del Exoesqueleto. Se revisó los fundamentos para la rehabilitación de la marcha humana y las tecnologías que la asisten, se evaluó las restricciones que tiene el sistema mecánico del Exoesqueleto PUCP, para proponer algunas mejoras. Se realizó análisis estructural. El resultado terminó en planos de fabricación y de ensamble basados en la norma VDI 2221 y una estimación de costos. El costo total de este diseño fue S/. 72,600.00, incluyendo el costo de fabricación (aprox. S/. 54,600.00), el de los componentes (aprox. S/. 3,000.00), los de logística, montaje y diseño (S/. 15,000.00).
- Según Garcés (2017), en su tesis “Diseño de un mecanismo del tipo exoesqueleto de miembros inferiores que permita reproducir patrones de movimiento”, cuyo objetivo de la tesis fue plantear los primeros lineamientos para el diseño de un exoesqueleto robótico para

rehabilitación de extremidades inferiores planteando todos los criterios de diseño bajo un régimen estático, mencionando el autor que la investigación es susceptible a mejoras que consideren también el aspecto dinámico del diseño. El diseño observa que los movimientos durante la marcha humana se simplifican si se limitan al plano sagital por lo que el diseño se realiza en este plano. Se concluye un costo total del exoesqueleto que incluye materiales, componentes, fabricación y desarrollo del diseño de S/. 119,325.10. La tesis en mención brindó los principios de diseño desde un cálculo estático y limitado al plano sagital de la marcha como también la selección de materiales y costo total lo cual será usado en esta investigación.

- Por otro lado Villena (2017), en su tesis “Diseño, implementación y control de un exoesqueleto para pacientes con discapacidad motora en las extremidades inferiores” con el objetivo de este trabajo de investigación es implementar un exoesqueleto de extremidades inferiores que favorezca a las terapias físicas clásicas, con la finalidad de aportar al desarrollo tecnológico de los tratamientos para la discapacidad motriz y también mejorar la calidad de vida de los pacientes. El diseño conta con tres grados de libertad, se elaboró para niños que se encuentren aproximadamente en los 11 años y puede ser utilizado por adultos que mantengan una talla similar a la del promedio en el país. Este trabajo inspiró la posibilidad de elaborar un modelo que se pueda adaptar a diferentes medidas, así como también fue guía para los cálculos cinéticos.

2.2. Bases teóricas

2.2.1. Biomecánica de miembros inferiores durante la marcha

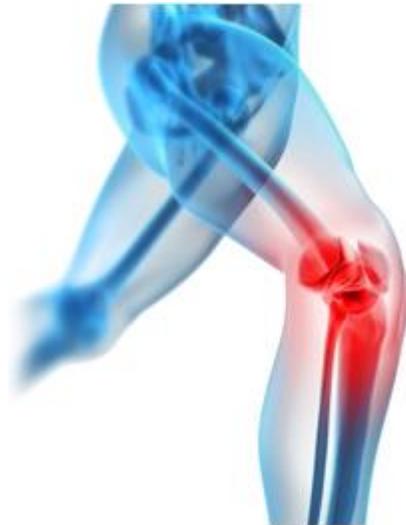
Articulaciones de los miembros inferiores

Rodilla: Es la articulación que conecta dos huesos importantes, el fémur y la tibia. Está compuesta por dos articulaciones, la tibio femoral y la femorrotuliana. La rodilla presenta movimientos en tres planos, pero para análisis biomecánicos se suele limitar en el plano sagital que es en el cual se produce movimiento considerable (Nordin, 2005).

Cadera: Es La articulación que une el tronco con el fémur. Cumple la función principal de ser aguante del peso de los brazos, cabeza y tronco. En el plano sagital realiza los movimientos llamados flexión y extensión (Nordin, 2005).

Tobillo: El tobillo es la articulación que conecta la pierna con el pie, está compuesto por tres articulaciones, la tibio astragalina, peroneo astragalina y tibio peronea (Nordin, 2005).

Figura 2.1 Miembros inferiores



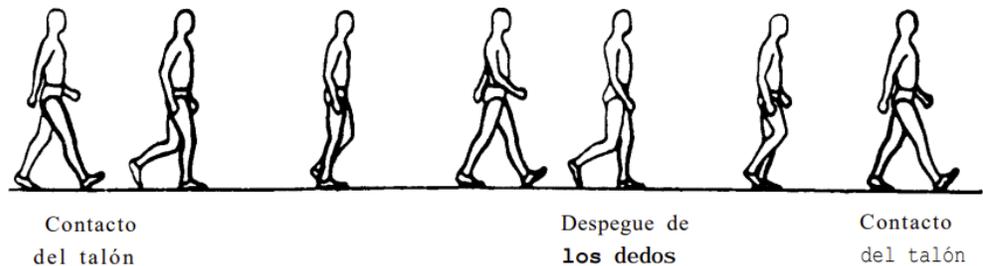
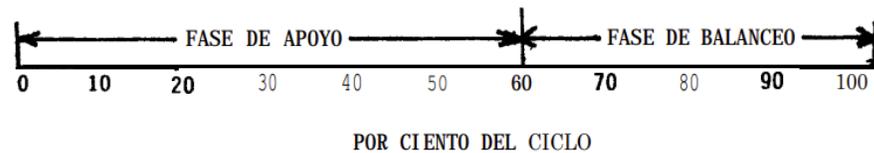
Fuente: [HTTPS://WWW.CENTROMEDICODELPIE.COM](https://www.centromedicodelpie.com)-2005

La marcha humana normal

La marcha humana es el conjunto de movimientos de las extremidades inferiores, que permite el desplazamiento de la persona mediante la acción de cada componente que conforma el sistema locomotor humano.

La marcha es un proceso natural que las personas adquieren mediante la imitación y ensayo-error, su desarrollo se observa desde los dos meses con el reflejo de la marcha automática y a partir de los cinco a siete años los niños ya consiguen una marcha muy similar a la de un adulto (Osorio, y otros, 2013).

Figura 2.2 Fases del ciclo de la marcha normal



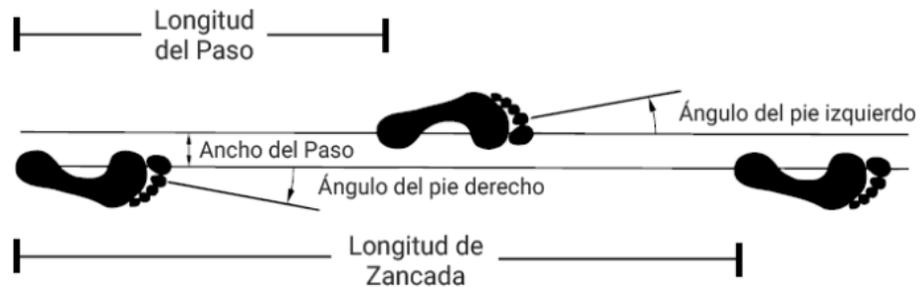
Fuente: OSORIO, Y OTROS-2013

Parámetros del paso y zancada

La zancada es la acción que se realiza desde una zona pierna y corresponde a un ciclo de marcha, el paso se conoce como un intermedio entre contactos iniciales de los pies, una zancada se conforma por dos pasos. Las medidas importantes que se toman en cuenta en la marcha

son la longitud de la zancada, la longitud del paso y la duración de estos (Perry, 1992).

Figura 2.3 Longitud y ángulos del paso y de la zancada



Fuente: OSORIO, Y OTROS-2013

Movimiento de las articulaciones en el plano sagital durante la marcha

Tobillo: Durante las fases de la marcha, el tobillo empieza en dorsiflexión, posición neutra formando 0° en el plano sagital, luego se mueve a 15° a lo que se conoce como flexión plantar. En la fase media vuelve a formar 5° en dorsiflexión. Durante el apoyo hasta que se despega el talón del suelo, se forman 15° , una vez que inicia la flexión plantar y se levanta el pie del piso, el ángulo incrementa a 25° aproximadamente. Finalmente, durante el balanceo, el pie regresa a la posición neutra en la que se encuentra inicialmente.

Rodilla: La rodilla empieza el ciclo de la marcha en extensión completa, la articulación inicia la flexión hasta que el pie se encuentre completamente plano en el suelo, en este punto la rodilla forma 20° . Durante el apoyo medio, el ángulo se reduce a 10° y justo antes del despegue del talón del suelo llega a 4° aproximadamente. Cuando se eleva el talón, la rodilla alcanza 40° de flexión. Durante el balanceo, el ángulo puede llegar a 65° antes de volver a la posición inicial completamente extendida.

Cadera: En el inicio con el primer apoyo del talón al suelo, la cadera se posiciona aproximadamente a 30° y comienza a realizar la extensión hasta disminuir el ángulo a 0°, durante el apoyo medio hasta el despegue del talón alcanza 20°, una vez despegado el talón se mueve nuevamente en flexión hasta lograr una posición neutral. Finalmente, durante el balanceo se flexiona 30° nuevamente.

A continuación, se presentan tablas con los movimientos y los grados que forman las articulaciones durante cada etapa de la marcha humana.

Tabla 2.1 Movimiento de la pierna en el plano sagital en la fase de apoyo

Articulación	Contacto inicial	Respuesta de carga	Soporte medio	Soporte terminal	Rebalanceo
Cadera	Flexión 30°	Flexión 30°	Flexión 10°	5° de extensión de carrera 5° de rotación pélvica	Neutro 0°
Rodilla	Neutro 0°	Flexión 15°-20°	Flexión 5°	Neutro 0°	Flexión 30°-40°
Tobillo	Neutro 0°	Plantiflexión 10°-15°	Dorsiflexión 5°-8°	Dorsiflexión 10°-12°	Plantiflexión 20°

Fuente: NORDIN-2005

Tabla 2.2 Movimiento de la pierna en el plano sagital en la fase de balanceo

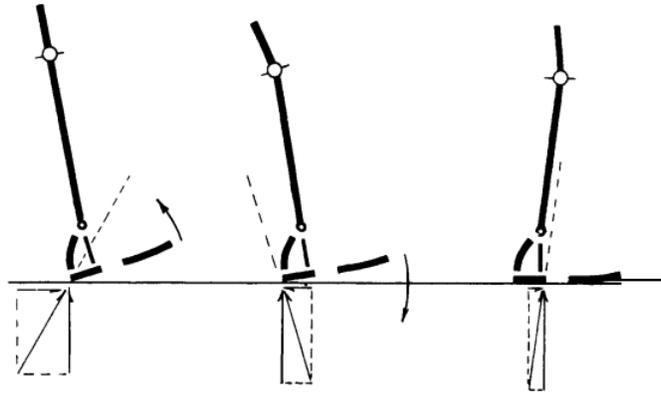
Articulación	Balanceo inicial	Balanceo medio	Balanceo terminal
Cadera	Flexión 20°	Flexión 30°	Flexión 30°
Rodilla	Flexión 50°-60°	Flexión 25°-30°	Neutro 0°
Tobillo	Plantiflexión 5° -10°	Neutro 0°	Neutro 0°

Fuente: NORDIN-2005

Análisis cinético durante la marcha

Las fuerzas externas que entran en contacto con el pie durante el apoyo en la marcha, se presentan en los siguientes diagramas:

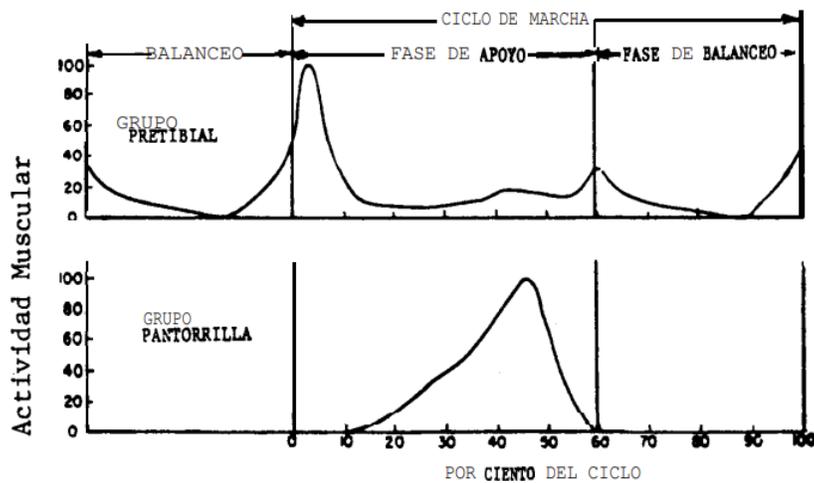
Figura 2.4 Análisis cinético durante el apoyo



Fuente: OSORIO, Y OTROS-2013

Las fuerzas internas se presentan por la actividad muscular que se produce durante la marcha, dicha actividad se observa a continuación:

Figura 2.5 Actividad Muscular por ciento del ciclo



Fuente: OSORIO, Y OTROS-2013

2.2.2. Terapia de rehabilitación y tipos de ortesis

Fisioterapia, Kinesioterapia, ejercicios terapéuticos y ortopedia

Fisioterapia: La fisioterapia tiene como objetivo principal hacer los músculos más fuertes y educar a los pacientes con el correcto movimiento y cuidados para mantenerlos saludables y funcionales mediante el empleo de técnicas, las cuales pueden ir desde simples ejercicios a el empleo de tecnologías sofisticadas (Babacan, 2018).

La kinesioterapia: Es un tipo de terapia que consiste en mantener los músculos activos a través del movimiento constante por ejercicios que pueden ser activos o pasivos. Es una práctica que se aplica como terapia de rehabilitación para las lesiones musculares.

Ejercicios terapéuticos: Entre ellos se encuentran las actividades físicas que se realizan para restablecer el funcionamiento adecuado de alguna parte del cuerpo. Se clasifican de diferentes formas de acuerdo con parámetro que se quiera considerar como prioritario (Semino, 2016).

Si se considera el material que se utiliza para su ejecución:

- Con máquinas de ejercicios: Ejercicios que requieren el uso de algún tipo de máquina específica para su ejecución.
- Sin máquinas de ejercicios: Ejercicios son desarrollados sin la necesidad de máquinas especializadas, requieren la ayuda de la persona indicada.

Si se considera la persona que realiza la terapia y el lugar de ejecución de la terapia:

- Con una persona y lugar especializados: Requieren un espacio específico con elementos necesarios como: piscina, barras o colchonetas, además de requerir de una persona especializada.
- De fácil ejecución en espacios no especializados: Existen ejercicios terapéuticos básicos con menor complejidad que pueden ser ejecutados por cualquier persona con una breve explicación previa, se dan mayormente cuando la complicación física es leve.

La ortopedia: Es la disciplina cuyo objetivo es corregir y evitar irregularidades en el sistema óseo del cuerpo humano mediante ejercicios, aparatos ortopédicos o cirugía (Treviño, 2016). Los aparatos ortopédicos son aparatos especializados para facilitar el traslado, aportar autonomía y corregir posturas, de las personas que padezcan algún tipo de discapacidad en su cuerpo (Werner, 2015).

Órtesis y su clasificación

Una ortesis u órtesis, según definición de la Organización Internacional de Normalización (ISO), es un apoyo u otro dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético. Sirven para dar soporte o corregir deformidades y/o desviaciones del sistema musculoesquelético y para mejorar la función del aparato locomotor (Lavado, 2014).

Tipos de órtesis:

Las órtesis pueden ser estabilizadoras o inmovilizadoras si se requiere que actúen como soporte de un miembro que no debe moverse, pueden ser dinámicas o funcionales si tienen como función permitir la movilidad del miembro en el que se emplea, pueden ser correctoras para alinear deformidades o protectoras según sea el caso.

Pueden clasificarse también según el tiempo a utilizar, temporales o definitivas; según las funciones, activas o pasivas; según los miembros donde se utilizarán, para extremidad superior, inferior o dorsolumbar.

2.2.3. Exoesqueleto de miembros inferiores

Las diferentes estrategias de la ciencia para que las personas que sufran de alguna discapacidad motora vuelvan a andar gracias a una tecnología llamada exoesqueleto, que es una órtesis de miembros inferiores para rehabilitación. Los exoesqueletos ayudan a la reeducación de la marcha ejercitando los miembros inferiores en modo automático, semiautomático o manual (Menga, y otros, 2018).

Figura 2.6 Exoesqueleto de miembros inferiores.



Fuente: TAMBURRINO CABRERA-2017

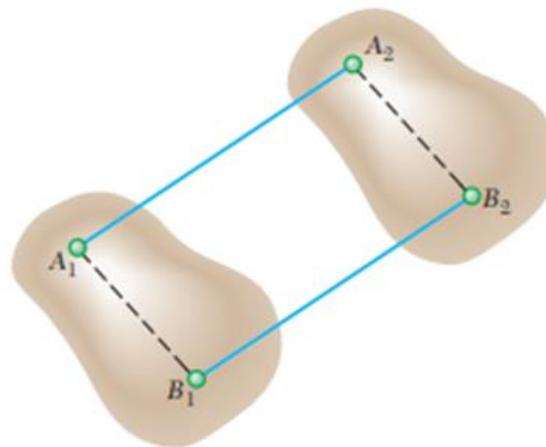
2.2.4. Cinemática de cuerpos rígidos

Es el estudio de relaciona la posición del cuerpo rígido y su variación en función del tiempo, así como el análisis de las partículas que en conjunto dan forma al cuerpo rígido en sí, desde un punto de vista conveniente para mecanismos (Beer, y otros, 2011).

TRASLACIÓN

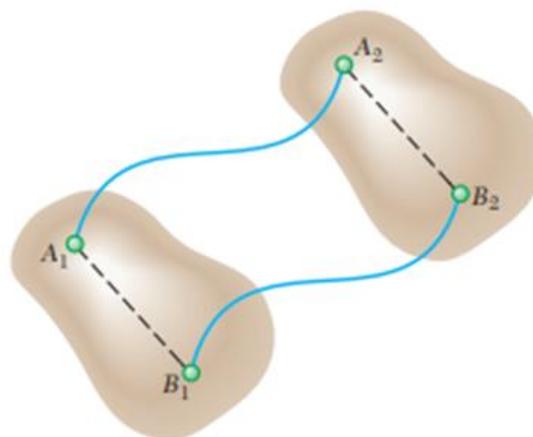
Siempre que cada línea dentro del cuerpo rígido mantiene igual dirección durante el movimiento, este movimiento se definirá como traslación. Si la traslación de todas las partículas sigue líneas rectas el movimiento es una traslación rectilínea, de igual manera si las líneas son curvas, es una traslación curvilínea.

Figura 2.7 Traslación rectilínea



Fuente: BEER, Y OTROS-2010

Figura 2.8 Traslación curvilínea

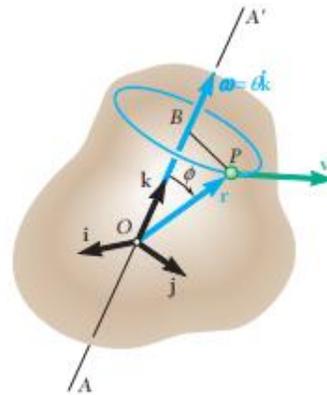


Fuente: BEER, Y OTROS-2010

ROTACION ALREDEDOR DE UN EJE FIJO

Las partículas giran formando círculos sobre planos perpendiculares al eje fijo al que se le conoce como eje de rotación.

Figura 2.9 Rotación alrededor de un eje



Fuente: BEER, Y OTROS-2010

El vector posición de un punto del cuerpo rígido quedara definido como el vector \mathbf{r} .

La velocidad angular se consideró para movimiento planos en las coordenadas i y j en la dirección k:

$$\mathbf{w} = \dot{\theta} \mathbf{k} \dots\dots\dots (2.1)$$

El vector velocidad en función del vector posición y el vector \mathbf{w} :

$$\mathbf{v} = d\mathbf{r}/dt = \mathbf{w} \times \mathbf{r} \dots\dots\dots (2.2)$$

MOVIMIENTO PLANO GENERAL

El movimiento de cada partícula del cuerpo rígido se realiza en planos paralelos. El movimiento plano general es aquel que se da en el plano y no rotación ni traslación.

Para el movimiento en un plano:

$$v = r\omega \dots\dots\dots (2.3)$$

MOVIMIENTO ALREDEDOR DE UN PUNTO FIJO

Las partículas del cuerpo rígido se mueven en las 3 dimensiones manteniendo un punto fijo.

MOVIMIENTO GENERAL

Llamado movimiento general al que no ocupa ninguna de las clasificaciones anteriores.

$$v = dr/dt = w \times r \dots\dots\dots (2.4)$$

Para la resolución de ecuaciones con un mayor grado de dificultad, se en ingeniería suele usarse métodos numéricos, en particular el método de la bisección.

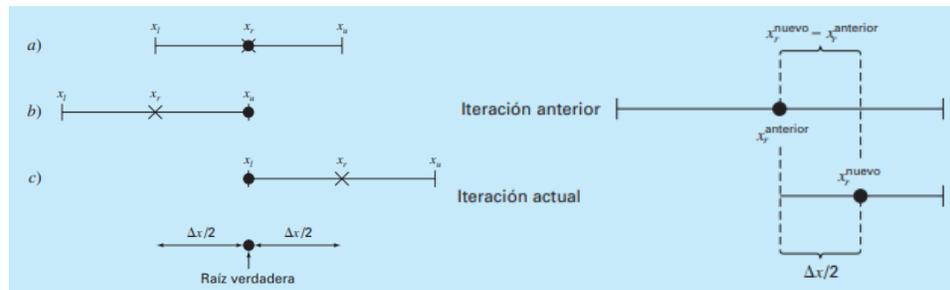
MÉTODOS NUMÉRICOS

Los métodos numéricos son un conjunto de técnicas matemáticas que se utilizan para resolver problemas numéricos que no pueden resolverse de manera exacta o analítica. Estos métodos involucran la utilización de algoritmos y técnicas computacionales para aproximar soluciones numéricas a problemas matemáticos (Canale y Chapra, 2007).

MÉTODO DE BISECCIÓN

El método de bisección es un método numérico para encontrar la raíz de una función matemática. La idea principal detrás del método de bisección es dividir repetidamente el intervalo en el que se encuentra la raíz por la mitad y determinar en qué mitad se encuentra la raíz. Este proceso se repite hasta que se encuentra una aproximación suficientemente precisa de la raíz.

Figura 2.10 Intervalo o rango que contiene la Raíz y aproximación mediante iteraciones



Fuente: CANALE-2007

El criterio de bisección consiste en la resolución de funciones $F(a) \wedge F(b)$ para a y b en un rango que contiene la raíz que resuelve la función igual a cero, seguidamente se resuelven las ecuaciones reemplazando el límite del rango de acuerdo al criterio de bisección, resolviendo $F(p)$ y la función correspondiente a los límites del rango, la variación de p equivale al punto medio del rango anterior como se muestra a continuación:

$$p = a + (b - a)/2 \dots \dots \dots (2.5)$$

Finalmente se resuelve la ecuación para:

$$F(p) \rightarrow 0, p = \text{raíz de la función} \dots \dots \dots (2.6)$$

2.2.5. Armaduras planas

Las armaduras son estructuras formadas por elementos en forma de triángulos estables conectados entre sí por pasadores los cuales se consideran sin fricción, de igual manera se considerará una estructura estable a un grupo de triángulos conectadas entre sí cumpliendo ciertas reglas que la consideren como armadura. El análisis por armaduras planas busca al Ingeniero seleccionar de manera más económica la

armadura y/o viga que esté de acuerdo a las cargas que soportara la estructura (McCormac, 2011).

Consideraciones para el cálculo por armaduras planas:

- Conexiones por pasadores como uniones sin fricción.
- Elementos de las estructuras se mantienen rectos.
- No se considera el desplazamiento de la armadura.
- Las cargas que se aplican a la armadura serán sólo en los nudos.
- Se desprecia el peso propio de las barras.

ARMADURA ESTÁTICAMENTE DETERMINADA INTERNAMENTE

La relación que determina si una estructura es considerada una armadura estáticamente determinada internamente se escribe en función del número de barras (m), el número de nodos (j) y el número de componentes de reacción (r) de acuerdo a:

La relación que determina si una estructura es considerada una armadura estáticamente determinada internamente se escribe en función del número de barras (m), el número de nodos (j) y el número de componentes de reacción (r) de acuerdo a:

$$m = 2j - r \dots\dots\dots (2.7)$$

ESTÁTICA DE LAS ARMADURAS

Para la determinación de las cargas desconocidas y sus componentes sobre la armadura, es dable aislar nudos y resolver las ecuaciones de equilibrio para cada una de estas, estas ecuaciones que implica la sumatoria en las orientaciones vertical y horizontal. El método de análisis y resolución de problemas para la división de la estructura, se usarán los diagramas de cuerpo libre ya sean en los nudos o en una sección parcial de la estructura, para esto de acuerdo a McCormac se usa, el método de los nodos y el método de las secciones para dar solución a la

determinación de las cargas aplicadas en la estructura (McCormac, 2011).

MÉTODO DE LOS NUDOS

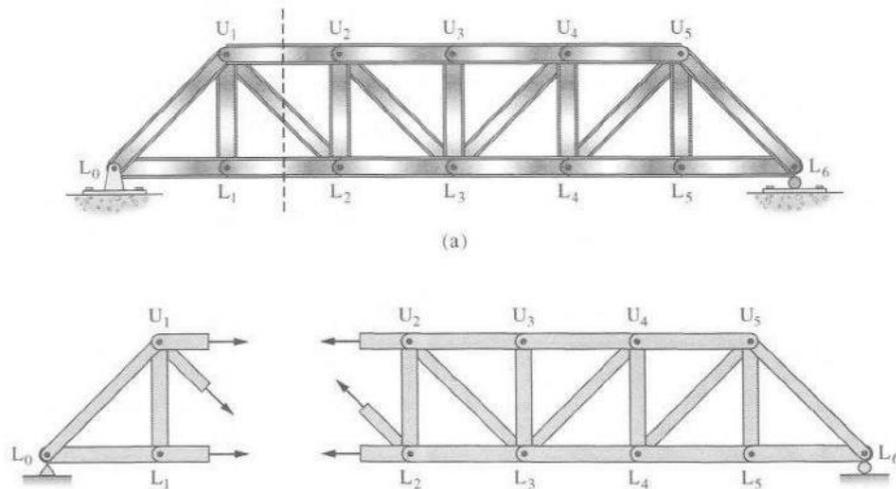
El Método de los Nudos se aplica sobre un nudo de la armadura, aislándolo y realizando el equilibrio como cuerpo libre bajo las fuerzas sobre el nudo, obteniendo las ecuaciones de equilibrio:

$$\Sigma F_{Vertical} = 0 \wedge \Sigma F_{Horizontal} = 0 \dots\dots\dots (2.8)$$

MÉTODO DE LAS SECCIONES

El método de las secciones se realiza mediante las ecuaciones de equilibrio a los diagramas de cuerpo libre de las diferentes secciones que se obtenga de la armadura, esta sección se obtiene cortando de manera imaginaria la estructura mediante un plano imaginario que separe la armadura en dos, de manera conveniente para obtener ecuaciones suficientes para resolver las cargas que aplican a la sección en cuestión.

Figura 2.11 Armadura y fuerzas internas en una sección



Fuente: MCCORMAC-2011

Para esto se usan las ecuaciones de equilibrio estático, siendo la sumatoria de momentos respecto a un punto las de mayor utilidad por no ser necesario tener todas las fuerzas que interactúan sobre la armadura, tener en cuenta la convención de signos para los momentos, estas ecuaciones sobre un punto dado son:

$$\Sigma M_o = 0 , \Sigma M_o(+) = \Sigma M_o(-) \dots \dots \dots (2.9)$$

2.2.6. Bases del diseño mecánico

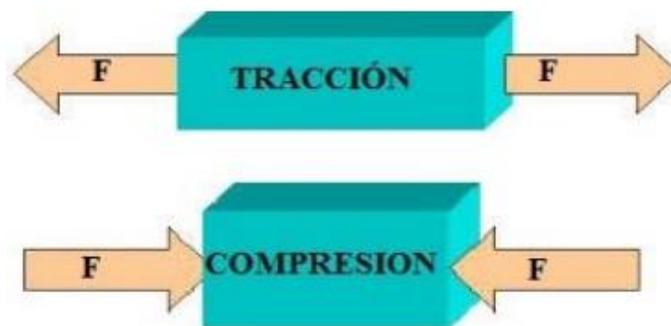
Esfuerzo

El esfuerzo es la fuerza interna que se genera dentro de un cuerpo que se encuentra sujeto a cargas externas. A su vez, existen dos tipos principales de esfuerzos, el normal y el cortante. El esfuerzo cortante se describe por la fuerza tangente a el área sometida a la fuerza y el esfuerzo normal por la fuerza normal a el área, este puede ser de tracción o compresión (Hibbeler, 2011).

El esfuerzo (σ) se representa matemáticamente mediante la división de la carga (F) sobre el área sometida a esta (A).

$$\sigma = \frac{F}{A} \dots \dots \dots (2.10)$$

Figura 2.12 Esfuerzo de tracción y compresión



Fuente: HIBBELER-2011

DEFORMACIÓN

Como se menciona Hibbeler en el capítulo dos de su libro Mecánica de Materiales “Cuando una fuerza es aplicada a un cuerpo, este tiende a cambiar su forma y su tamaño, este cambio se conoce como deformación” (Hibbeler, 2011).

Si se aplica una fuerza axial en tracción, el cuerpo se alargará, este alargamiento (δ) es un cambio de longitud que puede ser medido como:

$$\delta = L_f - L_i \dots\dots\dots (2.11)$$

A partir del alargamiento se puede la deformación unitaria normal (ϵ):

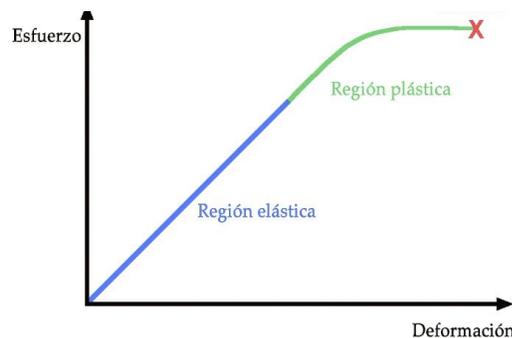
$$\epsilon = \frac{L_f - L_i}{L_i} \dots\dots\dots (2.12)$$

Por otro lado, la deformación unitaria cortante se denota por (γ) y siempre se mide en radianes.

$$\gamma = \frac{\pi}{2} - \lim\theta' \dots\dots\dots (2.13)$$

El esfuerzo y la deformación que se produce en un cuerpo puede ser estudiado mediante la curva esfuerzo – deformación obtenida tras realizar ensayos de tracción (Garcia, 2013).

Figura 2.13 Diagrama esfuerzo – deformación



Fuente: GARCIA-2013

ESFUERZO CORTANTE POR TORSIÓN

Hibbeler en su libro Mecánica de Materiales menciona que: “El par de torsor es un momento que tiende a torcer un elemento sobre su eje longitudinal” y el efecto de este tiene demasiada relevancia para diseñar ejes o árboles (2011).

El cálculo del esfuerzo cortante máximo a partir de la torsión va a depender del momento polar de inercia (J) que depende solamente de la geometría del eje, como se ve en la fórmula (Hibbeler, 2011).

$$\tau = \frac{Tc}{J} \dots \dots \dots (2.14)$$

Donde:

τ : Esfuerzo cortante máximo en el eje.

T : El par de torsión interno resultante.

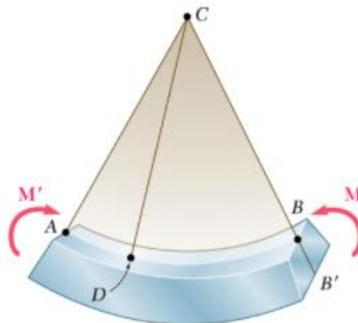
c : Radio exterior del eje.

J : Momento polar de inercia del área de la sección transversal.

FLEXIÓN

Se denomina flexión a la deformación que se forma en un cuerpo alargado en dirección perpendicular a su eje. Los momentos flectores se producen tras aplicar cargas en posición normal al eje longitudinal haciendo que el cuerpo se flexione. Existen diferentes tipos de flexiones: La flexión pura, simple, biaxial, asimétrica, y asimétrica pura (Ortiz, 1990; Beer, y otros, 2011).

Figura 2.14 Deformación por flexión

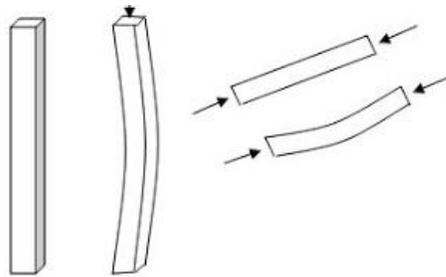


Fuente: BEER, Y OTROS-2011

PANDEO

El pandeo es un fenómeno de inestabilidad elástica que puede ocurrir en miembros longitudinales comprimidos, manifestado por un desplazamiento lateral significativo en la dirección primaria de compresión. En ingeniería estructural, este fenómeno ocurre principalmente en columnas, provocando una flexión cuando se someten a un cierto grado de fuerza axial (Ortiz, 1990).

Figura 2.15 Deformación por pandeo



Fuente: ORTIZ-1990

2.2.7. Fundamentos del diseño de elementos de maquinas

REQUISITOS PARA LAS MÁQUINAS Y SUS PARTES INTEGRANTES

El capítulo "Requisitos principales para las máquinas y sus partes integrantes" del libro "Elementos de Máquinas" de Dobrovolski, y otros, 1991 se describen los principios fundamentales que deben tenerse en cuenta al diseñar y fabricar elementos de máquinas seguros y confiables.

- Resistencia mecánica: Las partes integrantes de una máquina deben ser capaces de soportar las cargas y esfuerzos que se les apliquen sin fallar. Para garantizar la resistencia mecánica adecuada, se deben seleccionar los materiales adecuados y utilizar técnicas de diseño apropiadas.
- Rigidez: Las partes integrantes de una máquina deben ser lo suficientemente rígidas para resistir las deformaciones y vibraciones que puedan producirse durante su funcionamiento. Se deben utilizar técnicas de diseño adecuadas para garantizar la rigidez adecuada.

- Durabilidad: Las partes integrantes de una máquina deben tener una vida útil adecuada y no deben fallar prematuramente debido a la fatiga u otros factores. Se deben seleccionar materiales de alta calidad y utilizar técnicas de diseño y fabricación adecuadas para garantizar la durabilidad adecuada.
- Seguridad: Las máquinas deben diseñarse para garantizar la seguridad del operador y otros trabajadores que puedan estar en contacto con ellas. Esto incluye la protección contra riesgos mecánicos, eléctricos y térmicos, así como la inclusión de dispositivos de seguridad y sistemas de control.
- Economía: El diseño y la fabricación de las partes integrantes de una máquina deben ser económicos y eficientes. Esto incluye la selección de materiales y técnicas de fabricación adecuadas para minimizar los costos y reducir los tiempos de producción (Dobrovolski, y otros, 1991).

EJES, FLECHAS Y SUS COMPONENTES

Una flecha es un elemento que rota, comúnmente tiene área transversal circular, es empleada para transmitir potencia o movimiento. Ella forma el eje de rotación de otros elementos como, poleas, engranajes, manivelas, catarinas y similares. Un eje es un elemento que no gira y no transmite un par de torsión, se utiliza para soportar ruedas, poleas y similares. Los ejes se pueden diseñar y pueden ser analizados como vigas estáticas.

Figura 2.16 Flecha mecánica



Fuente: [HTTPS://BRR.MX/](https://BRR.MX/)-2023

En el inicio del proceso de diseño de un eje, es importante definir su forma general para permitir la realización del análisis del diagrama de cuerpo libre y la obtención de diagramas de momento cortante. Esto se logra al configurar el eje y ordenar los componentes que lo conforman, como engranes, cojinetes y poleas. Por lo general, la geometría del eje se asemeja a la de un cilindro escalonado.

Para el análisis, se combinan los tipos de esfuerzos en esfuerzos de Von Mises tanto alternantes como medios. Las cargas axiales son relativamente pequeñas en puntos críticos donde predomina la flexión y la torsión. Los esfuerzos debido a la flexión y la torsión están dados por:

$$\sigma_a = \frac{K_f M_a c}{I} \qquad \sigma_m = \frac{K_f M_m c}{I} \dots\dots\dots (2.15)$$

$$\tau_a = \frac{K_{fs} T_a c}{J} \qquad \tau_m = \frac{K_{fs} T_m c}{J} \dots\dots\dots (2.16)$$

donde M_m y M_a son los momentos flexionantes medio y alternante respectivamente, T_m y T_a son pares de torsión, y K_f y K_{fs} son los factores de concentración del esfuerzo por fatiga de la flexión y la torsión, respectivamente.

Para el diseño, es deseable resolver la ecuación para el diámetro, lo que resulta en:

$$\frac{1}{n} = \left(\frac{16n}{\pi} \left\{ \frac{1}{S_e} \left[4(K_f M_a)^2 + 3(K_{fs} T_a)^2 \right]^{\frac{1}{2}} + \frac{1}{S_{ut}} \left[4(K_f M_m)^2 + 3(K_{fs} T_m)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \right\}^{\frac{1}{3}} \right) \dots\dots\dots (2.17)$$

ELEMENTOS MECÁNICOS FLEXIBLES

Los componentes de máquinas que son elásticos o flexibles, tales como las bandas, cables, cadenas y otros similares, son utilizados en sistemas de transmisión de potencia a distancias relativamente largas.

TRANSMISIONES

Se denominan transmisiones a los mecanismos que son empleados para transmitir la energía con transformación de las velocidades, de las fuerzas o momentos (Flores, 2005). Pueden darse mediante engranajes, por tornillo sin fin, por fricción, por correa y/o por cadena.

COJINETES

Un cojinete es un dispositivo que se utiliza para reducir la fricción y el desgaste en las superficies de contacto entre dos piezas móviles.

Existen varios tipos de cojinetes disponibles, incluyendo cojinetes de deslizamiento, cojinetes de bolas, cojinetes de rodillos y cojinetes de agujas. Cada tipo de cojinete tiene sus propias características y aplicaciones específicas, pero todos están diseñados para reducir la fricción entre las superficies en contacto, disminuir el desgaste y prolongar la vida útil de los componentes mecánicos.

Figura 2.17 Cojinete



Fuente: [HTTPS://BRR.MX/](https://BRR.MX/)-2023

UNIONES DE LOS ELEMENTOS DE MÁQUINAS

- **Uniones desmontables:** Son aquellas uniones en una máquina que se pueden remover sin ser destruidas.
- **Uniones fijas:** Son aquellas uniones que solamente puede ser separadas luego de destruirse.
- **Uniones móviles:** Son aquellas uniones en las cuales una de las dos piezas es fija mientras que la otra es desmontable y se desliza a través de esta.

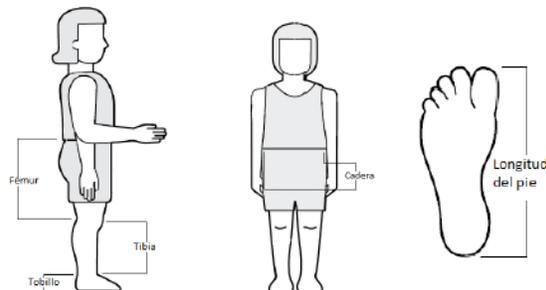
2.3. Marco conceptual

2.3.1. Antropometría de extremidades inferiores

Según Ramos la Antropometría estudia las medidas del cuerpo del humano de tal manera que el porcentaje de error se mantenga mínimo. Implica el estudio de las dimensiones humanas con la finalidad de valorar los cambios físicos en las personas a lo largo de la vida y las diferencias entre los grupos humanos y polimorfismos (Ramos, 2018).

Según lo explicado por el autor datos que se obtienen por medio de la antropometría permiten además realizar estudios de nuevas técnicas de rehabilitación mediante el uso de ortesis para mejorar el bienestar de personas con discapacidad

Figura 2.18 Partes de referencia al cuerpo humano



Fuente: RAMOS-2018

DIMENSIONES ANTROPOMÉTRICAS DE LA POBLACIÓN INFANTIL EN LATINOAMÉRICA

En el Perú existe una gran escasez de estos datos, aunque hubo algunos estudios antropométricos, estos fueron realizados con un enfoque de desarrollo, crecimiento y comparaciones étnicas y no con fines ergonómicos. De acuerdo a Avala y otros, en Latinoamérica los datos de antropometría de la población infantil en un rango de edad de 6 a 12 años son (Avila Chaurand, y otros, 2007):

Tabla 2.3 Antropometría de la población infantil en Latinoamérica (niñas)

Edad	Cadera (cm)	Fémur (cm)	Tibia (cm)	Tobillo (cm)	Pie (cm)
6 años	20.4	32.4	32	5.6	18.2
7 años	21.3	33.9	33.4	5.7	19
8 años	22.3	35.9	35.4	5.9	20
9 años	23.6	37.9	37.3	6	20.9
10 años	25	40	39.7	6.3	21.9
11 años	27	42	41.5	6.4	22.7
12 años	28.8	43.4	42.3	6.4	22.9

Fuente: AVILA-2007

Tabla 2.4 Antropometría de la población infantil en Latinoamérica (niños)

Edad	Cadera (cm)	Fémur (cm)	Tibia (cm)	Tobillo (cm)	Pie (cm)
6 años	20.6	31.4	32	5.7	18.5
7 años	21.7	33.5	33.4	5.8	19.3
8 años	22.6	35.2	35.4	5.9	20.3
9 años	23.5	37	37.4	6.2	21.1
10 años	25.6	38.6	39.3	6.2	22

11 años	25.8	40.6	41.3	6.6	22.9
12 años	27.5	41.4	42.7	6.4	23.6

Fuente: AVILA-2007

Tabla 2.5 Promedio de antropometría de la población infantil en Latinoamérica

Edad	Cadera (cm)	Fémur (cm)	Tibia (cm)	Tobillo (cm)	Pie (cm)
6 años	20.5	31.9	32	5.6	18.3
7 años	21.5	33.7	33.4	5.7	19.1
8 años	22.4	35.5	35.4	5.9	20.1
9 años	23.5	37.6	37.3	6.1	21
10 años	25.3	39.3	39.5	6.2	21.9
11 años	26.4	41.3	41.4	6.5	22.8
12 años	28.1	42.4	42.5	6.4	23.3

Fuente: AVILA-2007

2.3.2. Ergonomía

Según Garces define la ergonomía como disciplina científica que estudia los datos biológicos y tecnológicos con la finalidad de dar solución a los problemas de adaptación mutua entre el hombre y la máquina (Garcés, 2017). Interacción cómoda entre el usuario de la máquina para su uso práctico.

Así mismo se introduce al trabajo de investigación la Ergonomía 4.0 que hace referencia al uso de exoesqueletos en la industria 4.0. Así mismo de acuerdo a Planas y otros definen a La Ergonomía 4.0, a aquellos que mediante dispositivos conocidos como “wearables”, que son el uso de exoesqueletos que conectan a la persona en el entorno digital, verificando

los elementos del sistema según los principios ergonómicos (Planas Lara, y otros, 2020).

Con lo expuesto queda claro que se debe considerar la ergonomía durante la fabricación de los accesorios de la órtesis como los exoesqueletos sujetos a las extremidades.

2.3.3. Norma Técnica Peruana NTP-ISO/TR 22411:2008

Presento algunos de los principios o directrices para el diseño ergonómico que se encuentran en la Norma Técnica Peruana NTP-ISO/TR 22411:2008 son:

- Asegurar la accesibilidad: Los productos, sistemas y servicios deben ser diseñados para ser accesibles para todas las personas, incluyendo aquellas con discapacidad, limitaciones físicas o sensoriales.
- Facilitar la usabilidad: Los productos, sistemas y servicios deben ser fáciles de usar, intuitivos y requerir una mínima cantidad de esfuerzo cognitivo o físico por parte del usuario.
- Proporcionar información clara y comprensible: La información proporcionada por el producto, sistema o servicio debe ser clara y fácilmente comprensible, independientemente del nivel de educación o conocimientos del usuario.
- Garantizar la seguridad: Los productos, sistemas y servicios deben ser diseñados para garantizar la seguridad del usuario en todas las etapas de uso, desde la instalación hasta el desmantelamiento.
- Adaptarse a las necesidades individuales: Los productos, sistemas y servicios deben ser diseñados para adaptarse a las necesidades individuales de los usuarios, teniendo en cuenta sus preferencias, habilidades y limitaciones.

- Considerar la ergonomía física y cognitiva: El diseño debe tener en cuenta la ergonomía física y cognitiva del usuario, considerando aspectos como la postura, el tamaño y forma de los elementos, la fuerza requerida para su uso, entre otros.
- Simplificar el mantenimiento: Los productos, sistemas y servicios deben ser diseñados para facilitar el mantenimiento y la reparación, con el fin de reducir los costos y el tiempo de inactividad.

2.3.4. Norma ISO 13482:2014

La norma ISO 13482:2014 Robots y dispositivos robóticos — seguridad de los robots de servicios y los sistemas relacionados establece los requisitos de seguridad para los robots de servicios, incluyendo aquellos utilizados en la asistencia a personas con discapacidad o limitaciones físicas, como los exoesqueletos de rehabilitación. La norma se centra en la seguridad del usuario y los requisitos técnicos que deben cumplir los robots y los sistemas relacionados para asegurar su seguridad.

La Norma ISO 13482:2014 establece directrices y requisitos para la seguridad del diseño, fabricación, instalación y uso de robots de servicios, con el objetivo de minimizar el riesgo de lesiones para los usuarios. Algunos de los temas importantes que se tratan en la norma son:

- Requisitos de seguridad del robot y su entorno.
- Evaluación de riesgos y medidas de mitigación.
- Requisitos de seguridad eléctrica.
- Requisitos de seguridad mecánica.
- Requisitos de seguridad del software.
- Requisitos de seguridad del sistema de control.
- Requisitos de seguridad del sistema de alimentación.

2.3.5. Mecanismo de Theo Jansen

Según Punde y otros, Theodorus Gerardus Jozef Jansen es un inventor holandés. Desarrollador de mecanismos llamados Strandbeest que poseen la facultad de moverse por sí mismos y en conjunto, con la particularidad que el mecanismo se puede impulsar con un solo par de entrada, un solo motor en el eje de conducción (Punde, y otros, 2020).

Dicho mecanismo muestra la posibilidad de elaborar un diseño que sea propulsado por un único motor, o los mínimos posibles, lo que significa un menor costo.

2.3.6. Simulación

De acuerdo a Sung el software Grass Hopper es un editor algorítmico gráfico que trabaja con Rhino en realidad 2D y 3D. El programa trabaja con algoritmos detrás de las geometrías reales de simulación (Sung, 2010).

2.4. Definición de términos básicos

Discapacidad: Deficiencia en las funciones y estructuras corporales, considerando a una persona con discapacidad motora a aquella que por diferentes causas ve afectada sus habilidades de control, manejo de movimiento, postura, equilibrio y coordinación de diferentes partes del cuerpo (Semino, 2016).

Exoesqueleto: Un exoesqueleto, exoesqueleto motorizado, exoesqueleto robótico, es una máquina móvil que consta principalmente de un marco externo (similar a un exoesqueleto de insecto) y un motor

eléctrico o sistema hidráulico conectado a una extremidad humana. Aumenta la potencia, la velocidad y el rendimiento. Se utiliza principalmente con fines militares, industriales y médicos, especialmente para la rehabilitación de extremidades (Menga, y otros, 2018).

Exoesqueleto de rehabilitación: Es un dispositivo mecánico que ayuda a los pacientes con el movimiento de las extremidades inferiores y a mejorar la vitalidad muscular, que es un medio directo y eficaz para compensar, reemplazar o reparar la disfunción física que simula el movimiento de caminar humano (Jin-Gang, y otros, 2017).

Biomecánica: Es una combinación de disciplinas, algunas de las cuales pertenecen a la medicina, otras a la física, ingeniería, etc. campos de la ciencia que tienen como objetivo tratar de comprender el daño causado al cuerpo humano por diferentes mecanismos, teniendo en cuenta la energía que se propaga al cuerpo humano, las principales direcciones de acción de las fuerzas y los factores individuales en la susceptibilidad o resistencia del cuerpo al daño causado por esta energía (Hernando, 2010).

III. HIPÓTESIS Y VARIABLES

3.1. Hipótesis

3.1.1. Hipótesis general

Con el diseño se obtuvo un exoesqueleto de miembros inferiores a bajo costo que cumple con los requerimientos de los niños con discapacidad motriz.

3.1.2. Hipótesis específicas

- La determinación de los criterios de diseño permitió plantear una solución principal del diseño del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz.
- Realizar el cálculo mecánico permitió dimensionar los componentes del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz.
- La selección de los materiales y equipos permitió diseñar el accionamiento del exoesqueleto de miembros para niños con discapacidad motriz.
- La validación y cotización del diseño permitió comprobar el movimiento y bajo costo del diseño del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz.

3.2. Operacionalización de variables

3.2.1. Definición conceptual de variables

V.I. Diseño de un exoesqueleto de miembros inferiores: El diseño de un exoesqueleto de miembros inferiores es un proceso en el cual toma en cuenta las condiciones de trabajo, el movimiento de las extremidades, análisis de datos biomecánicos, diseño del sistema mecánico y de control para la creación de un dispositivo mecánico que se lleva puesto en los

miembros inferiores, se ajusta estrechamente a su cuerpo y trabaja acorde a los movimientos naturales del operador (Li, y otros, 2021).

V.D. Bajo costo: En comparación con el costo de bienes similares, este es inferior a la media (Moliner, 2013).

3.2.2. Definición operacional de variables

V.I. Exoesqueleto de miembros inferiores: Se define los parámetros biomecánicos (longitud de las extremidades bajas, ángulos de movimiento, peso del usuario, restricciones mecánicas) para el criterio de diseño con los cuales se realizan los cálculos de esfuerzo y torque bajo cargas críticas para dimensionar los componentes de la estructura y los requerimientos técnicos de los pistones (carrera y diámetro) y de las electroválvulas para el sistema de control, luego se seleccionan los componentes del exoesqueleto (materiales y marcas) y se simula el movimiento mediante los softwares de simulación.

V.D. Bajo costo: Se evalúa el costo total del exoesqueleto, tanto costos directos como indirectos.

Tabla 3.1 Operacionalización de variables

VARIABLES	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	DIMENSIONES	INDICADORES	ÍNDICE	MÉTODO Y TÉCNICA
V.I. DISEÑO DE UN EXOSQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES	El diseño de un exoesqueleto de miembros inferiores es un proceso en el cual toma en cuenta las condiciones de trabajo, el movimiento de las extremidades, análisis de datos biomecánicos, diseño del sistema mecánico y de control para la creación de un dispositivo mecánico que se lleva puesto en los miembros inferiores, se ajusta estrechamente a su cuerpo y trabaja acorde a los movimientos naturales del operador (Li, y otros, 2021).	Exoesqueleto de miembros inferiores: Se define los parámetros biomecánicos (longitud de las extremidades bajas, ángulos de movimiento, peso del usuario, restricciones mecánicas) para el criterio de diseño con los cuales se realizan los cálculos de esfuerzo y torque bajo cargas críticas para dimensionar los componentes de la estructura y los elementos de transmisión, luego se seleccionan los componentes del exoesqueleto (materiales y marcas) y se simula el movimiento mediante los softwares de simulación.	Criterios de diseño	<ul style="list-style-type: none"> • Requerimientos • Longitudes • Ángulos de movimiento • Peso a soportar • Restricciones y consideraciones 	<ul style="list-style-type: none"> • Lista de exigencias • Metros (m) • Grados • Kilogramos (Kg) • Normas 	Método: Método de diseño en ingeniería Metodología a VDI 2221 Técnica: Documental y empírico
			Cálculo mecánico	<ul style="list-style-type: none"> • Esfuerzo • Torque • Potencia • Longitudes • Sección transversal 	<ul style="list-style-type: none"> • Pascales (N/m²) • Newton (N) • Metros (m) • Metros cuadrados (m²) • Newton-metro (Nm) 	
			Selección de los materiales y equipos	<ul style="list-style-type: none"> • Materiales y equipos 	<ul style="list-style-type: none"> • Lista de materiales 	
			Validación y cotización	<ul style="list-style-type: none"> • Software para simulación • Precios 	<ul style="list-style-type: none"> • Grasshoper • Gráficas • Ficha de cotización 	
V.D. BAJO COSTO	Costo inferior a la media (Moliner, 2013).	Se evalúa el costo total del exoesqueleto, tanto costos directos como indirectos.	Costo del exoesqueleto	Costo total	<ul style="list-style-type: none"> • Soles 	

IV. DISEÑO METODOLÓGICO

4.1. Tipo y diseño de investigación

4.1.1. Tipo de investigación

La investigación presentada es de tipo aplicada, ya que se realizó mediante métodos y técnicas propios del campo de la ingeniería como fue la de idear un sistema mecánico a bajo costo, que puede beneficiar a un grupo de personas, esto se alinea a lo mencionado por Valderrama (2013), que considera que la investigación aplicada busca que, a partir de los conocimientos, se logre crear o producir algo aplicable y útil a la realidad, en lugar de buscar el desarrollo de los conocimientos.

4.1.2. Diseño de investigación

El diseño de investigación de la presente investigación fue no experimental, ya no se realizó la construcción del exoesqueleto de miembros inferiores, no hubo manipulación de ninguna variable, por lo que el trabajo se limitó a proponer un diseño a bajo costo acorde a las necesidades de niños con discapacidad motriz, cuyos datos fueron extraídos del CEBE Manuel Duato.

Esto va de acuerdo con Hernandez et al, (2018) quien afirma que el diseño no experimental se define como la investigación que se realiza sin manipular deliberadamente variables y en los que sólo se observan los fenómenos en su ambiente natural para después analizarlos.

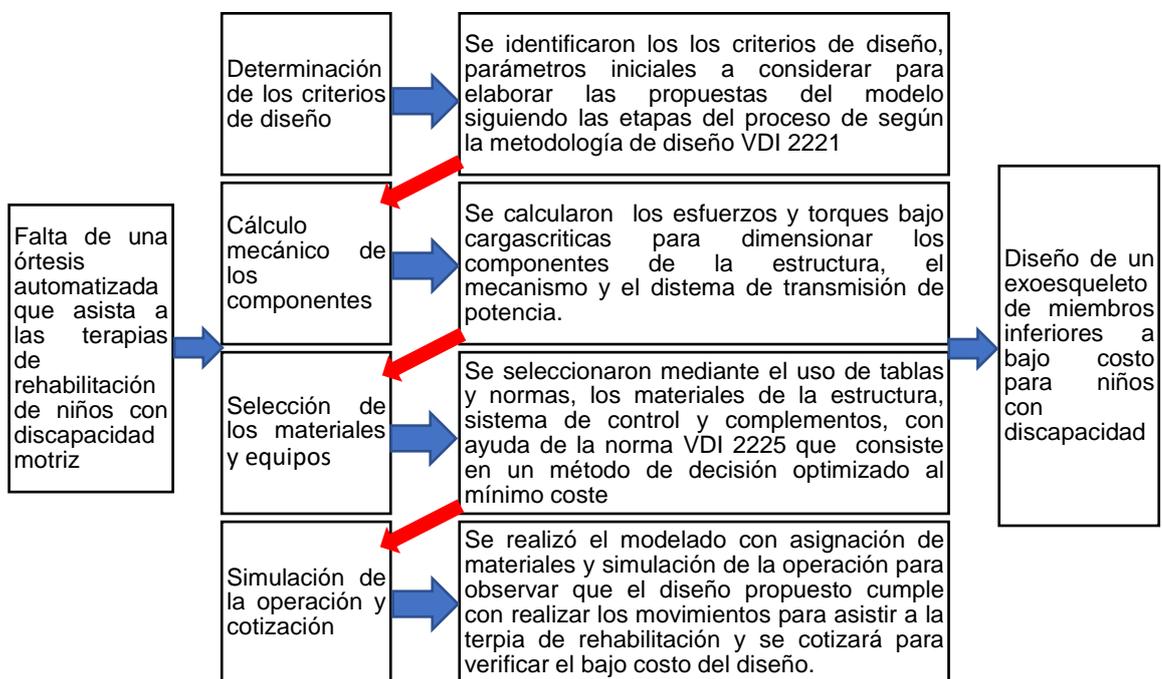
4.2. Método de investigación.

Según Valderrama (2013), el método analítico consiste en descomponer un todo con el fin de observar y examinar sus partes por separado para llegar a conocerlo a profundidad. El método sintético tiene como objetivo reconstruir un todo y comprenderlo en esencia a partir de las partes ya conocidas.

Por lo tanto, en esta investigación se empleó el método analítico – sintético debido a que, para darle solución al problema, este se debió observar y examinar para su comprensión.

Se empleó el estudio del método de la caja blanca que, según Ciro, en ella se puede apreciar el proceso que transforma una entrada en una salida, para lo cual se debe saber cómo se realiza dicha transformación (Espinoza, 2010).

Figura 4.1 Método de la Caja Blanca mediante el análisis sintético



En la figura 4.1 se detalló la caja blanca, donde se tiene como entrada la falta de una órtesis automatizada que asista a las terapias de rehabilitación de niños con discapacidad motriz, se detallaron los pasos a seguir para transformar la entrada en la salida que vendría a ser el diseño de un exoesqueleto de miembros inferiores a bajo costo para niños con discapacidad motriz, el cual fue el objetivo de la presente investigación.

Así mismo se adoptó la metodología VDI 2221 (Verein Deutscher Ingenieure) denominada “Enfoque sistemático para el diseño de sistemas técnicos y productos”, norma desarrollada por los ingenieros profesionales y propuesta por la Asociación Alemana de Ingenieros (Blanco, 2018).

La estructura de esta metodología del diseño se basó en siete etapas y cada una de ellas con un resultado particular (Arias, y otros, 2018):

Figura 4.2 Fases del diseño según la VDI 2221



4.3. Población y muestra.

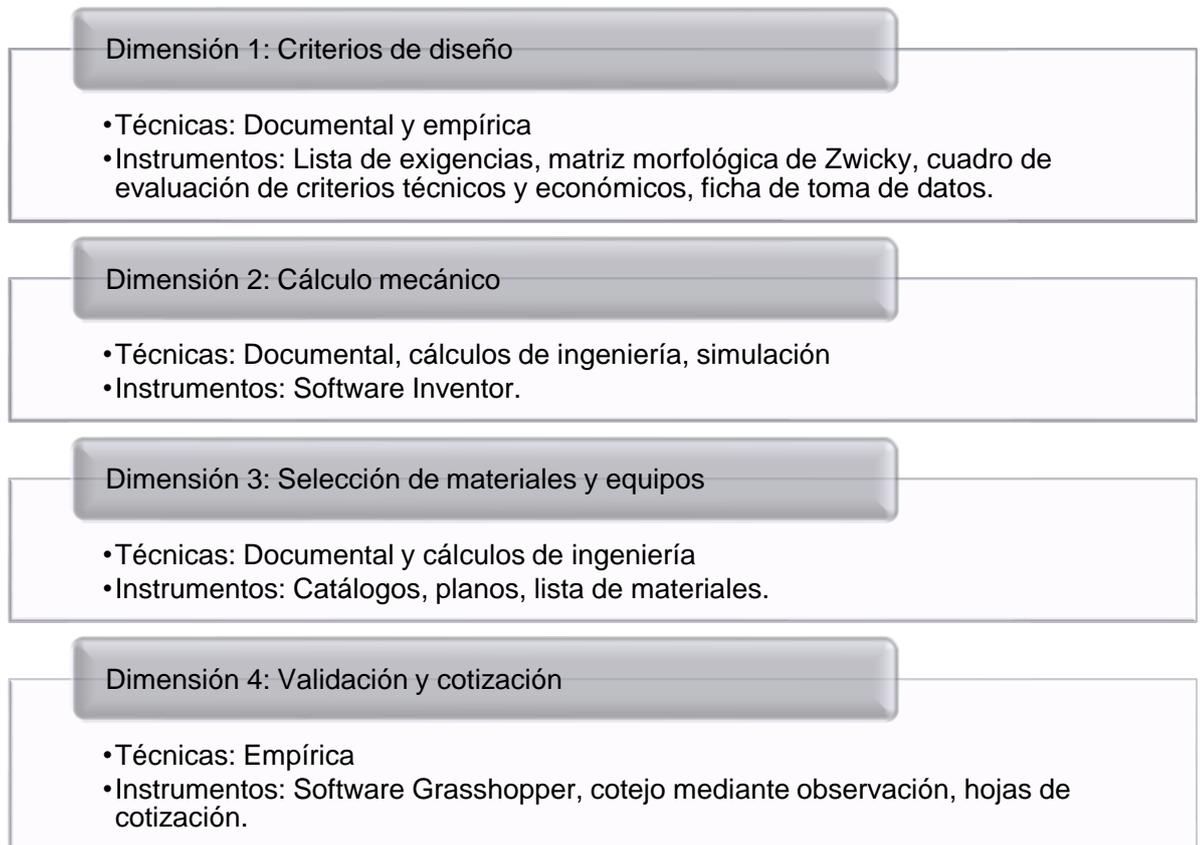
La población y muestra de esta investigación fue el exoesqueleto de miembros inferiores a diseñar.

4.4. Lugar de estudio.

Los datos que se usaron como referencia para el estudio fueron extraídos del CEBE (Centro de educación básica especial) Manuel Duato, Los Olivos, Lima - Perú.

4.5. Técnicas e instrumentos para la recolección de la información.

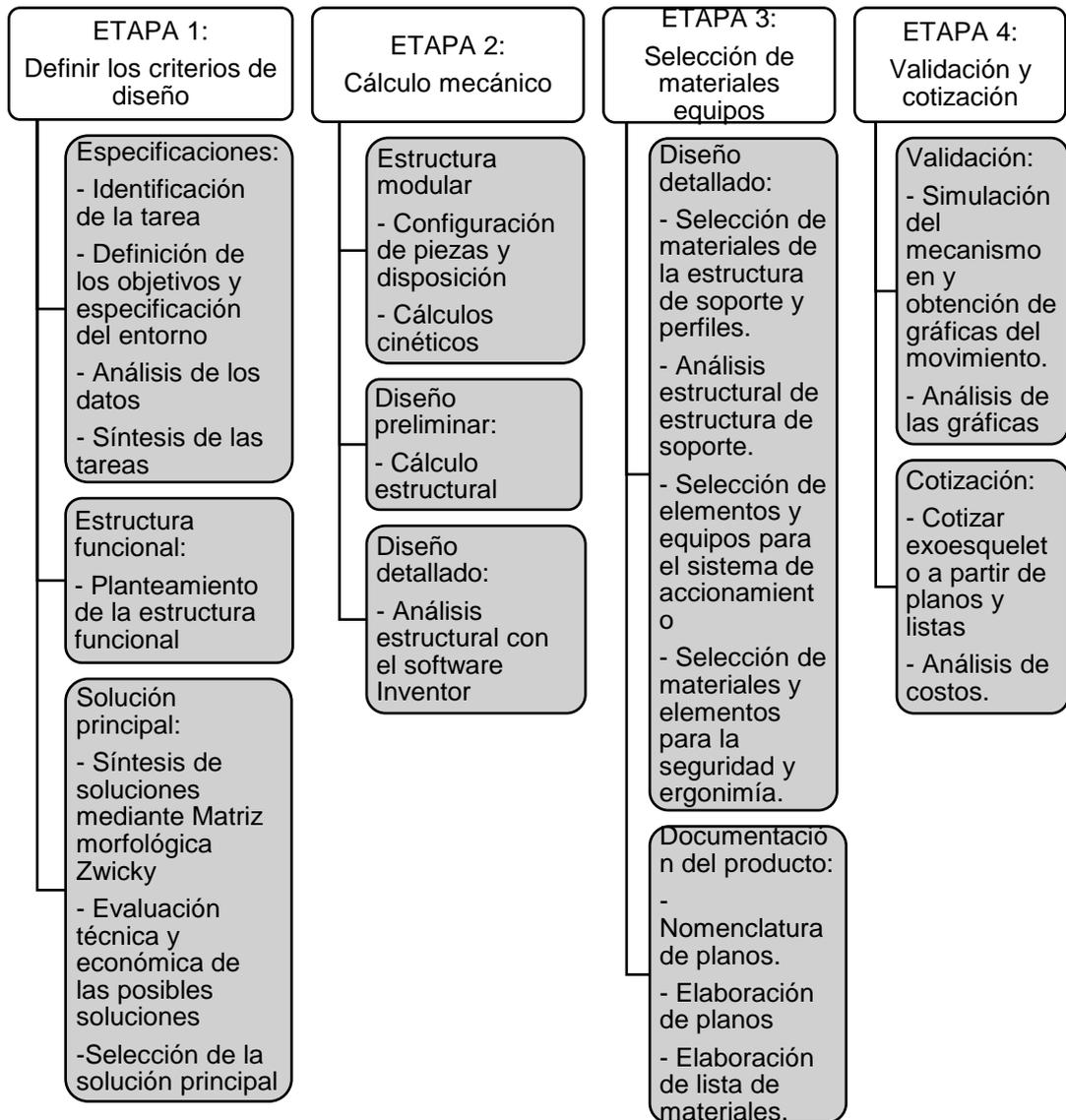
Figura 4.3 Técnicas e Instrumentos para la Recolección de la Información



4.6. Análisis y procesamiento de datos.

Para el desarrollo del diseño, se empleó la metodología VDI 2221, adecuándola a las etapas del proyecto para establecer un proceso estructurado.

Figura 4.4 Etapas del desarrollo del diseño

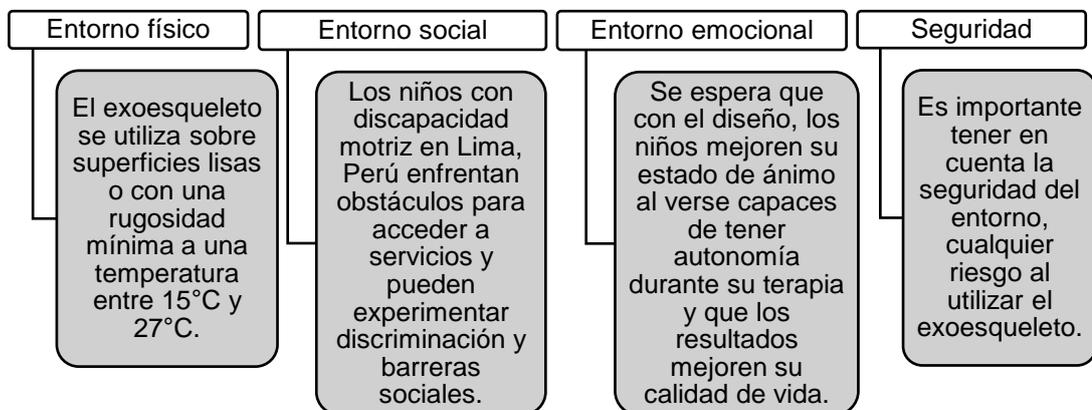


Etapa 1: Parámetros del diseño

Clarificación y definición de la tarea – Especificaciones

- a. Identificación de la tarea: Diseño de un exoesqueleto de miembros inferiores a bajo costo para los niños con discapacidad motriz
- b. Definición de los objetivos: Los objetivos que se alcanzó con el diseño del exoesqueleto de miembros inferiores son:
 - El diseño debe lograr que el niño realice la marcha
 - El diseño debe ser económico
 - El diseño debe ser seguro, ser fácil de usar y ergonómico
- c. Especificación del entorno: Se realizó una toma de datos de niños con discapacidad Motriz en el CEBE Manuel Duato, centro donde se realiza terapia de rehabilitación física. Con los datos se comenzó a realizar el diseño del exoesqueleto de miembros inferiores.

Figura 4.5 Evaluación del entorno

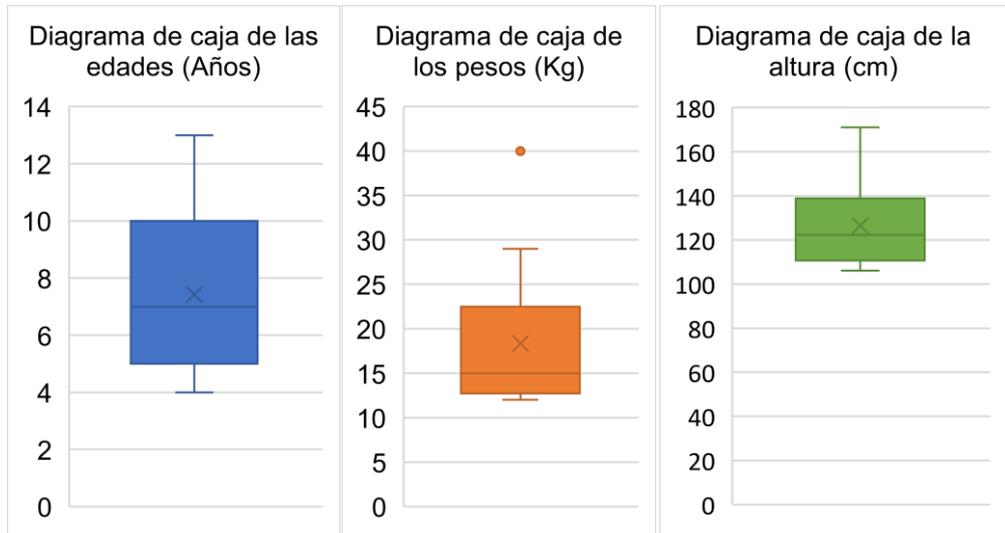


d. Análisis de los datos

- Información obtenida de la toma de datos:

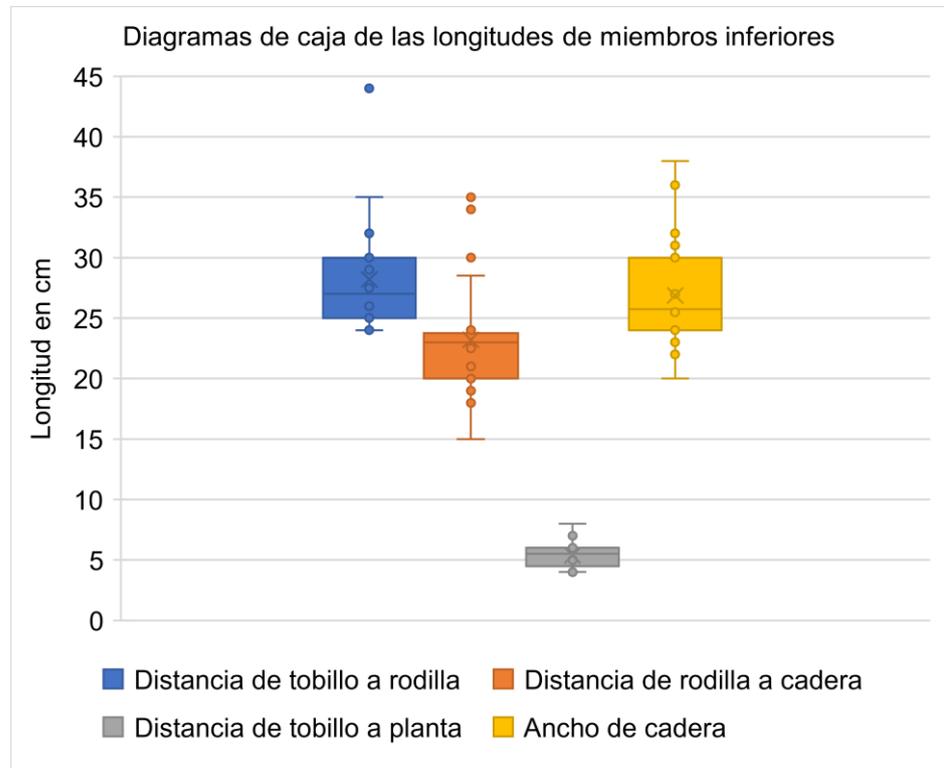
Se realizó una visita al CEBE Manuel Duato para extraer los datos de un grupo de niños con discapacidad motriz, los datos obtenidos se encuentran en el Anexo 04. Con los datos se realizó diagramas de cajas para organizar la información.

Figura 4.6 Diagramas de cajas con los datos tomados en el CEBE Manuel Duato



De los datos obtenido también se decidió los rangos de edad, peso y altura de los niños para quienes fue dirigido el diseño (5 a 10 años), el peso máximo de 30 Kg, altura mínima de 1m y máxima de 1.40 m.

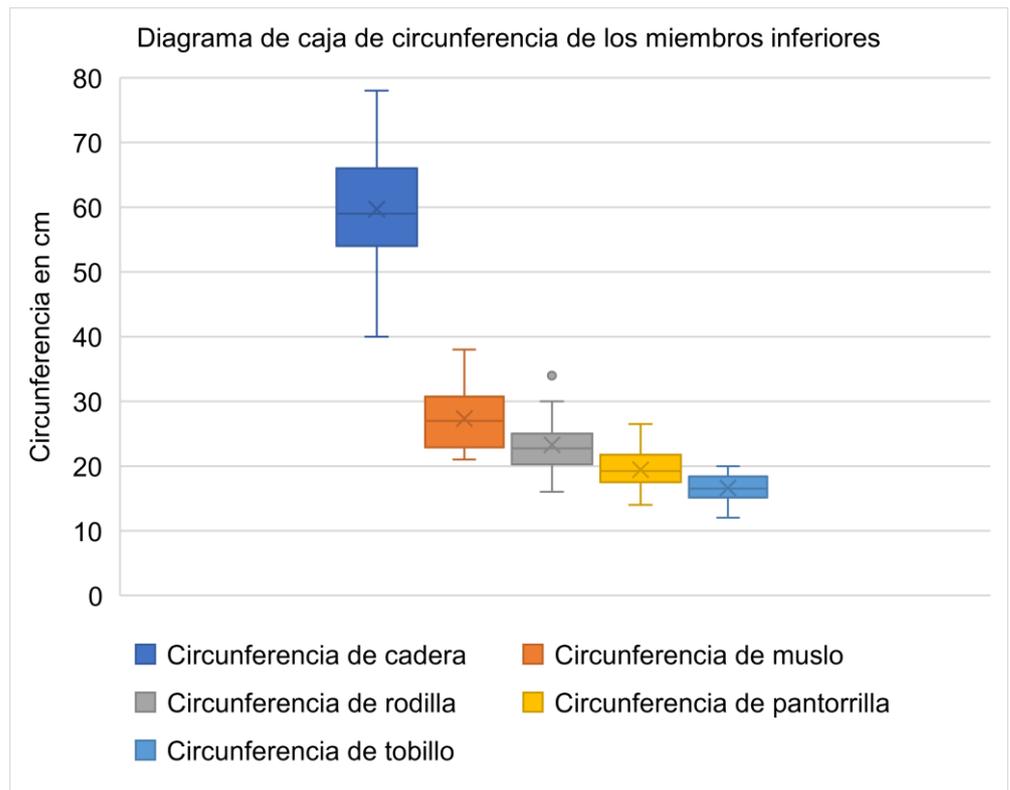
Figura 4.7 Diagrama de cajas de las longitudes de miembros inferiores de los niños del CEBE Manuel Duato



Según el anterior diagrama de cajas, se tomaron las siguientes decisiones:

- La longitud del tobillo a la rodilla de 10 cm (de 25 a 35cm)
- La longitud de la rodilla a la cadera de 15 cm (de 15 a 30cm)
- El ancho de cadera de 15 cm (de 20 a 35 cm)

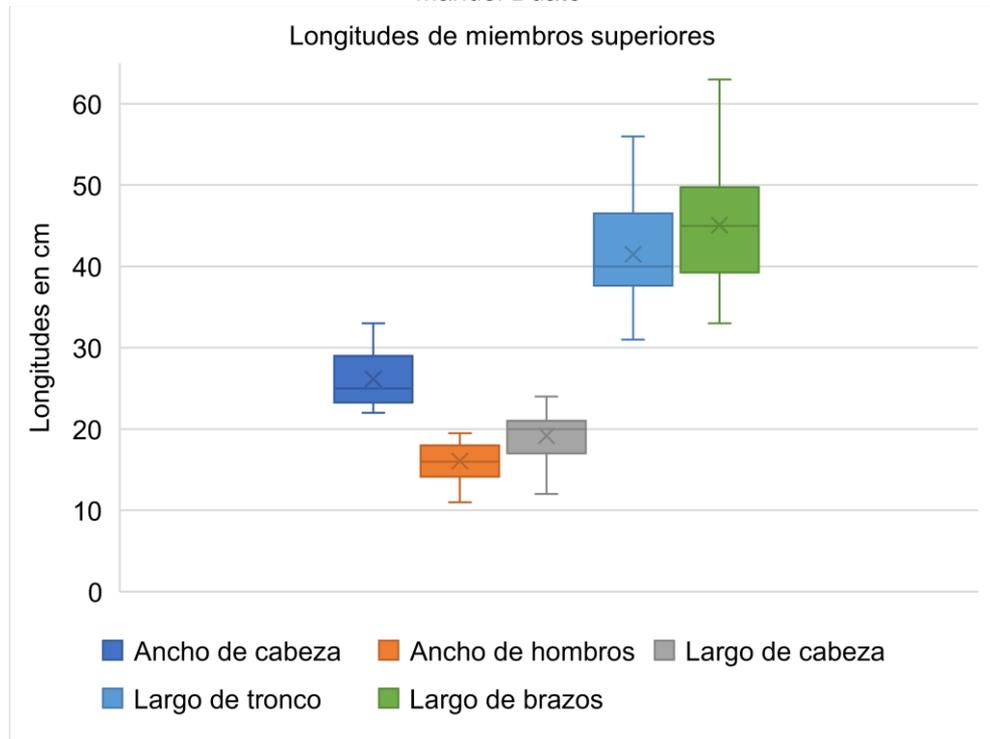
Figura 4.8 Diagrama de cajas de las circunferencias de los miembros inferiores de los niños del CEBE Manuel Duato



Según el diagrama de caja anterior se decide:

- La circunferencia de cadera de 50 a 70 cm.
- La circunferencia del muslo de 20 a 35 cm.
- La circunferencia de la rodilla de 20 a 30 cm.
- La circunferencia de la pantorrilla de 15 a 25 cm.
- La circunferencia del tobillo entre 10 a 20 cm.

Figura 4.9 Diagrama de cajas de las longitudes superiores de los niños del CEBE Manuel Duato



- Identificación de requerimientos de los usuarios:

Según la toma de datos realizada en el CEBE Manuel, los niños con discapacidad motriz, comparten bastante el diagnóstico de parálisis cerebral, y presentan también discapacidad en las extremidades superiores, por lo que se va a necesitar que el exoesqueleto sujete tronco y cabeza de los niños, por lo que se implementó una estructura que lo sostenga y provea equilibrio.

Figura 4.10 Aparato ortopédico para tronco y cabeza



Fuente: BABACAN-2018

- Evaluación de las capacidades técnicas y recursos disponibles: Conocimientos para el análisis estático y cinemático de mecanismos, diseño de elementos de máquinas y mecánica de materiales. Los recursos disponibles son los softwares para modelar en 3D el exoesqueleto, para el análisis estructural y simular la operación.
- Análisis de las normas y regulaciones aplicables:

Figura 4.11 NTP-ISO/TR 22411:2008

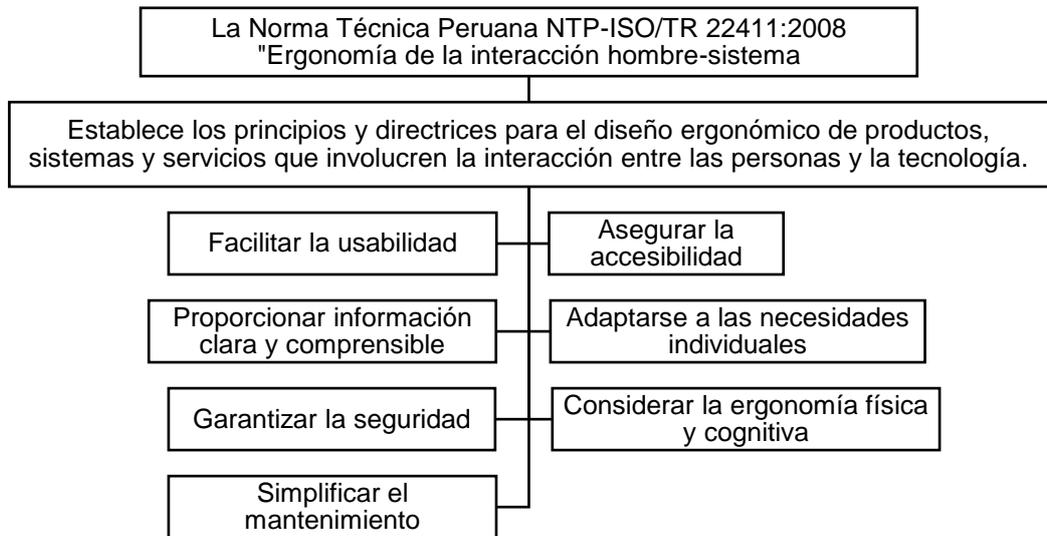
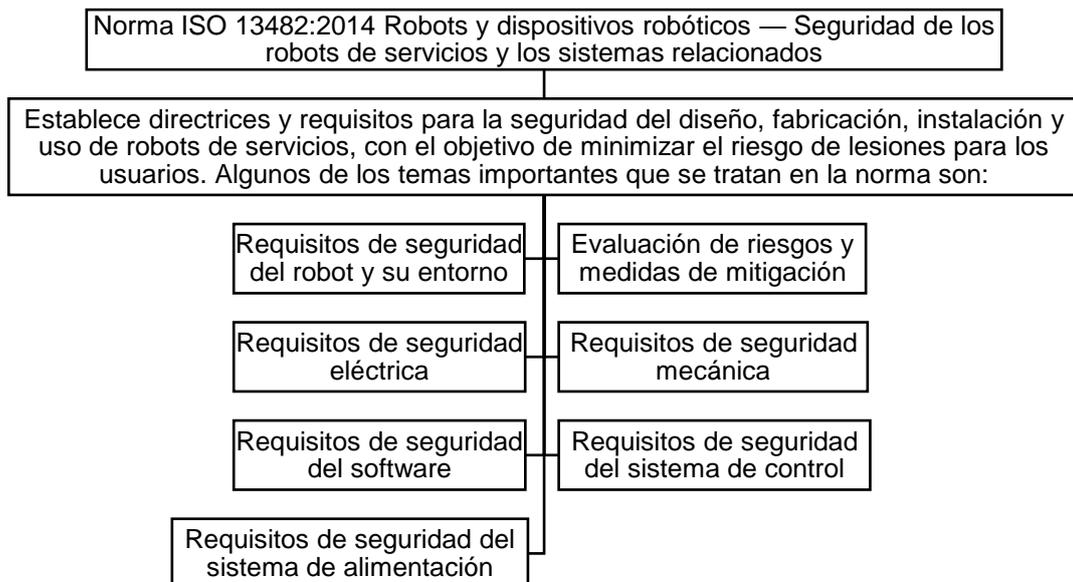


Figura 4.12 ISO 13482:2014



- Evaluación de los riesgos asociados con el diseño: En la sección 6 de la norma ISO 13482:2014 establece los requisitos para la evaluación de riesgos:
- Identificación de las limitaciones del diseño:
 1. Movimiento en el plano sagital.

Tabla 4.1 Tabla de ángulos de los miembros inferiores en el plano sagital durante las fases de la marcha

Fase	Cadera	Rodilla	Tobillo
Apoyo inicial	30°	15°	90°
Apoyo medio	20°	45°	90°
Apoyo final	0°-5°	5°-10°	0°-5°
Oscilación inicial	25°-30°	60°-80°	0°-5°
Oscilación media	20°-25°	45°-60°	0°-5°
Oscilación final	20°-25°	15°-30°	0°-5°

Por lo general, los ángulos aproximados de cadera, rodilla y tobillo en niños entre 5 a 10 años varían levemente en comparación a los formados por los adultos (Mahaffey, y otros, 2022).

2. Movimiento restringido, únicamente para realizar la marcha.
 3. Solo para niños que midan entre 1m y 1.40m y pesen como máximo 30kg.
 4. Para niños con discapacidad motriz severa, la marcha demora más al realizar en los ejercicios, el exoesqueleto completa un ciclo de la marcha se estimó en 4 segundos.
- Análisis de los costos
 Se deben tener en cuenta los costos totales del exoesqueleto, valores mucho menores que los existentes en el mercado internacional y en el Perú.

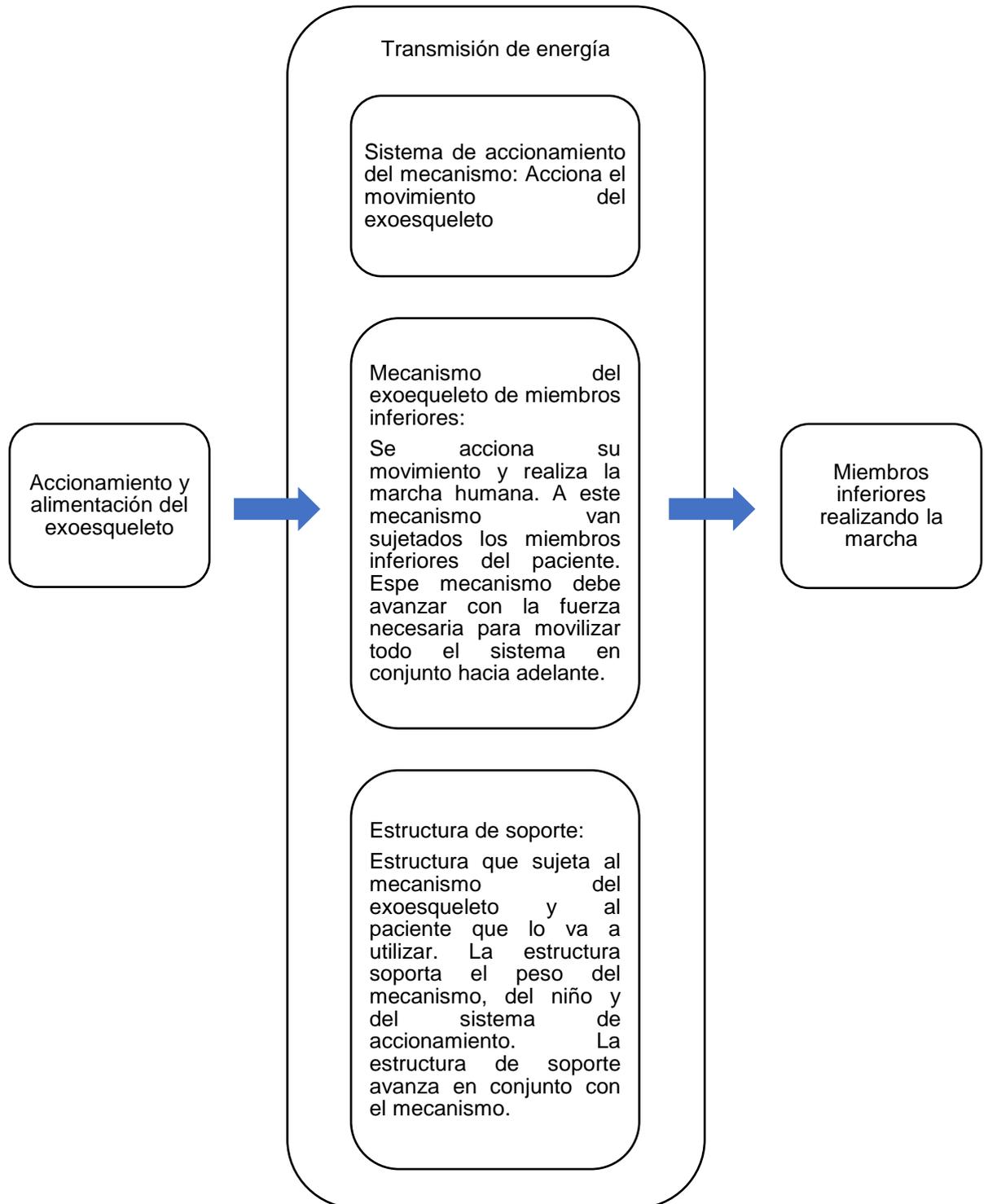
- e. Síntesis de la tarea
 Lista de exigencias

Tabla 4.2 Lista de exigencias

N°	Denominación	Requerimiento
1	Tamaño y peso	El mecanismo del exoesqueleto debe ser ligero y no superar los 15 Kg de peso. La estructura de soporte debe ser ligera y no pesar más de 15 kg, debe medir 1.8 m de alto, 0.6 de ancho y 0.5 de espesor aproximadamente.
2	Funcionalidad	El exoesqueleto debe emular las fases del ciclo de la marcha en el plano sagital en 4 segundos, debe soportar niños de hasta 30 kg que midan entre 1 a 1.4 m de altura y logre movilizarlos con la estructura.
3	Adaptabilidad	El exoesqueleto debe ser ajustable para una distancia entre la planta del pie y de la cadera entre 50 a 70 cm, el ancho de cadera entre 25 a 38 cm, la longitud de la tibia debe ajustarse para que mida 25 hasta 35 cm, la del muslo de 15 a 30. La estructura de soporte también debe variar su altura alineandose con la variación de la altura total del mecanismo. Los elementos de sujeción del niño a la estructura también deben poderse ajustar acorde a la altura del niño, el elemento que sujeta el tronco debe variar 25 cm y el de la cabeza 10 cm de largo.
4	Materiales	Metales ligeros y adecuados para estar en contacto con los niños y que cumplen con los requisitos establecidos por las normas NTP-ISO/TR 22411:2008 y la ISO 13482:2014, aparatos ortopédicos para la sujeción de los niños a la estructura
5	Seguridad	Estructura estable y un sistema seguro para el usuario de acuerdo con la norma ISO 13482:2014.
6	Ergonomía	Análisis para el correcto posicionamiento de las fases de la marcha, así como órtesis complementarias ergonómicas para la sujeción del cuerpo de los niños. Usar la norma NTP-ISO/TR 22411:2008.

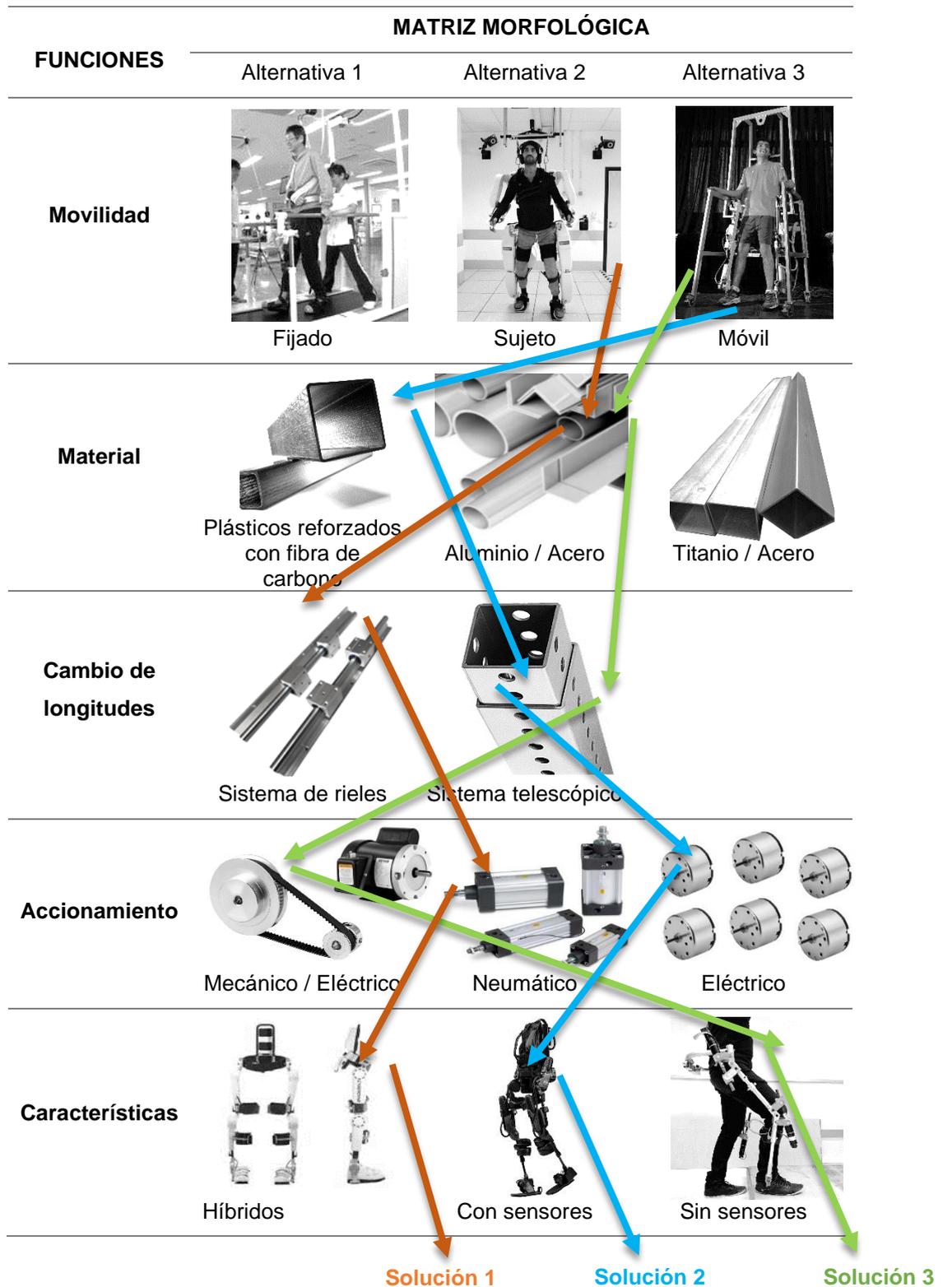
Estructura funcional

Figura 4.13 Estructura funcional



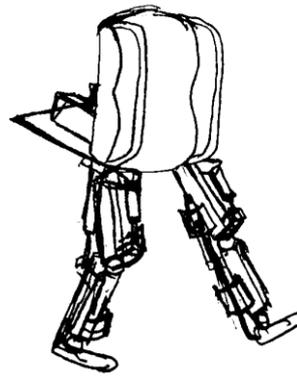
Solución principal: Síntesis de soluciones (Matriz morfológica Zwicky).

Tabla 4.3 Matriz Morfológica Zwicky



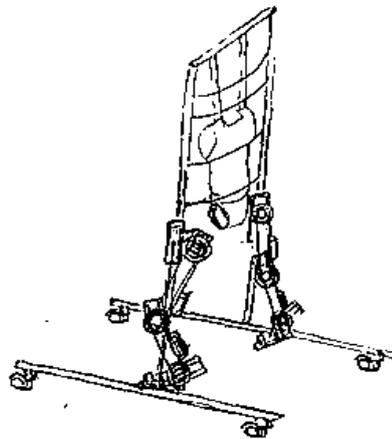
Solución 1: Consta de un exoesqueleto sujeto desde el techo que sigue una trayectoria establecida en el diseño, conformado principalmente por piezas de aluminio que se gradúan mediante el sistema de rieles. El mecanismo se acciona mediante elementos neumáticos, consta de pistones neumáticos en las articulaciones que al accionarse mueve las extremidades para realizar la marcha. Trabaja con ayuda de algunos sensores para iniciar el movimiento.

Figura 4.14 Solución 1



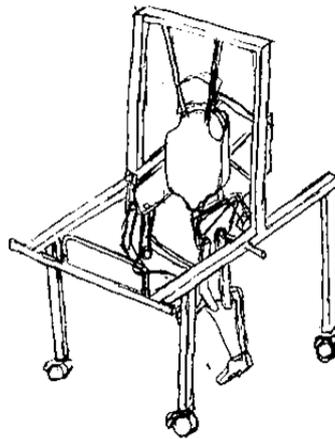
Solución 2: Consta de un exoesqueleto móvil sostenido por una estructura metálica con ruedas, el exoesqueleto está elaborado de plásticos reforzados con fibra de carbono y los elementos tanto del mecanismo como de la estructura se gradúan con sistema telescópico, tiene motores cada una de las articulaciones que se accionan con la ayuda de sensores.

Figura 4.15 Solución 2



Solución 2: La opción 3 consta de un exoesqueleto móvil sujeto por una estructura con ajuste telescópico para graduar sus alturas, el exoesqueleto y la estructura están hechos de aluminio. El mecanismo del exoesqueleto está basado en el mecanismo de Theo Jansen adaptado al cuerpo humano para replicar la marcha humana mediante el giro de un solo eje.

Figura 4.16 Solución 3



Las tres posibles soluciones se someten a evaluación técnica – económica, para lo cual se llenaron las siguientes tablas con los puntajes:

0 = No satisface 1 = Aceptable 2 = Suficiente 3 = Bien 4 = Ideal

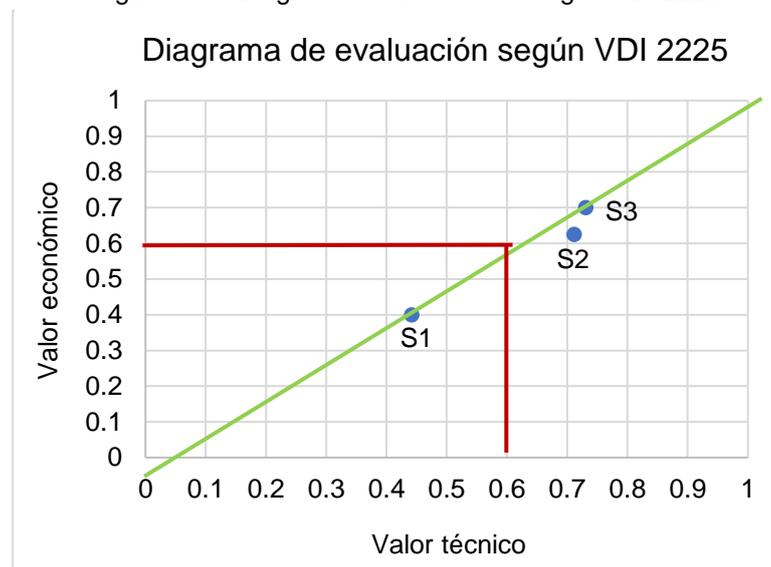
Tabla 4.4 Evaluación de criterios técnicos de las soluciones

DISEÑO MECÁNICO - EVALUACIÓN DE DISEÑO - VALOR TÉCNICO (Xi)											
Diseño: Exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz											
Criterios de evaluación para diseños en fase de conceptos o proyectos											
Variantes de concepto / proyectos		Solución 1			Solución 2			Solución 3		Solución ideal	
N°	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	Gp	p	gp	
1	Buen uso de la fuerza o energía	2	2	4	2	4	3	6	4	8	
2	Seguridad	2	2	4	3	6	3	6	4	8	
3	Rapidez	1	2	2	3	3	3	3	4	4	
4	Estabilidad	2	1	2	3	6	3	6	4	8	
5	Facilidad de manejo	1	2	2	3	3	2	2	4	4	
6	Transportabilidad	1	1	1	3	3	3	3	4	4	
7	Confiabilidad	2	2	4	3	6	3	6	4	8	
8	Fácil mantenimiento	2	2	4	3	6	3	6	4	8	
Puntaje máximo		14	23	23	37	23	38	32	52		
Valor técnico		0.44			0.71			0.73		1.00	

DISEÑO MECÁNICO - EVALUACIÓN DE DISEÑO - VALOR ECONÓMICO (Yi)										
Diseño: Exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz										
Criterios de evaluación para diseños en fase de conceptos o proyectos										
Variantes de concepto / proyectos		Solución 1			Solución 2		Solución 3		Solución ideal	
Nº	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	Gp
1	Número de piezas	1	2	2	2	2	3	3	4	4
2	Fácil adquisición de materiales	2	2	4	3	6	3	6	4	8
3	Número de operarios	2	2	4	3	6	2	4	4	8
4	Costo de la tecnología	2	1	2	1	2	3	6	4	8
5	Facilidad de montaje	1	2	2	3	3	3	3	4	4
6	Costos de operación	2	1	2	3	6	3	6	4	8
Puntaje máximo		10	16	15	25	17	28	24	40	
Valor técnico		0.40			0.63		0.70		1.00	

Con los valores obtenidos S1 (0.44,0.4), S2(0.71,0.63) y S3 (0.73,0.7) se realizó el diagrama de evaluación según la VDI 2225 que sirvió como guía en el diseño a costo óptimo.

Figura 4.17 Diagrama de evaluación según VDI 2225



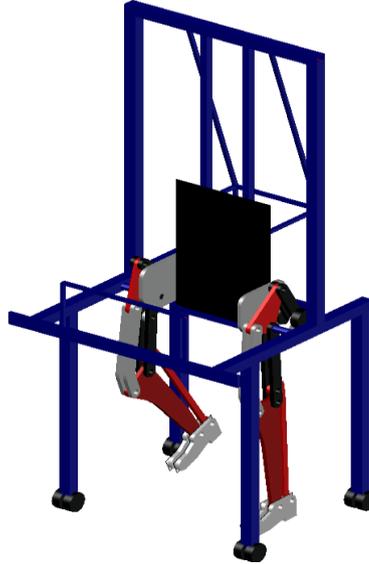
Según la norma si el resultado se encuentra por debajo de 0.6 el diseño es deficiente y si se encuentra sobre 0.7 la solución es buena. Por lo que se concluyó que la solución 3 es la mejor alternativa de las planteadas.

Etapa 2: Cálculo mecánico

Estructura modular

CONFIGURACIÓN DE PIEZAS Y DISPOSICIÓN

Figura 4.18 Distribución preliminar de piezas



ANÁLISIS DEL MECANISMO

Se realizó el análisis preliminar validando el movimiento del mecanismo planteado por el investigador Zenobalti Jspark, quien modificando la estructura base de los mecanismos de Theo Jansen, diseño una versión humana que realiza el ciclo de marcha humana. De esta manera, dado que el mecanismo del autor esta dimensionado para adultos, con la finalidad de validar su uso para exoesqueletos de rehabilitación en niños, se realizó el análisis con especial detalle en la similitud del movimiento de este mecanismo con el ciclo de la marcha, así mismo con las dimensiones propias de un infante para las dimensiones a escala.

ANÁLISIS CINÉTICO

Para describir el ciclo de marcha de cada articulación o componente del mecanismo, se propuso el análisis cinético del mecanismo, de esta manera se describió el ciclo de la marcha mediante los parámetros físicos de la cinemática de cuerpos rígidos, el análisis cinético describe

el mecanismo mediante vectores posición, velocidades y variaciones de estas en función del tiempo y de los mecanismos en sí.

Para el cálculo se tuvieron las siguientes consideraciones:

- Se ubicó el eje de coordenadas los componentes del mecanismo
- Se considero como Origen O con $X = 0 \wedge Y = 0$ por fines prácticos al centro del eje fijo ubicado en la cadera del mecanismo.
- Se usaron las dimensiones del mecanismo original
- Se restringen los cálculos al plano XY , plano sagital en caso del ciclo de marcha, dado que el mecanismo solo trabaja en este plano.
- Se usaron los principios de Mecánica Vectorial para Ingenieros.
- En general se usaron las unidades del Sistema Internacional de Unidades.

ANÁLISIS PREVIO A LOS CÁLCULOS

Para la descripción de la variación de los parámetros que describen el mecanismo en función del tiempo, se observa que el movimiento del mecanismo depende del giro de la Manivela R, por lo que se analizó la variación de los eslabones en función de la manivela, así mismo de los ángulos que definen la orientación de los vectores posición.

Para empezar los cálculos se describieron los vectores ubicación de los eslabones A, R, D de acuerdo a:

- Vectores en negrito y en mayúscula: "**B1o, Ro, C1o**".
- Angulo en el eje de coordenadas que describe estos vectores conforme varía el tiempo, para el vector **C1o**, el ángulo descrito por " β ", de igual manera el vector **Ro** por " Θ " y **B1o** con " α " todos respecto al origen de coordenadas.
- De igual manera se describieron los vectores en función de su modulo y vector unitario, por ejemplo, para el caso del vector posición **Ro** en

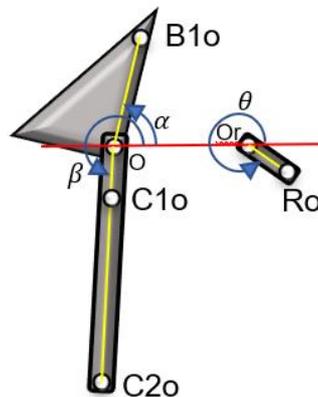
un momento dado, podrá describirse este mediante: $\mathbf{Ro} = Ro \angle \theta = Ro * \mu R$.

- Tener en cuenta que el vector unitario es aquel que tiene la unidad como modulo, así mismo este se describe en función de sus componentes como $\mu R = \mu R \vec{i} + \mu R \vec{j}$ y sus coordenadas descritas por $(\mu R x; \mu R y)$, así se describió el módulo de los vectores como: $\mu R \vec{i} = \mu R x \wedge \mu R \vec{j} = \mu R y$.
- Tener en cuenta que todos los vectores se describieron de la manera ya descrita.

Para esto se analizó el mecanismo $\overline{B1o Ro}$ y $\overline{C1o Ro}$, los cuales comparten la misma dependencia de tener un eje fijo en el punto Ro y varían de acuerdo al giro de Ro en su punto de giro Or.

Del grafico Figura 4.10 se observa que la distancia del vector \mathbf{Ro} al vector $\mathbf{B1o}$ es constante y está definido por la longitud del eslabón B, B es modulo del vector \mathbf{B} , como se observa:

Figura 4.19 Representación gráfica de θ , α y β



En todo momento del ciclo de la marcha del mecanismo se observó que B se mantiene constante, para esto se resuelve la ecuación de B en función de $\mathbf{B1o}$ y \mathbf{Ro} :

$$\mathbf{B1o} - \mathbf{Ro} = \mathbf{B} \text{ para } B = Cte \dots \dots \dots (4.1)$$

$$|\mathbf{B1o} - \mathbf{Ro}| = B \dots \dots \dots (4.2)$$

Para el desarrollo de esta ecuación se observó que los vectores **B1o** y **Ro** quedan en función de los ángulos θ y α los cuales varían en función del tiempo, para lo cual se realizó una hoja de datos mediante el software de MS Excel, para estos cálculos se resolvió cada pequeña variación de θ en $\frac{\pi}{64} rad$ equivalente a $0.0491 rad$, esto hasta terminar el ciclo desde $0 rad$ hasta $2\pi rad$, todos los valores de θ se observan en el cuadro del Anexo 05, primera columna, a continuación se presenta la variación de θ cada $\frac{\pi}{64} rad$:

Tabla 4.5 Valores de θ de primeros 6 valores cada $0.0491 rad$

	θ
1	-
2	0.0491
3	0.0982
4	0.1473
5	0.1963
6	0.2454

De esta manera se definió la ecuación 4.1 en función de los ángulos θ y α :

$$|\mathbf{B1o} - \mathbf{Ro}| = B1o * [\cos(\alpha)\vec{i} + \text{sen}(\alpha)\vec{j}] - Ro * [\cos(\theta)\vec{i} + Ro * \text{sen}(\theta)\vec{j}] = B \dots \dots \dots (4.3)$$

$$|\mathbf{B1o} - \mathbf{Ro}| = B1o * \cos(\alpha) + B1o * \text{sen}(\alpha) - Ro * \cos(\theta) - Ro * \text{sen}(\theta) = B \dots \dots \dots (4.4)$$

Dado los valores de B1o, Ro, B y θ constantes, se obtiene una ecuación trigonométrica en función de α . Por consiguiente, se plantea usar el “Método de Bisección” mediante el software MS Excel, para esto se despejo la ecuación para poder igualar a cero, así se itero en un rango que contenga la solución a la función $F(\alpha) = 0$, estimando de acuerdo al análisis grafico para la raíz $\alpha \in (0; \pi/2)$, con los parámetros:

$$F(\alpha) = B1o * \cos(\alpha) + B1o * \text{sen}(\alpha) - Ro * \cos(\Theta) - Ro * \text{sen}(\Theta) - B = 0 \dots \dots \dots (4.5)$$

Para $F(\theta) = F(t)$ en función del tiempo, para simplificar el cálculo se usaron los valores iterados de teta de 0 a 2π cada 0.0491 rad , así se resolvió:

$$F(a) = B1o * \cos(a) + B1o * \text{sen}(a) - Ro * \cos(\Theta) - Ro * \text{sen}(\Theta) - B \dots \dots \dots (4.6)$$

$$F(b) = B1o * \cos(b) + B1o * \text{sen}(b) - Ro * \cos(\Theta) - Ro * \text{sen}(\Theta) - B \dots \dots \dots (4.7)$$

Iterando reemplazando los valores de $a \wedge b \rightarrow p = a + (b - a)/2$, reemplazando $F(p)$ según:

$$F(p) = B1o * \cos(p) + B1o * \text{sen}(p) - Ro * \cos(\Theta) - Ro * \text{sen}(\Theta) - B = 0 \dots \dots \dots (4.8)$$

Seguidamente así con el criterio de bisección para seguir con las iteraciones hasta que $F(a) \wedge F(b) \wedge F(p) \rightarrow 0$, tiendan a cero.

Para esto la primera iteración, para el ángulo $a = 0 \text{ rad}$ dentro del rango $\langle 0; \pi/2 \rangle$, se reemplazaron los valores de $B1o = 0.258 \text{ mm}$, $Ro = 0.038 \text{ mm}$, $B = 0.21 \text{ mm}$. En la ecuación 4.6, de igual manera para $b = \pi/2 \text{ rad}$ dentro del rango $\langle 0; \pi/2 \rangle$, seguidamente se halló p de acuerdo al método de bisección:

$$F(a) = F(0) = B1o * \cos(0) + B1o * \text{sen}(0) - Ro * \cos(\Theta) - Ro * \text{sen}(\Theta) - B = 0.0664 \dots \dots \dots (4.9)$$

$$F(b) = F(\pi/2) = B1o * \cos(\pi/2) + B1o * \text{sen}(\pi/2) - Ro * \cos(\Theta) - Ro * \text{sen}(\Theta) - B = 3 \dots \dots \dots (4.10)$$

Resolviendo las Ecuaciones:

$$F(a) = 0.0664 \wedge F(b) = 3 \dots \dots \dots (4.11)$$

$$p = a + \frac{(b-a)}{2} = 1.5 \dots \dots \dots (4.12)$$

Por criterio de Iteración:

$$a = 0 \wedge b = p = 1.5 \dots \dots \dots (4.13)$$

Se procede a la segunda iteración mediante el Software MS Excel se obtuvo:

Tabla 4.6 Iteraciones por método de Bisección mediante Software Excel

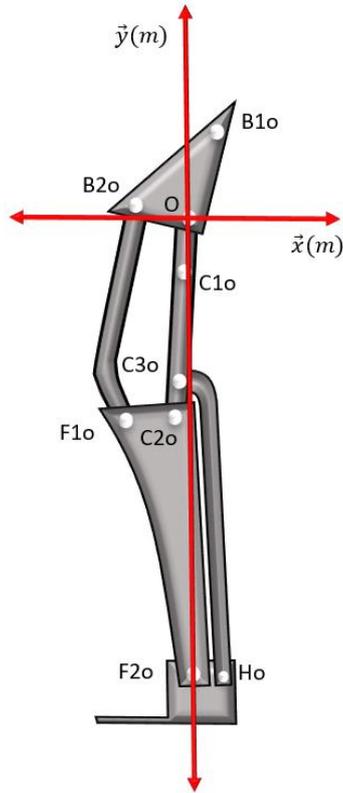
	a	b			
	0.00	1.57			
	1ra lter	2da lter	3ra lter	4ta lter	5ta lter
A	0.0000	0.7850	0.7850	0.9813	0.9813
B	1.5700	1.5700	1.1775	1.1775	1.0794
p=a+(b-a)/2	0.7850	1.1775	0.9813	1.0794	1.0303
F(a)	0.0303	0.0113	0.0113	0.0014	0.0014
F(b)	-0.0346	-0.0346	-0.0098	-0.0098	-0.0040
F(p)	0.0113	-0.0098	0.0014	-0.0040	-0.0013

Dada la facilidad de realizar Iteraciones con el programa Excel, luego de 100 iteraciones como se detalló en el Anexo 05, se obtuvo que $F(a) \wedge F(b) \wedge F(p) \rightarrow 0$, tienden a cero cuando:

$$a = 1.368 \rightarrow \alpha = 1.368 \text{ rad} \dots \dots \dots (4.14)$$

De manera análoga se hallaron todos los valores respectivamente de α_i para cada valor de θ_i dentro del rango $\langle 0; \pi/2 \rangle$ de 0 a $\frac{\pi}{2} \text{ rad}$ cada $\frac{\pi}{64} \text{ rad}$, logrando la variación de cada valor del ángulo α durante toda la marcha, de igual manera se halló β_i para cada $\alpha_i \wedge \theta_i$ respectivamente, así se describió cada valor de los nodos de todas las articulaciones del mecanismo, así se graficó la posición del mecanismo para cada momento durante el ciclo de la marcha relativo desde un observador en sus ejes de origen O, para esto en la siguiente grafica se asignó un valor para cada nodo del mecanismo:

Figura 4.20 Descripción de la posición del mecanismo en el plano cartesiano



Se empezó los cálculos con α_1 para cada valor de $\theta_1 = 0$, de esta manera mediante cálculos geométricos se calculó el vector $B1o$, dado que se conoce el ángulo de orientación α , así quedo descrito su vector posición en el plano según:

$$\mathbf{B1o} = B1o \angle \alpha, B1o = 0.09 \text{ m} \wedge \alpha = 1.36 \text{ rad} \dots \dots \dots (4.15)$$

$$\mathbf{B1o} = 0.028\vec{i} + 0.086\vec{j} \dots \dots \dots (4.16)$$

De igual manera se procedió a hallar la ubicación de los demás nodos descritos en la anterior imagen, se comenzó con $\mathbf{B2o}$ dado que se conoce su modulo, y su ángulo de orientación en todo momento es $\alpha + \frac{\pi}{2} \text{ rad}$.

$$\mathbf{B2o} = -0.049\vec{i} + 0.016\vec{j} \dots \dots \dots (4.17)$$

De igual manera se conocen los módulos de C1o, C2o y C3o estos con orientación conocida β en todo momento durante el ciclo de la marcha, estos valores para $\theta_1 = 0$ se calculó:

$$\mathbf{C1o} = -0.004\vec{i} - 0.056\vec{j} \dots \dots \dots (4.18)$$

$$\mathbf{C2o} = -0.014\vec{i} - 0.193\vec{j} \dots \dots \dots (4.19)$$

$$\mathbf{C3o} = -0.012\vec{i} - 0.163\vec{j} \dots \dots \dots (4.20)$$

Siguiendo con el análisis cinético, se observó que para el cálculo de las posiciones de los nodos **F1o**, **F2o** y **Ho1** se conocen las longitudes de B2oF1o y F1oC2o en todo momento, los cuales son lados del triángulo que comparten con la recta $\overline{\mathbf{B2oC2o}}$, de esta manera al conocer el módulo de los 3 lados del triángulo formado por **B2o**, **F1o** y **C2o**, la ubicación del nodo **F1o** se halló mediante el ángulo opuesto al lado $\overline{\mathbf{B2oF1o}}$, por el teorema de cosenos, despejando el ángulo de la ecuación:

$$a^2 = b^2 + c^2 - 2 * b * c * \cos(\gamma) \dots \dots \dots (4.21)$$

$$\gamma = \arccos \left[\frac{a^2 - b^2 - c^2}{2 * b * c} \right] \dots \dots \dots (4.22)$$

Remplazando los valores que forman los lados de los triángulos formado por los nodos en el plano cartesiano, para todo momento se puede calcular γ para todo momento, de esta manera ya conocida la tangente de $\overline{\mathbf{B2oC2o}}$ por $\varphi = \arctan \left[\frac{\Delta y}{\Delta x} \right]$, así el ángulo de orientación de $\overline{\mathbf{C2oF1o}}$ será la suma de $\gamma + \varphi$, para **F2o** se realizó el mismo procedimiento que fue usado con **B2o**, así también se halló **Ho** repitiendo el mismo procedimiento para **F1o**:

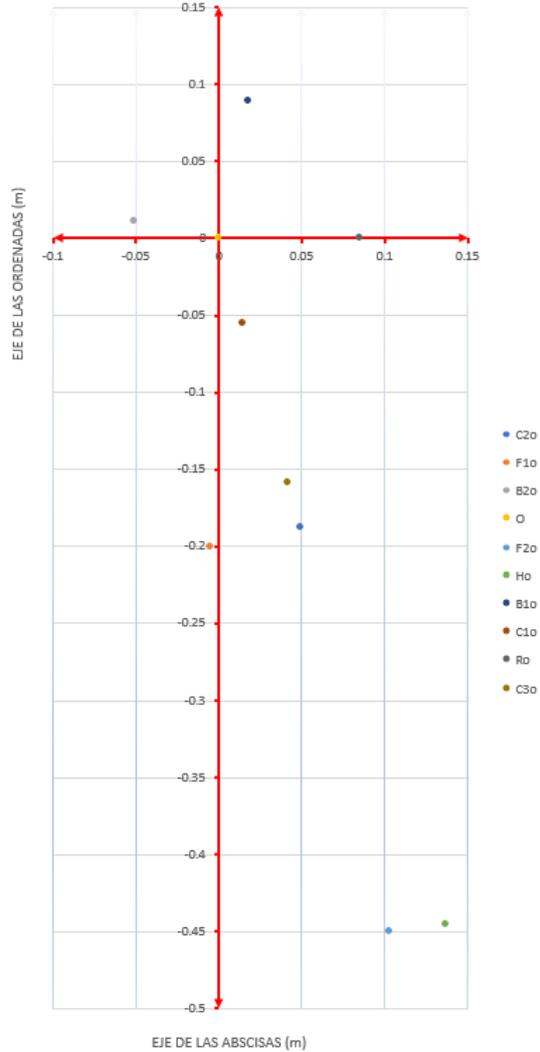
$$\mathbf{F1o} = -0.07\vec{i} - 0.198\vec{j} \dots \dots \dots (4.23)$$

$$\mathbf{F2o} = -0.561\vec{j} \dots \dots \dots (4.24)$$

$$\mathbf{Ho} = 0.035\vec{i} - 0.462\vec{j} \dots \dots \dots (4.25)$$

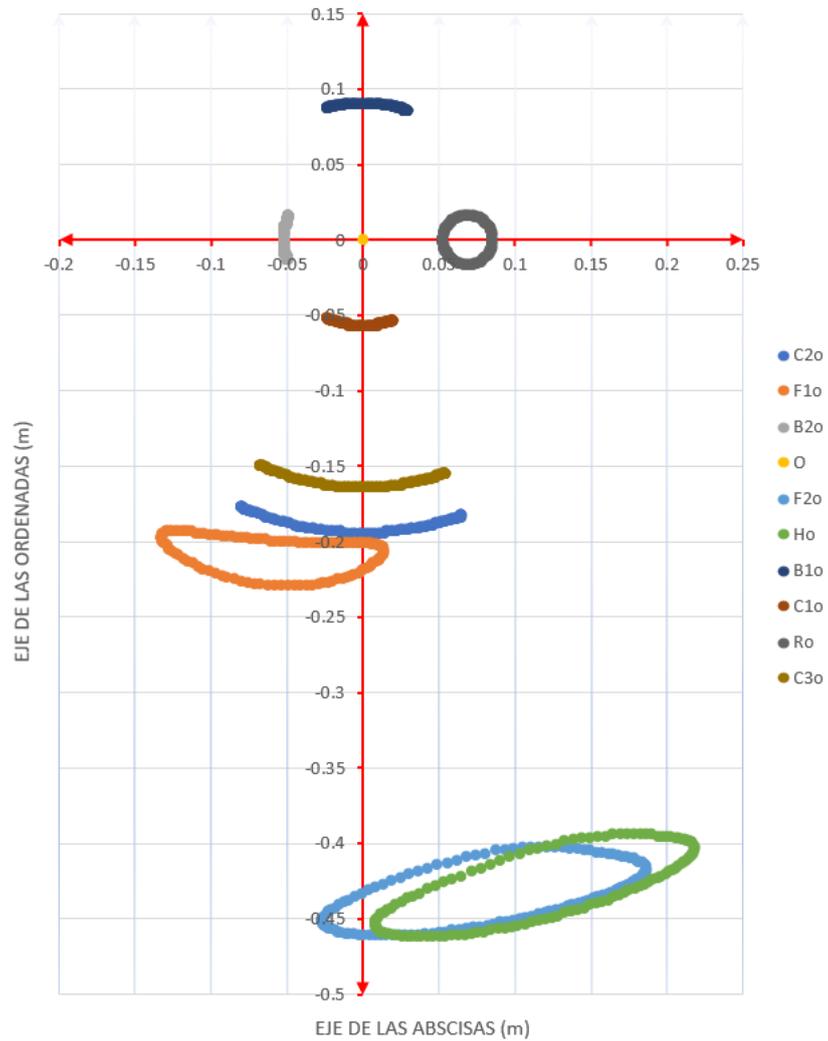
Se calcularon todos los puntos que describen las uniones de los eslabones del mecanismo para $\theta_1 = 0$, se grafica mediante el software MS Excel:

Figura 4.21 Ubicación de las uniones del mecanismo en el plano cartesiano para $\theta_1 = 0$



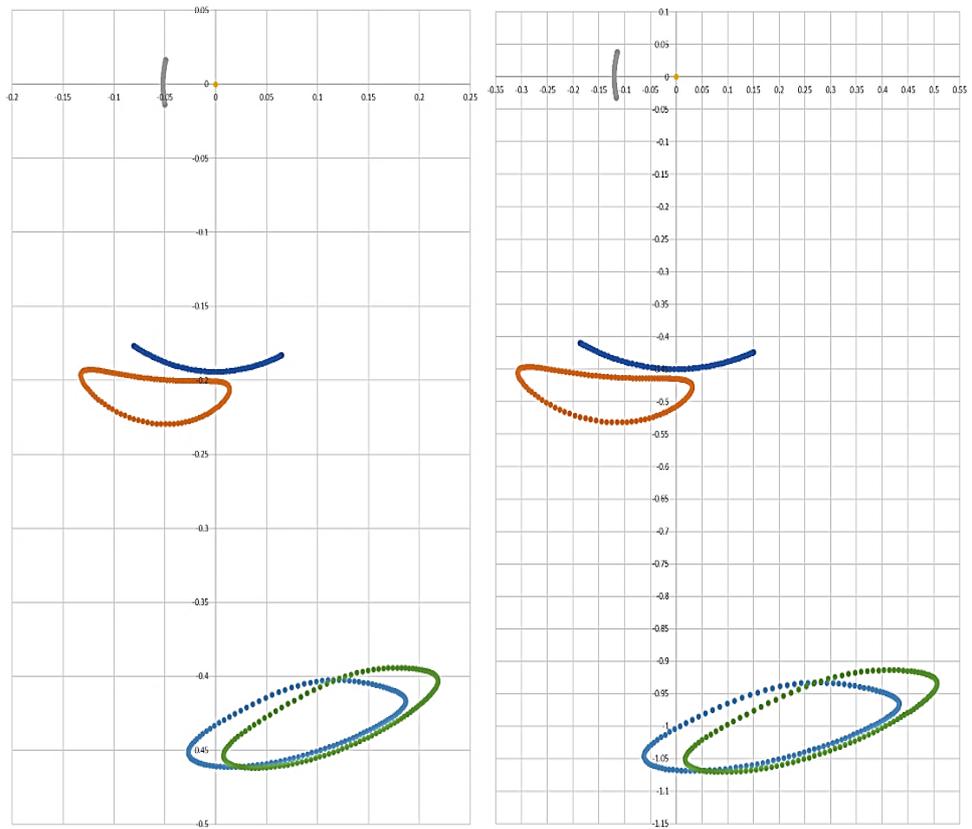
No solo se calculó los valores para estas uniones según $\theta_1 = 0$, si no también se estableció la relación entre los eslabones para cada valor de θ durante todo el ciclo de la marcha, realizando los cálculos para cada θ_n , es así que en el Anexo 06 se resolvieron los desplazamientos del todo el mecanismo durante el ciclo de la marcha, obteniendo así:

Figura 4.22 Desplazamiento relativo del exoesqueleto en el plano cartesiano



Ya con la ubicación del desplazamiento del mecanismo, es necesario realizar el comparativo entre el mecanismo original y uno a escala orientado al uso de un menor de edad, para una escala de $n=0.67$ se observó que la variación entre las longitudes a escala mantiene la tendencia durante el desplazamiento del ciclo de la marcha en cada una de sus articulaciones como se observa en la siguiente imagen:

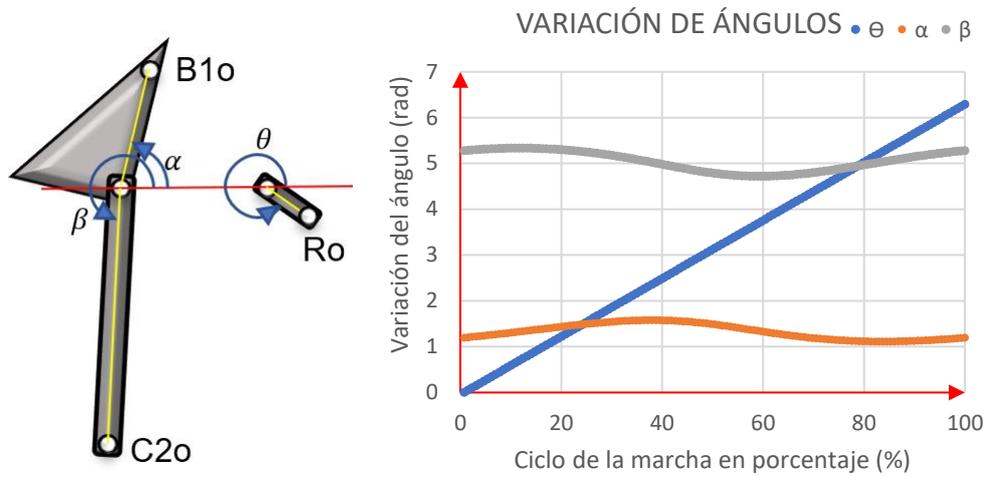
Figura 4.23 Comparativo de curvas del desplazamiento a escala de mecanismos con MS Excel



De esta manera se comprobó gráficamente la validez del mecanismo para el uso en niños por su desplazamiento similar al de la marcha normal, curva del desplazamiento de cada uno de estos puntos de desplazamiento, obteniendo la curva de desplazamiento cinético del mecanismo en un ciclo de marcha.

De esta manera mediante el software Excel se calculó la ubicación de los nodos del mecanismo y su desplazamiento durante el ciclo de la marcha para cada valor de Θ , en el Anexo 06 se resuelven estos valores a escala para el uso en niños. También se realizó la Grafica de los ángulos " β ", " Θ " y " α " de la cual se pudo obtener el vector posición durante cada desplazamiento, observando la forma senoidal del mecanismo para una variación de Θ uniforme.

Figura 4.24 Variación de ángulos α , β y θ durante el ciclo de marcha



Diseño preliminar

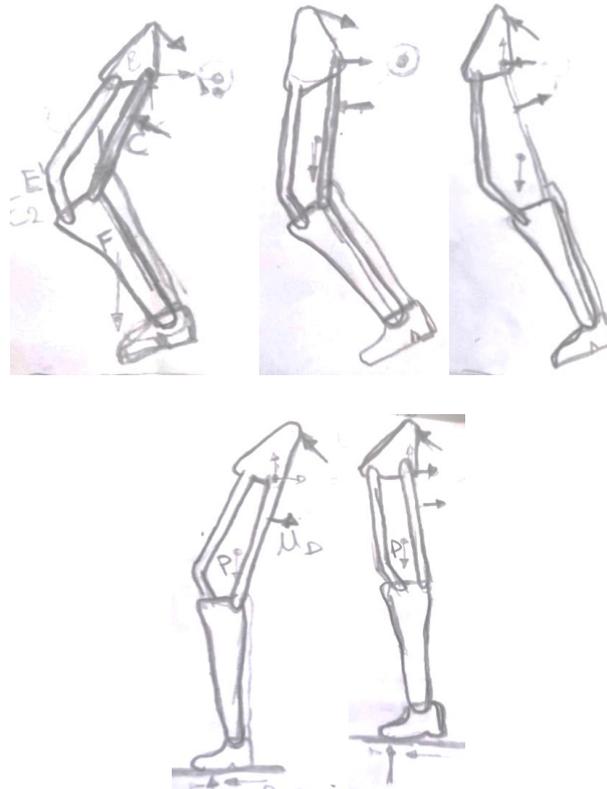
CÁLCULO ESTRUCTURAL

Para el análisis estructural se realizó un análisis en los puntos críticos, mediante esbozos que se corroboran con el Excel del análisis cinético respecto a la ubicación de los puntos de eslabonamiento.

ANÁLISIS ESTRUCTURAL

Mediante el análisis de cargas durante las fases del movimiento se encontró los momentos más críticos en los cuales tanto el mecanismo, la estructura, el paciente y la transmisión realizan mayores esfuerzos. Estos momentos son:

Figura 4.25 Análisis de cargas sobre desglose de pierna durante ciclo de la marcha



Del análisis de los puntos críticos, se concluyó que los mayores esfuerzos se realizan durante el contacto con el piso, dado que durante este movimiento la fuerza que ejerce el mecanismo debe ser lo suficiente para vencer la fuerza de rozamiento del piso, fuerza que depende del peso no solo del mecanismo y el paciente, sino de la estructura y de los accesorios.

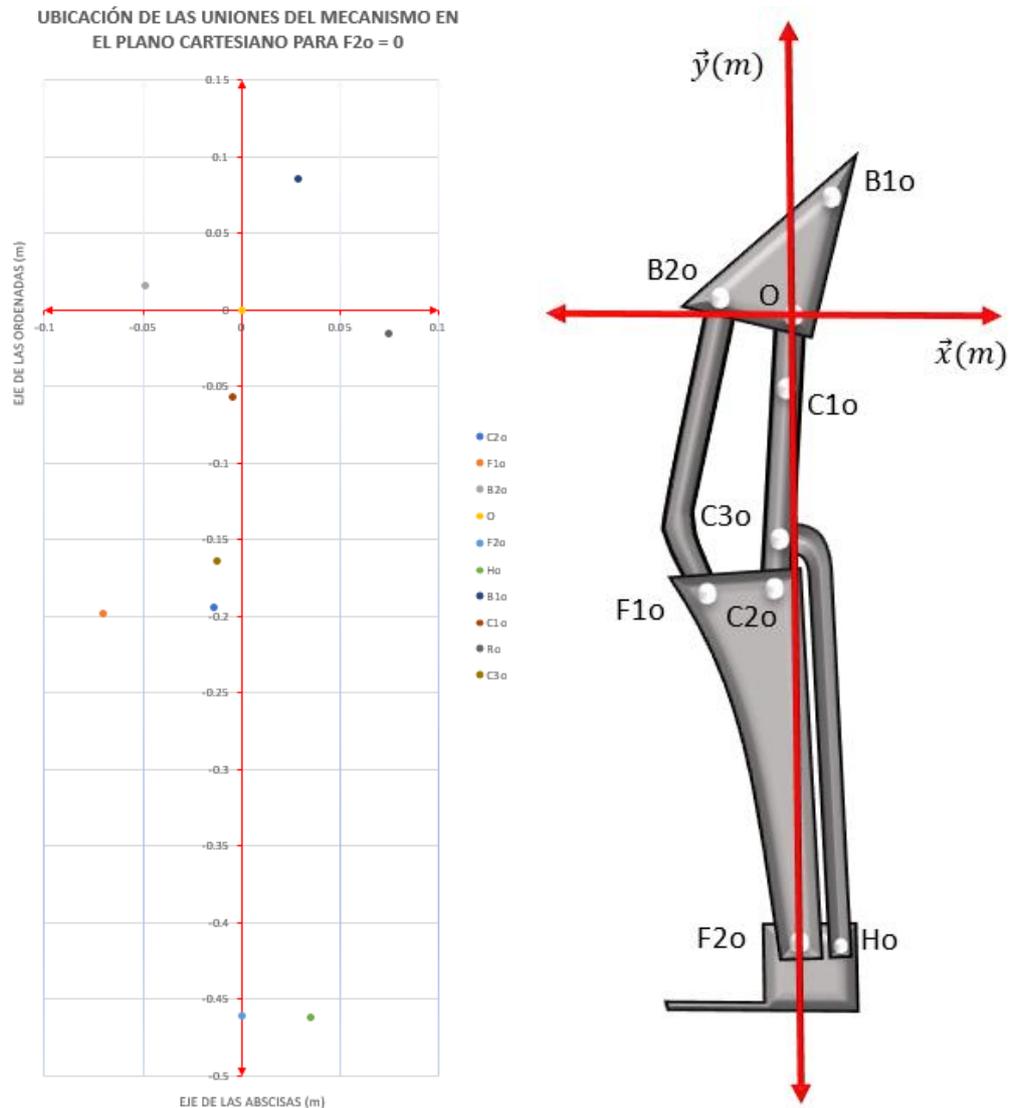
Es de esta manera que con fines prácticos se realizó el análisis estructural para el momento en el cual el punto sobre el cual recae la normal cae en la posición $x=0$ de manera que, en el cálculo de momentos, esta no ejerce momento, obviando el cálculo de los pesos permitió hallar las demás fuerzas que intervienen durante el movimiento.

CONSIDERACIONES PARA EL ANÁLISIS

- El cálculo del equilibrio del cuerpo restringido al plano sagital de la marcha, para este caso el plano XY.
- Para las fuerzas transmitidas por los eslabones, esta quedo sobre la orientación descrita por su vector unitario, lo cual simplifica las ecuaciones de cálculo de las fuerzas.
- Las gráficas de cargas sobre el sistema asumieron cargas en las direcciones mostradas, las cuales se verificaron mediante el cálculo.
- El principio de sistemas en equilibrio que se basó en la rama de la física, la estática, que en base a la 1ra Ley de Newton quien establece que un objeto en reposo permanecerá en reposo y un objeto en movimiento continuará en movimiento con velocidad constante en línea recta, a menos que una fuerza neta actúe sobre él.
- La resolución de los problemas se realizó teniendo en cuenta el Sistema Internacional de Unidades.

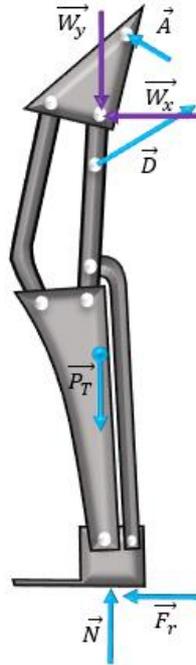
Se tuvo en cuenta la ubicación de los vectores que describen la orientación de estos, y de igual manera el cálculo del vector unitario, es decir la orientación de las fuerzas que interactúan en el sistema. Del análisis cinético se obtuvo la posición de los eslabones y nodos para el caso en el que en contacto con el piso esta sobre el eje de las abscisas, es decir la componente del nodo **F2o** en x tiende a cero, así de los cuadros del Anexo 06 se filtraron los datos para obtener:

Figura 4.26 Ubicación de uniones del mecanismo en el plano cartesiano para $F_{2o} = 0$



Del análisis cinético se obtuvieron los puntos de cada articulación descritos en la imagen anterior, de esta manera se verifico la articulación de apoyo sobre el eje \vec{y} , continuando con el desarrollo se realizaron las gráficas de cargas sobre el sistema seleccionado del mecanismo con sus respectivas cargas:

Figura 4.27 Diagrama de cuerpo libre sobre mecanismo



Del diagrama del cuerpo libre se observó que la $F_r = \mu_s * N$, para μ_s es el coeficiente de fricción estático del análisis del ciclo de marcha, con fines de hallar la carga máxima del sistema, la normal es igual al peso total, es decir la suma del peso del mecanismo, la estructura y el niño:

$$N = P_{mec} + P_{estructura} + P_{max\ del\ niño} \dots \dots \dots (4.26)$$

De esta manera, para un coeficiente $\mu_s = 0.9$, para hule sobre concreto u hormigón, $N = 657\ N \wedge F_r = 591\ N$.

Por la teoría de la estática de armaduras en el plano se tiene que la $\Sigma F_x = 0 \wedge \Sigma F_y = 0, \Sigma M_o = 0$ para todo el sistema, de esta manera se empezó el cálculo de las cargas mediante $\Sigma M_w = 0$, del análisis cinético se tiene los vectores unitarios de las cargas **A** y **D**, se consideró que

$\mu_{Ax} = -0.418 \wedge \mu_{Ay} = 0.908$, asimismo $\mu_{Dx} = 0.886 \wedge \mu_{Dy} = 0.464$,
resolviendo:

$$L_N * F_r = (L_{Dy} * D_x) - (L_{Dx} * D_y) + (L_{Ay} * A_x) + (L_{Ax} * A_y) \dots\dots\dots (4.27)$$

De igual manera al igualar las ecuaciones $\Sigma M_N = 0 \wedge \Sigma M_D = 0$,
reemplazando las fuerzas w_x en función de **A** y **D** se obtiene una segunda
ecuación:

$$L_N * (L_N - L_{Dy}) * F_r = L_{Dy} * (L_N - L_{Dy}) * D_x + L_{Dy} * L_{Dx} * D_y + (L_N * L_{Ay} - L_{Dy} * L_N - L_{Dy} * L_{Ay}) * A_x + (L_N * (L_{Ax} + L_{Dx}) - L_{Dy} * L_{Ax}) * A_y \dots\dots\dots (4.28)$$

Así se resolvió la ecuación de 2 variables, calculando la magnitud de los
vectores Fuerza **A** y **D** como resulta a continuación:

$$A = 532 N, \mu_{Ax} = -0.419 \wedge \mu_{Ay} = 0.908 \dots\dots\dots (4.29)$$

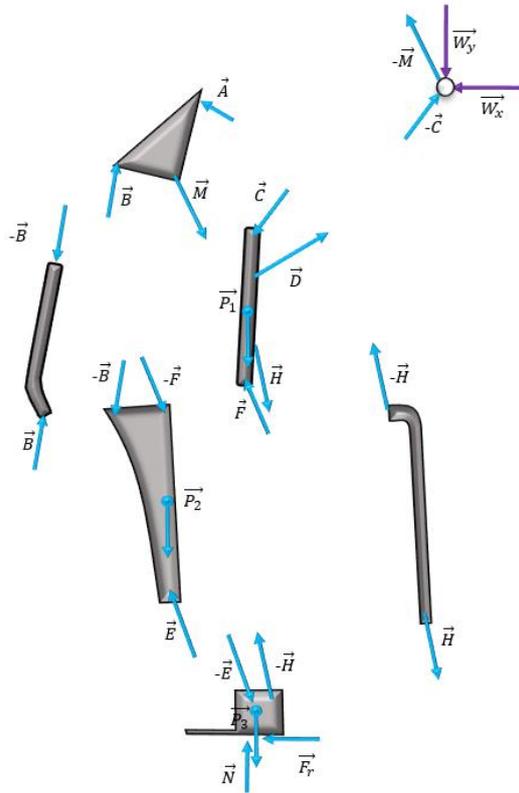
$$D = 5.48 KN, \mu_{Dx} = 0.886 \wedge \mu_{Dy} = 0.464 \dots\dots\dots (4.30)$$

Se hallo las demás fuerzas que actúan sobre la pieza mediante $\Sigma F_x = 0 \wedge \Sigma F_y = 0$, así se obtuvo:

$$W_x = -4.04 KN \wedge W_y = -3.17 KN \dots\dots\dots (4.31)$$

Ya calculado estos valores se procedió a calcular los valores de las
demás componentes del desarmado del sistema, para esto se realizó el
diagrama de cuerpo libre, identificando las fuerzas de acción y reacción
correspondiente como se detalla a continuación:

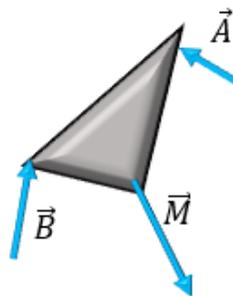
Figura 4.28 Diagrama de Fuerzas en desglose del mecanismo



De esta manera se empezó los cálculos en las piezas para la obtención de los vectores fuerza, inicio el cálculo por las piezas superiores.

Se halló la Fuerza **M** y **B** mediante la ecuación de equilibrio de sumatoria de fuerzas igual a cero, de acuerdo a la siguiente imagen:

Figura 4.29 Diagrama de cuerpo libre sobre la pieza B



Para el vector **A** conocido, se halló **B** mediante $\Sigma M_M = 0$

$$L_{Bx} * B_y + L_{By} * B_x = L_{Ax} * A_y + L_{Ay} * A_x \dots \dots \dots (4.32)$$

Remplazando los valores, se halló **B**:

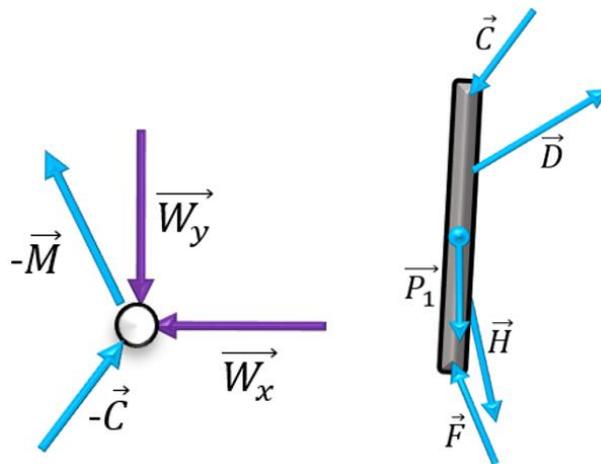
$$B = 33 \text{ N}, \mu_{Bx} = 0.098 \wedge \mu_{By} = 0.995 \dots \dots \dots (4.33)$$

Se calculo **M**, mediante el equilibrio de fuerzas que actúan sobre la pieza mediante $\Sigma F_x = 0 \wedge \Sigma F_y = 0$, así:

$$M = 561 \text{ N}, \mu_{Mx} = 0.392 \wedge \mu_{My} = -0.92 \dots \dots \dots (4.34)$$

De igual manera **H** y **F** mediante $\Sigma M_F = 0, \Sigma F_x = 0 \wedge \Sigma F_y = 0$, **C** del equilibrio en el eje que une las piezas.

Figura 4.30 Diagrama de cuerpo libre sobre la pieza y nudo C



De las ecuaciones se obtienen:

$$C = 5.02 \text{ KN}, \mu_{Cx} = -0.848 \wedge \mu_{Cy} = -0.53 \dots \dots \dots (4.35)$$

$$H = 17.3 \text{ KN}, \mu_{Hx} = 0.156 \wedge \mu_{Hy} = -0.988 \dots \dots \dots (4.36)$$

$$F = 17.8 \text{ KN}, \mu_{Fx} = -0.185 \wedge \mu_{Fy} = 0.983 \dots \dots \dots (4.37)$$

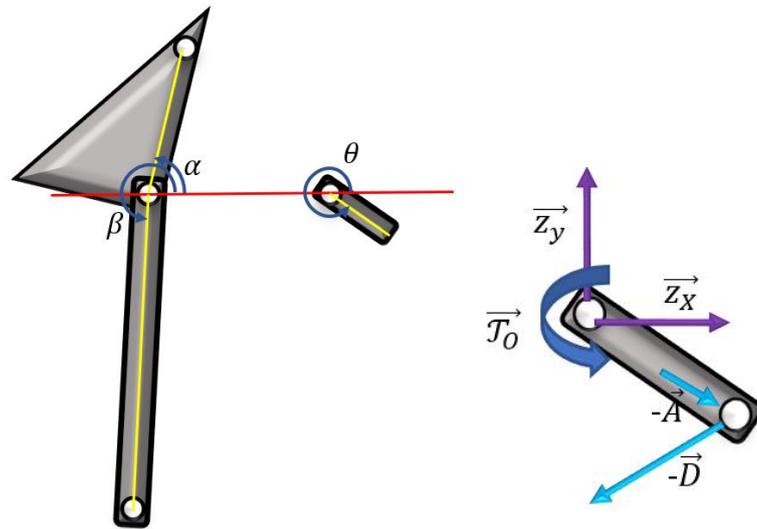
Las demás cargas que se ejercen en el sistema, se calcularon de igual manera que los ejemplos anteriores, de esta manera se obtuvieron los siguientes valores para los Vectores Fuerza en cada elemento del mecanismo.

Así se obtuvo de la siguiente pieza la fuerza **E**:

$$E = 18.1 \text{ KN}, \mu_{Ex} = -0.182 \wedge \mu_{Ey} = 0.983 \dots \dots \dots (4.38)$$

Continuando con los cálculos, se usó el método de secciones esta vez para el extremo derecho del mecanismo, en donde se ubica el eje motriz el cual transmite la potencia mediante una manivela sobre la cual se realizaron los cálculos según la siguiente gráfica:

Figura 4.31 Desplazamiento angular en el plano y manivela motriz



Se obtuvo los vectores **A** y **D**, se pudo identificar la fuerza tangencial que se ejerce sobre la manivela motriz, la cual transmite al mecanismo el torque suficiente para accionar el mecanismo e iniciar la marcha, se resolvió $\Sigma F_x = 0 \wedge \Sigma F_y = 0, \Sigma M_{R_o} = 0$, hallando:

$$Z_x = 4.63 \text{ KN} \wedge Z_y = 3.03 \text{ KN} \dots\dots\dots (4.39)$$

Dado que la F_T , fuerza tangencia es la fuerza reacción a la componente tangencia de la suma vectorial de las fuerzas **A** y **D** en el punto **Ro**, se procedió a realizar la suma vectorial, sobre la cual se calcula la componente en el eje tangencial mediante el Angulo $\theta = 5.10 \text{ rad}$ obteniendo:

$$F_T = -((\mathbf{A} * \mu_{FT}) + (\mathbf{D} * \mu_{FT})) \dots\dots\dots (4.40)$$

$$F_T = 5.44 \text{ KN} \wedge R = 1.64 * 10^{-2} \text{ m} \dots\dots\dots (4.41)$$

Remplazando se obtuvo:

$$J = F_T * R = 89.1 \text{ Nm} \dots\dots\dots (4.42)$$

De esta manera se obtuvo el torque necesario para accionar el mecanismo y realizar el ciclo de la marcha, dado que el diseño estima el uso de un único motor para accionar ambas piernas del exoesqueleto, dado que el torque necesario para movilizar el miembro posterior es menor al torque hallado en todo momento, se consideró el mismo torque para cada extremidad inferior del exoesqueleto, así el torque necesario total resulta:

$$T_t = 2 * T = 178 Nm \dots\dots\dots (4.43)$$

ANÁLISIS ESTRUCTURAL

El análisis estructural se realizó mediante el Software inventor, en el cálculo estructural se hallaron las fuerzas que intervienen en el mecanismo, para el momento crítico descrito, como aquel en el cual el punto F1o pasa por el eje y, cargas previamente calculadas de acuerdo a la teoría de armaduras planas.

Diseño detallado

SIMULACIÓN DEL ANÁLISIS ESTRUCTURAL

Para simplificar el análisis, la simulación se basó en el análisis cinemático en el cual se determinó el instante del ciclo de la marcha en el cual se realizan los esfuerzos máximos y torque mínimo necesario para poder accionar el mecanismo. De esta manera se muestra a continuación la Pieza C la cual corresponde al muslo durante la fase inicial del balanceo del ciclo de marcha.

DIMENSIONAMIENTO

Para el dimensionamiento del exoesqueleto, se trabajó sobre el criterio de la normativa referente y se llevó a cabo por módulos: la estructura, el mecanismo, el sistema de transmisión y los elementos componentes de sujeción, de esta manera se realizaron las medidas de referencia iniciales como se detalla a continuación:

- Estructura del exoesqueleto

Encargado de soportar al paciente sujetado al mecanismo mediante los componentes de sujeción, y el sistema de transmisión y accionamiento, se dimensiono la estructura tomando como criterios:

- ✓ Detalles constructivos y costo de fabricación.
- ✓ Propiedades mecánicas resistente a las cargas.
- ✓ Normativa respectiva.
- ✓ Disposición del exoesqueleto y paciente.

Se calculo las fuerzas que trabajan sobre la estructura como reacción a las originadas en el mecanismo, mediante su soporte y eje principal, las cargas $Z_x = 4.63 \text{ KN}$ \wedge $Z_y = 3.03 \text{ KN}$ y $W_x = -4.04 \text{ KN}$ \wedge $W_y = -3.17 \text{ KN}$ además del peso del cuerpo en los soportes superiores del mecanismo y el peso del motorreductor en su base metálica, se dimensiono de manera inicial para su posterior verificación mediante la simulación en inventor las medidas para las secciones de la estructura:

Tabla 4.7 Primer dimensionamiento de la Estructura del Exoesqueleto

Pieza	Descripción	Dimensiones
Patas telescópicas	Perfil cuadrado	30 x 30 x 3 mm y 25 x 25 x 3 mm
Soportes laterales	Perfil rectangular	Sección 90 x 25
Soporte Motor	Plancha	Espesor 9.53 mm
Soporte Respaldar	Plancha	Espesor 7.94 mm
Armadura superior	Perfil cuadrado	20 x 20 x 2 mm y 25 x 25 x 2 mm
Soporte superior	Perfil rectangular	50 x 25 x 2.5 mm

Las longitudes varían acorde a los parámetros de diseño especificados anteriormente, estas dimensiones iniciales se verifican y ajustan de acuerdo a la simulación y análisis estructural mediante el software inventor.

- Mecanismo del exoesqueleto

Dado que este mecanismo se basa en el realizado por el Investigador Zenobalti Jspark y se verificaron las longitudes a escala para niños, se tomaron el ancho y espesor de las piezas como los valores a dimensionar, debido a los pequeños tamaños y geometría de las piezas o eslabones se seleccionó platinas metálicas y cortes de planchas, las medidas de espesores se ajustan según:

Tabla 4.8 Primer dimensionamiento del mecanismo del Exoesqueleto

Pieza	Descripción	Dimensiones
Eslabones rectangulares	Plantina	Espesor 9.53 mm y 7.94 mm
Eslabones triangulares	Plantina	Espesor 7.94 mm

Las secciones se verifican y ajustan de acuerdo a la simulación y análisis estructural mediante el software inventor.

- Sistema de transmisión

El dimensionamiento de este apartado se resume al eje motriz del mecanismo, dado que la selección de poleas, faja, rodamientos y motor fueron seleccionados más adelante mediante el apoyo de manuales, guías y catálogos de selección respectivamente, el cálculo de diámetro se realizó de acuerdo a las propiedades mecánicas de barras redondas lisas, y el cálculo previo de torque y demás cargas sobre el eje en mención, el eje seleccionado fue telescópico para su aplicación con variación de longitud del ancho del paciente en la sujeción de la cadera:

Tabla 4.9 Primer dimensionamiento del eje del Exoesqueleto

Pieza	Descripción	Dimensiones
Eje Telescópico	Barra redonda lisa	ø19, ø22, ø25

El dimensionamiento del eje se verifico y ajusto de acuerdo a la simulación y análisis estructural mediante el software inventor, para

esto se realizó la simulación con el diámetro menor asumiendo que diámetros superiores podrán soportar las cargas a prueba.

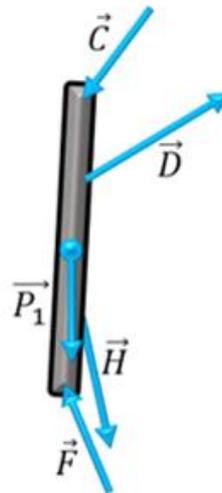
- Elementos componentes de sujeción

Estos elementos son ortesis que se encuentran en el mercado, estos fueron dimensionados de acuerdo al paciente, sujetándose al mecanismo mediante pernería, se especifican estos más adelante.

PIEZA C

Dado que en la pieza C se dieron las mayores interacciones de cargas, además de estar sometido a las cargas más elevadas del sistema, se realizó el análisis estructural en inventor para hallar los parámetros mecánicos según los diagramas de momentos y esfuerzos, como criterio de selección de materiales y de dimensionamiento del sistema:

Figura 4.32 Diagrama de cuerpo libre sobre la pieza C



Estas cargas ya conocidas son:

$$C = 5.02 \text{ KN}, \mu_{Cx} = -0.848 \wedge \mu_{Cy} = -0.53 \dots \dots \dots (4.44)$$

$$D = 5.48 \text{ KN}, \mu_{Dx} = 0.886 \wedge \mu_{Dy} = 0.464 \dots \dots \dots (4.45)$$

$$H = 17.3 \text{ KN}, \mu_{Hx} = 0.156 \wedge \mu_{Hy} = -0.988 \dots \dots \dots (4.46)$$

$$F = 17.8 \text{ KN}, \mu_{Fx} = -0.185 \wedge \mu_{Fy} = 0.983 \dots \dots \dots (4.47)$$

El análisis estructural realizado mediante el software Inventor se realizó cargando las fuerzas sobre la pieza manteniendo tanto la orientación de la pieza como de las cargas respectivamente, para poder realizar la simulación se realizó previamente el dimensionamiento el cual se realizó de manera proporcional a las longitudes del mecanismo y disposición de las piezas además de reducir las medidas mediante prueba ensayo error, la simulación completa de todas las piezas del mecanismo del exoesqueleto se muestra más a detalle en el Anexo 07:

Figura 4.33 Análisis estructural de Pieza C real sometido a cargas por reacción del mecanismo

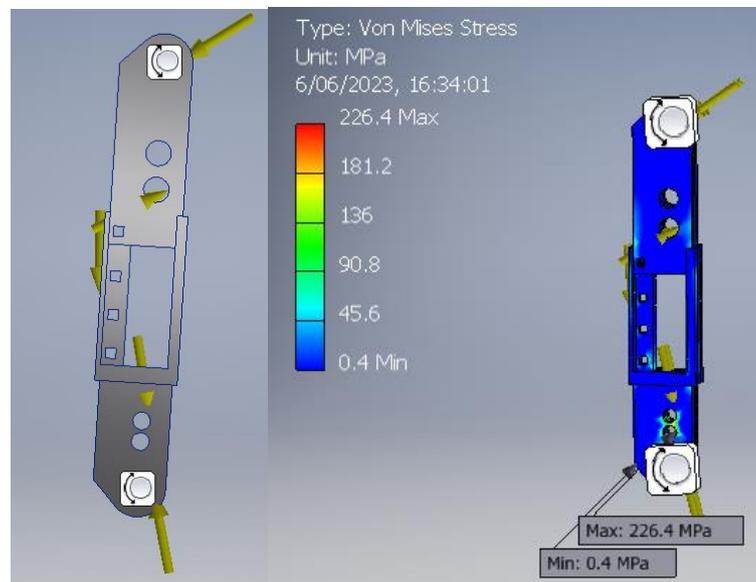


Figura 4.34 Análisis Estructural en Inventor, resumen de resultados

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	135164 mm ³	
Masa	0,364943 kg	
Estrés de Von Mises	0,434567 MPa	226,389 MPa
1er Estrés Principal	-71,9052 MPa	247,37 MPa
3º Estrés Principal	-240,554 MPa	28,9844 MPa
Desplazamiento	0,0200429 mm	0,382123 mm
Factor de seguridad	1,21472 UL	15 ul
Estrés XX	-134,954 MPa	247,176 MPa
Estrés XY	-17,3829 MPa	18,4684 MPa
Estrés XZ	-102,282 MPa	116,785 MPa
Estrés YY	-72,569 MPa	79,0475 MPa
Estrés YZ	-32,8223 MPa	18,0736 MPa
Estrés ZZ	-212,288 MPa	145,386 MPa
X Desplazamiento	-0,0722814 mm	0,381137 mm
Desplazamiento Y	-0,0556551 mm	0,0549708 mm
Desplazamiento Z	-0,11404 mm	0,0754743 mm
Cepa equivalente	0,00000569153 UL	0,00297166 UL
1ª Cepa Principal	0,00000502763 UL	0,00317668 UL
3ª Cepa Principal	-0,00332546 UL	-0,00000375405 UL
Cepa XX	-0,00100011 UL	0,00317292 UL
Cepa XY	-0,000335547 UL	0,000356502 UL
Cepa XZ	-0,00197438 UL	0,00225434 UL
Cepa YY	-0,000721794 UL	0,000948118 UL
Cepa YZ	-0,00063358 UL	0,000348882 UL
Cepa ZZ	-0,00289204 UL	0,00181729 UL
Presión de contacto	0 MPa	155,95 MPa
Presión de contacto X	-37,5064 MPa	67,1383 MPa
Presión de contacto Y	-94,5747 MPa	52,3655 MPa
Presión de contacto Z	-37,3111 MPa	122,447 MPa

De la simulación del análisis estructural se observó que los valores que el desplazamiento máximo es de 0.3 mm y valor de Von Mises máximo de 226 MPa.

A continuación, se visualizarán los análisis que se realizaron sobre las demás piezas del mecanismo del exoesqueleto, inicialmente se muestra la simulación de todas las piezas del mecanismo de la cadera y su esfuerzo máximo y mínimo de Von Mises.

Figura 4.35 Análisis estructural de piezas de la cadera sometido a cargas por reacción del mecanismo

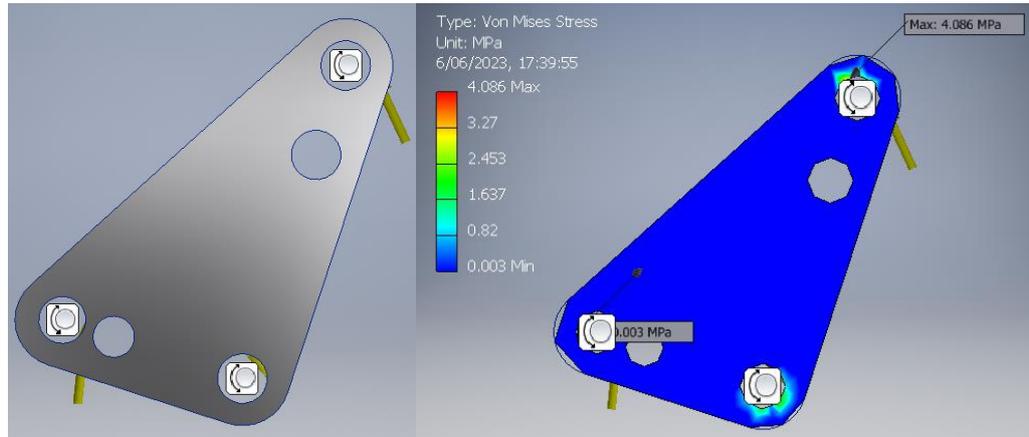
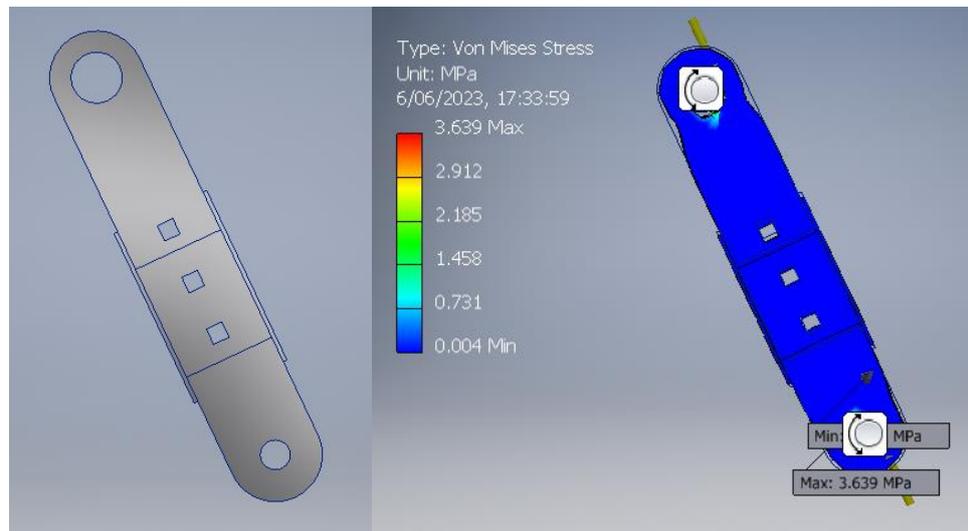


Figura 4.36 Análisis estructural de piezas accionadora de la cadera sometido a cargas por reacción del mecanismo



También la simulación de las piezas del mecanismo del muslo, esfuerzo máximo y mínimo de Von Mises, más a detalle en el Anexo 07:

Figura 4.37 Simulación de Análisis estructural de la pieza trasera del muslo

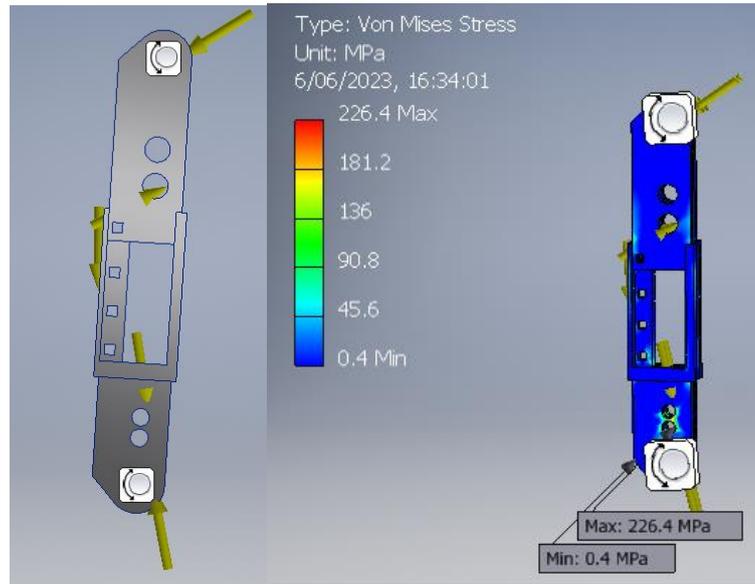


Figura 4.38 Simulación de Análisis estructural de la pieza delantera del muslo

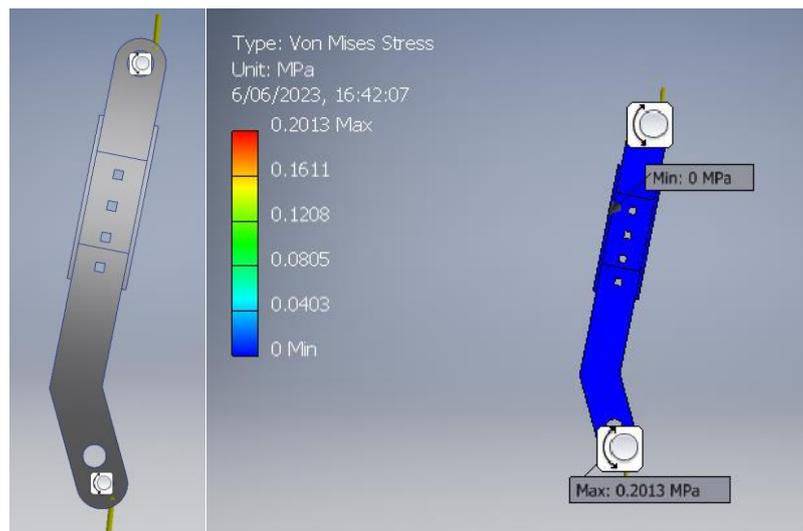
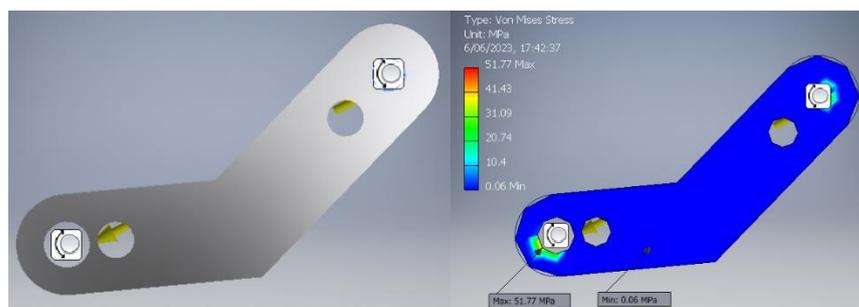


Figura 4.39 Simulación de Análisis estructural de la pieza accionadora del muslo



También la simulación de las piezas del mecanismo de la pierna, esfuerzo máximo y mínimo de Von Mises, más a detalle en el Anexo 07:

Figura 4.40 Simulación de Análisis estructural de la pieza delantera de la pierna

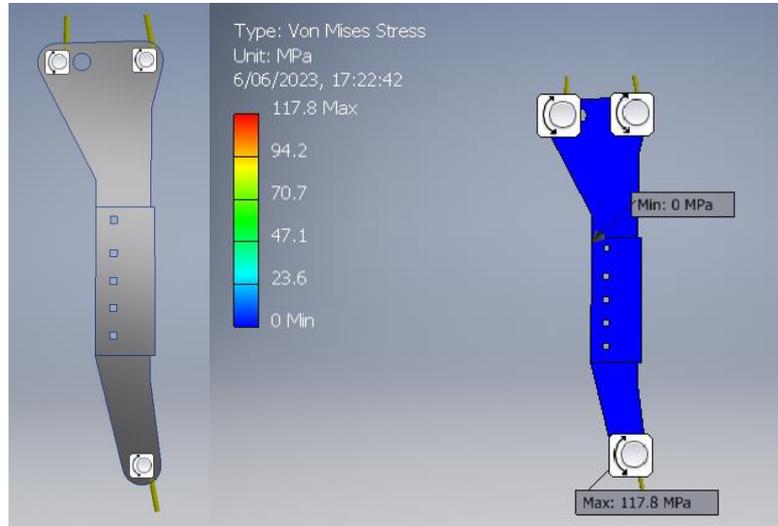
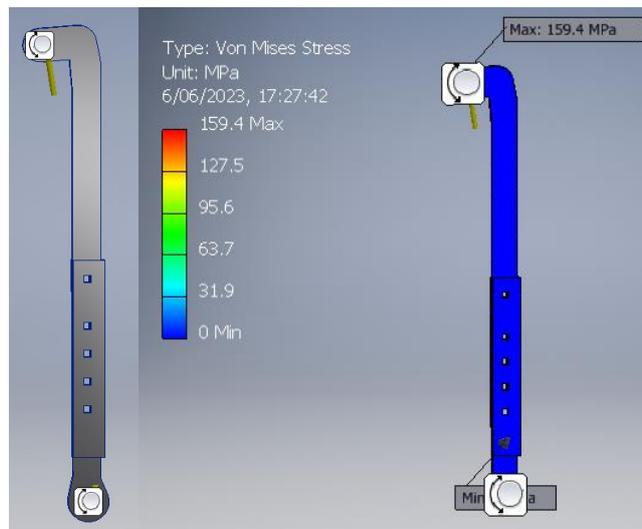
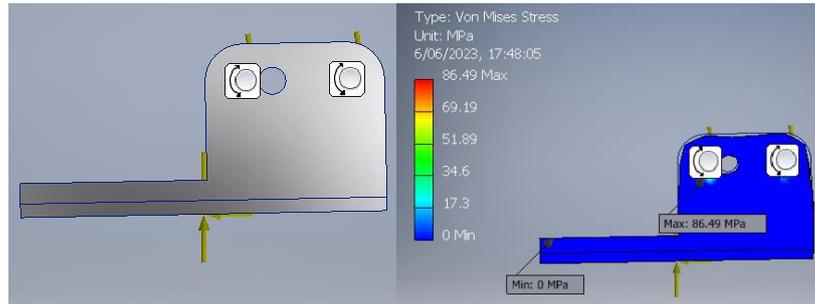


Figura 4.41 Simulación de Análisis estructural de la pieza trasera de la pierna



También la simulación de las piezas del mecanismo del pie, esfuerzo máximo y mínimo de Von Mises, más a detalle en el Anexo 07:

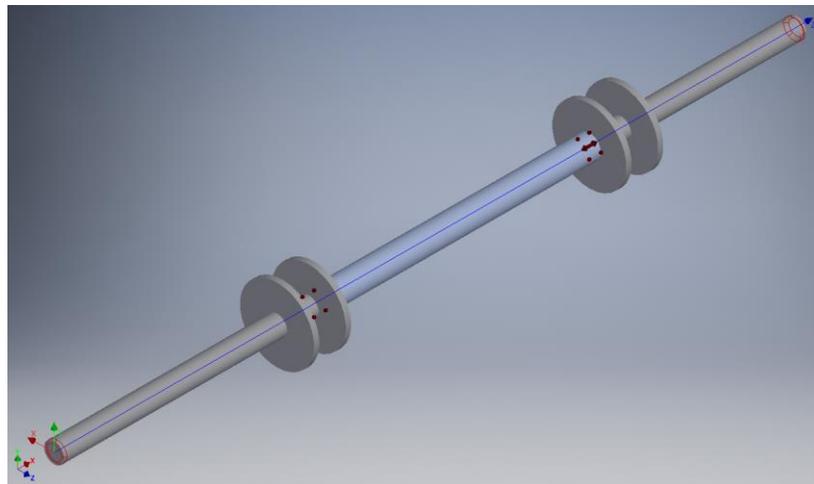
Figura 4.42 Simulación de Análisis estructural de la pieza del pie



EJE DE TRANSMISIÓN

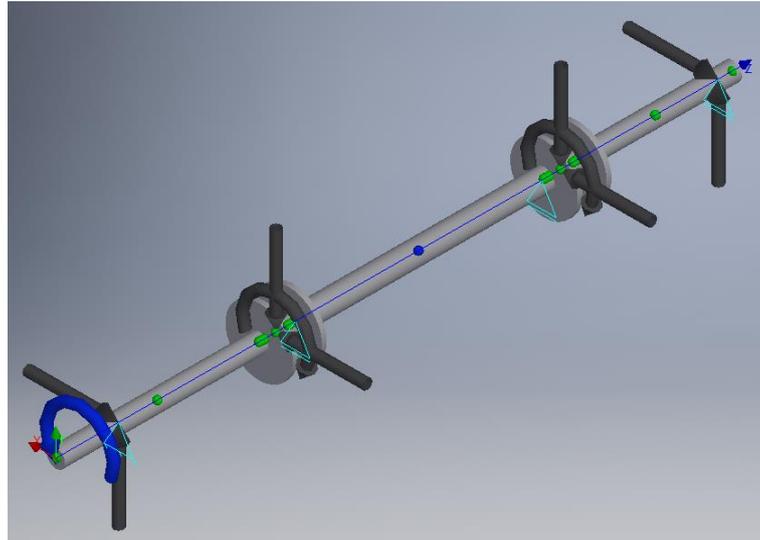
El eje de transmisión responsable de transmitir el movimiento rotatorio como eje motriz del mecanismo, además de transmitir el torque que es alimentado por el motor eléctrico mediante un sistema de transmisión por poleas, el análisis estructural se realizó mediante el Software Inventor, sometido a todas las fuerzas, momentos flectores y torsor respectivos como se observa a continuación.

Figura 4.43 Simulación en Inventor del eje principal



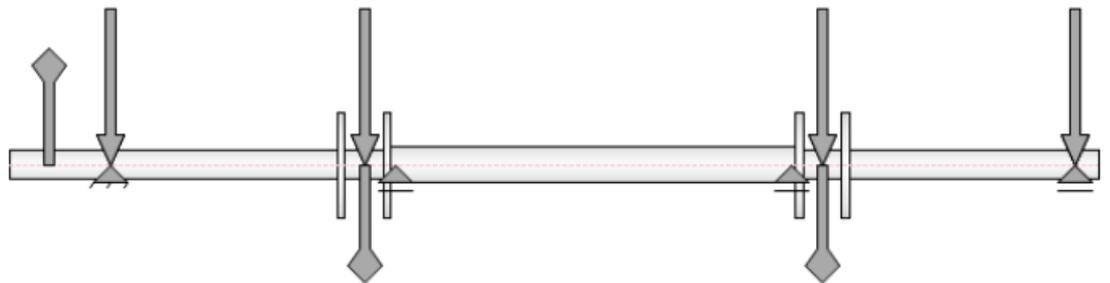
Se realizó el análisis estructural, para el eje motriz mediante una estimación previa de cargas sobre el eje, al igual que la orientación de estas, de esta manera se realizó la simulación graficando el eje con todas las cargas que interactúan sobre esta, para el cálculo se estimó un diámetro de acuerdo a fichas técnicas del material SAE 1045 para Barras Redondas Lisas, de esta manera la simulación mostro las gráficas de momentos y cargas a lo largo del eje como se muestra a continuación:

Figura 4.44 Análisis estructural en Inventor



Además de las cargas y momentos torsor sobre el eje, también se fijaron los soportes a lo largo del eje establecidos por la estructura que soporta el eje mediante rodamientos, al igual que las placas metálicas que van ubicadas en la parte interna del exoesqueleto, de esta manera la simulación se realizó como se muestra a continuación:

Figura 4.45 Representación gráfica de cargas y soportes en Inventor



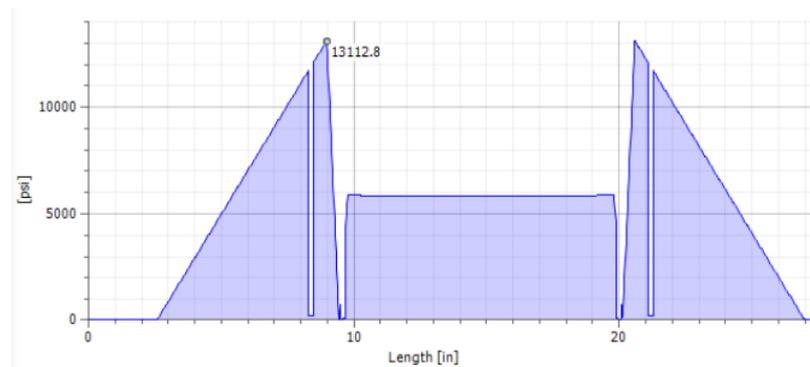
Para esto se muestran los resultados del Analisis Estructural realizado mediante el software Inventor del eje principal, responsable de la transmision hacia mecanismos de ambas piernas, ademas del esfuerzo total resultante y las respectivas graficas de momentos:

Figura 4.46 Resultados del Análisis estructural en Inventor

Largura	L	27.598 pulgadas
Masa	Masa	5.118 lbmasa
Tensión de flexión máxima	σ_B	13112.845 psi
Esfuerzo cortante máximo	τ_S	2639.536 psi
Tensión torsional máxima	τ	19169.480 psi
Tensión máxima	σ_T	0.000 psi
Estrés máximo reducido	σ_{rojo}	35699.405 psi
Deflexión máxima	$f_{m\acute{a}x.}$	5736.654 micromin
Ángulo de torsión	φ	2,87 grados

A continuacion el diagrama del momento flector del eje, con una tensión de flexión maxima de 13.1 Kpsi:

Figura 4.47 Tensión de flexión



Asi tambien el diagrama de esfuerzo cortante, con un esfuerzo cortante maximo de 2.63 Kpsi:

Figura 4.48 Esfuerzo cortante

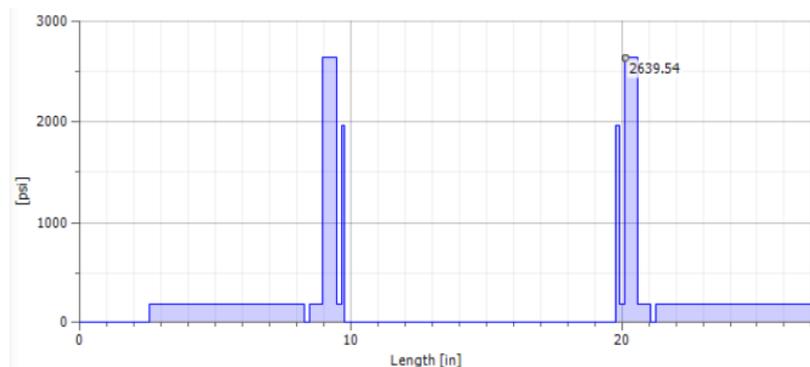
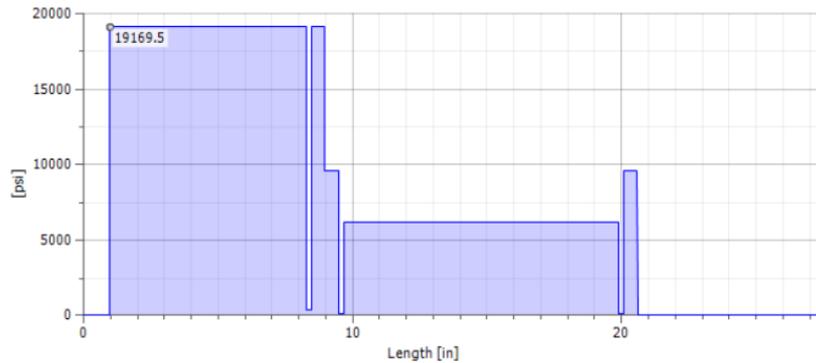


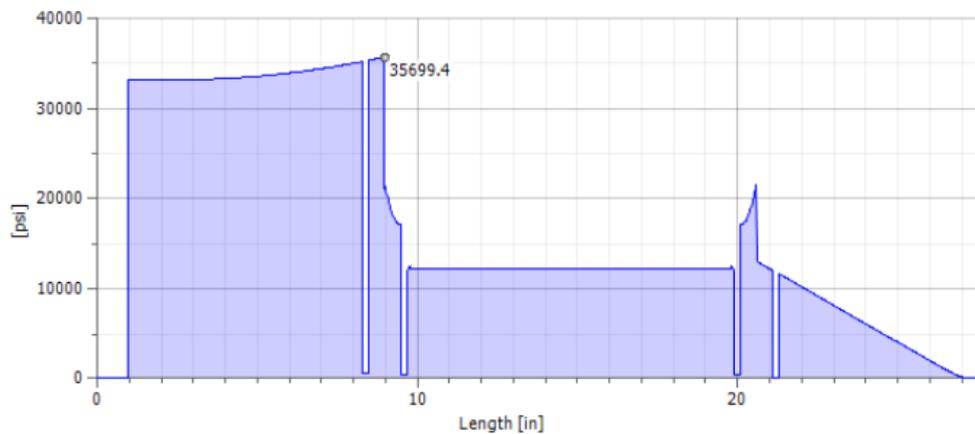
Diagrama de Estrés Torsional, estres torsional maximo de 19.1 Kpsi:

Figura 4.49 Estrés torsional



De los calculos anteriores se realizo un cuadro resumen de los momentos maximos, transformando a unidades del Sistema Internacional de MPa, esto con la finalidad de uniformizar las unidades para la selección del material:

Figura 4.50 Esfuerzo Total



Resumen de las parameros del software inventor en MPa:

Tabla 4.10 Resultados de análisis estructural del eje

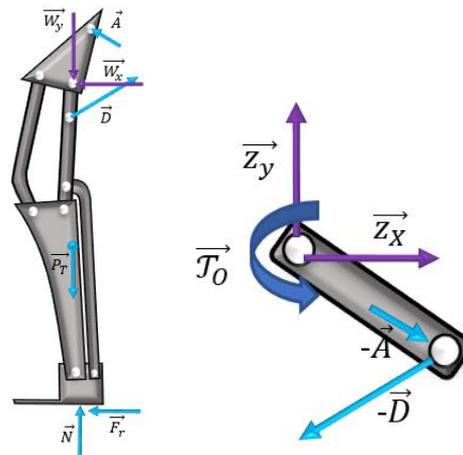
Parámetros	psi	MPa
Tensión de flexión	13112.8	90.41
Esfuerzo cortante	2639.54	18.20
Estrés torsional	19169.5	132.17
Esfuerzo Total	35699.4	246.14

El Esfuerzo Maximo sobre el eje toma un valor de 246 MPa ubicado en el lado izquierdo del mecanismo, esto por el momento que genera el sistema de transmision del exoesqueleto.

- Análisis de la estructura del exoesqueleto

Del calculo de las cargas del mecanismo en la fase inicial del balanceo, se obtuvieron las reacciones de la estructura sobre el mecanismo, las cuales son de igual modulo y direccion opuesta, de igual manera para la manibela se calcularon las cargas de reaccion las cuales son:

Figura 4.51 Mecanismo de Manivela y extremidades



Las cargas que se ejercen sobre la estructura con modulo opuesto, las cuales se calcularon previamente, son los siguientes:

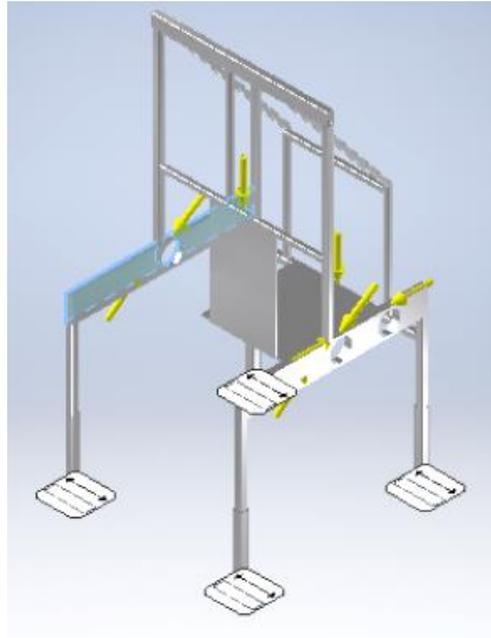
$$Z_x = 4.63 \text{ KN} \wedge Z_y = 3.03 \text{ KN} \dots\dots\dots (4.39)$$

$$W_x = -4.04 \text{ KN} \wedge W_y = -3.17 \text{ KN} \dots\dots\dots (4.31)$$

- Simulación de la estructura de soporte

Se realizo la simulacion de estas cargas sobre la estructura, se modelo con perfiles de Aluminio 6061 mediante el software Inventor, para su respectivo analisis estructural como se muestra en la siguiente figura.

Figura 4.52 Simulación de estructura mediante software Inventor



De la simulación se realizó el análisis estructural en Inventor para obtener los valores máximos de Von Mises, además de los diferentes resultados que se resumen a continuación, junto al análisis estructural:

Figura 4.53 Análisis Estructural de la estructura en Inventor

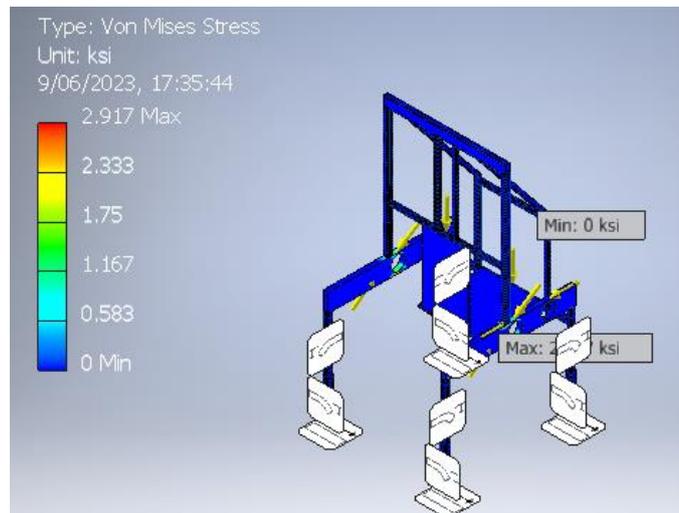


Tabla 4.11 Resumen de resultados en Inventor

☐ **Resumen de resultados**

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	366.453 in ³	
Masa	35,7452 lbmasa	
Estrés de Von Mises	0 ksi	2,91671 ksi
1er Estrés Principal	-0,477244 ksi	2,86488 ksi
3º Estrés Principal	-2,11586 ksi	0,385662 ksi
Desplazamiento	0 pulgadas	0,0170687 pulgadas
Factor de seguridad	13,6748 UL	15 ul
Estrés XX	-1,83956 ksi	1,60722 ksi
Estrés XY	-0,589937 ksi	0,458839 ksi
Estrés XZ	-0,863466 ksi	0,768837 ksi
Estrés YY	-0,940707 ksi	1,01325 ksi
Estrés YZ	-0,788117 ksi	0,595678 ksi
Estrés ZZ	-1,86634 ksi	2,83616 ksi
X Desplazamiento	-0.00184766 in	0,00179871 pulgadas
Desplazamiento Y	-0.0170552 in	0,000153803 pulgadas
Desplazamiento Z	-0.000476047 in	0,00265907 pulgadas
Cepa equivalente	0 ul	0,000262744 UL
1ª Cepa Principal	-0.000000379513 ul	0,000287837 UL
3ª Cepa Principal	-0.000191566 ul	0,000000287387 UL
Cepa XX	-0.000159157 ul	0,000138465 UL
Cepa XY	-0.0000785158 ul	0,0000610677 UL
Cepa XZ	-0.00011492 ul	0,000102326 UL
Cepa YY	-0.000126321 ul	0,0000869534 UL
Cepa YZ	-0.000104892 ul	0,0000792798 UL
Cepa ZZ	-0.000182808 ul	0,000284014 UL
Presión de contacto	0 ksi	12,7155 ksi
Presión de contacto X	-7,0216 ksi	7,01848 ksi
Presión de contacto Y	-5,34418 ksi	4,94775 ksi
Presión de contacto Z	-11,5358 ksi	11,6056 ksi

De la simulacion se obtuvo el valor maximo de Von mises, tambien la masa y volumen de la estructura:

Tabla 4.12 Resultados en unidades del SI

De la estructura	Del cuadro	Unidades del SI
Estrés de Von Mises Max	2.91ksi	20 MPa
Masa	35.7 lbmasa	16.2 Kg
Volumen	360 <i>pulg</i> ³	6*10 ⁻³ m3

Etapa 3: Selección de componentes

Diseño detallado / Solución principal

- Seleccionar materiales para la estructura de soporte.

En la tabla posterior se muestran materiales comúnmente empleados en los diferentes componentes de exoesqueletos de rehabilitación, dado que estos cumplen con las características que las normas para este tipo de dispositivos exigen.

Tabla 4.13 Materiales comúnmente empleados en exoesqueletos de rehabilitación

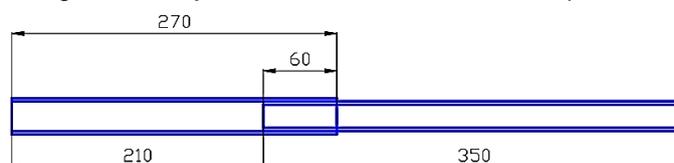
Material	Propiedades
Fibra de carbono	Alta resistencia y rigidez, peso ligero, excelente resistencia a la fatiga.
Aluminio 6061 y 7075	Alta resistencia a la tracción, rigidez, peso ligero, buena resistencia a la corrosión.
Acero inoxidable 304	Buena resistencia a la corrosión, alta resistencia a la tracción, dureza moderada, no magnético.
Titanio Ti-6Al-4V	Alta resistencia a la tracción, peso ligero, resistencia a la corrosión, excelente resistencia a la fatiga.
Acero al carbono 4340	Alta resistencia a la tracción, alta resistencia a la fatiga, dureza moderada, buena resistencia a la corrosión.

Para la estructura de soporte se tuvo pensado el aluminio, por lo que se seleccionó el aluminio 6061 debido a la facilidad para encontrarlo en el mercado peruano y su peso ligero en comparación a los otros.

- Componentes de la estructura de soporte.

Como los ejes de la cadera deben conectarse con la estructura, se debe graduar la estructura desde la base, por lo que se planteó el siguiente modelo telescópico para graduar la altura de la cadera en 20 cm.

Figura 4.54 Eje de la cadera, modelo telescópico



SELECCIÓN DE COMPONENTES DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN DE POTENCIA

Para la selección de los componentes del sistema de transmisión, se exponen las siguientes condiciones preliminares que se tomaron en cuenta:

- Torque del mecanismo $T = 178.28 Nm$
- Eje conducido (eje del mecanismo): $n_1 = 0.25 \frac{rev}{s} = 15 rpm$
- Eje motriz estimado: $n_2 = 0.92 \frac{rev}{s} = 5.5 rpm$

SELECCIÓN DE MOTOR ELÉCTRICO

Dado los bajos valores de Torque y velocidades angulares, se optó por el uso de Motorreductores por la facilidad de obtener valores próximos a los requeridos sin necesidad de dispositivos adicionales.

De esta manera la selección del motor se realizó mediante el soporte del catálogo "Motorreductores MOTOX Catalogo D87.1.2008" del Anexo 08

De acuerdo a la guía de selección del catálogo, se inició la selección definiendo el tipo de reductor mediante los pasos

1. Selección del tipo de reductor según la potencia y la velocidad de salida.
2. Selección del tipo de reductor según el par máximo, el rango de reducciones y el tamaño.

De los pasos anteriores tomando en cuenta la disposición de los ejes motriz y conducido paralelos se seleccionó:

- Motorreductor de ejes coaxiales D/Z

Como referencia para determinar el tipo de reductor, se usó la potencia mediante el cálculo del torque y velocidad angular, así se tuvo $P2 = 0.0164 KW$ para $n_2 = 0.092 \frac{rev}{s} = 5.5 rpm$, así mediante las gráficas:

Tabla 4.14 Tabla para determinar el tipo de reductor según la potencia y la velocidad de salida

Determinación del tipo de reductor según la potencia y la velocidad de salida									
Potencia P_{Motor} kW (50 Hz)	Velocidad de salida n_2 (50 Hz) 1 / min		Par T_2 Nm		Índice de reducción i_{tot}			Información detallada en la página	
Motorreductores de ejes coaxiales E, D y Z									
0,09	3,00	6,6	285	130,0	208,77	133,57	2/8		
0,12	0,05	302,0	16 373	...	3,8	28 260,00	4,47	2/8 ... 2/11	
0,18	0,05	377,0	24 136	...	4,6	24 996,00	3,58	2/11 ... 2/15	
0,25	0,08	486,0	23 171	...	5,1	16 361,00	3,33	2/15 ... 2/19	
0,37	0,12	383,0	24 391	...	9,2	11 066,00	3,58	2/19 ... 2/22	
0,55	0,20	415,0	23 539	...	13,0	7 008,00	3,31	2/23 ... 2/26	
0,75	0,27	558,0	23 419	...	13,0	5 107,00	2,50	2/26 ... 2/30	
1,1	0,40	890,0	24 043	...	12,0	3 580,00	1,59	2/30 ... 2/35	
1,5	0,64	934,0	24 512	...	15,0	2 666,00	1,52	2/35 ... 2/39	
2,2	0,84	934,0	22 829	...	22,0	1 682,00	1,52	2/39 ... 2/43	
3	1,10	934,0	23 331	...	31,0	1 255,00	1,52	2/44 ... 2/48	
4	1,60	1 021,0	21 939	...	37,0	896,00	1,41	2/48 ... 2/52	
5,5	2,00	1 032,0	24 909	...	51,0	746,00	1,41	2/52 ... 2/56	
7,5	2,70	1 032,0	24 896	...	69,0	546,00	1,41	2/56 ... 2/60	
9,2	5,00	1 032,0	17 465	...	85,0	289,23	1,41	2/60 ... 2/64	
11	4,40	1 035,0	24 093	...	101,0	243,82	1,41	2/64 ... 2/68	
15	6,00	1 074,0	23 923	...	133,0	243,82	1,36	2/68 ... 2/71	
18,5	7,10	1 081,0	24 799	...	163,0	206,34	1,36	2/71 ... 2/74	
22	9,60	1 081,0	21 885	...	194,0	153,12	1,36	2/75 ... 2/78	
30	12,10	1 081,0	23 713	...	265,0	121,67	1,36	2/78 ... 2/80	
37	14,70	1 088,0	24 104	...	325,0	100,96	1,36	2/80 ... 2/83	
45	18,30	1 088,0	23 453	...	395,0	80,77	1,36	2/83 ... 2/85	
55	21,00	905,0	24 551	...	580,0	69,41	1,64	2/85 ... 2/87	
75	35,00	512,0	20 716	...	1 399,0	42,95	2,90	2/87 ... 2/88	
90	35,00	512,0	24 859	...	1 678,0	42,95	2,90	2/88 ... 2/89	
110	88,00	179,0	11 927	...	5 871,0	16,86	8,30	2/89	
132	88,00	179,0	14 312	...	7 046,0	16,86	8,30	2/89 ... 2/90	
160	88,00	179,0	17 348	...	8 540,0	16,86	8,30	2/90	
200	88,00	179,0	21 685	...	10 675,0	16,86	8,30	2/90	

Fuente: CATÁLOGO MOTORREDUCTORES MOTOX-2008

Del siguiente cuadro se seleccionó el tipo de reductor para el par máximo que se encuentre sobre el requerido por el diseño de $T = 178.28 Nm$, así se tuvo:

Tabla 4.15 Tabla para determinar el tipo de reductor según la potencia y la velocidad de salida

Determinación del tipo de reductor según el par máximo, el rango de reducciones y el tamaño				
Par máx. del reductor Nm	Tipo de reductor	Referencia	Rango de reducciones	Información detallada en la página
Reductores de ejes coaxiales E				
82	E38	2KJ1001	1,59 ... 9,33	2/91
170	E48	2KJ1002	1,52 ... 11,30	2/91
250	E68	2KJ1003	1,41 ... 12,40	2/92
450	E88	2KJ1004	1,71 ... 10,33	2/92
745	E108	2KJ1005	1,81 ... 5,46	2/93
1 000	E128	2KJ1006	1,36 ... 10,14	2/93
1 550	E148	2KJ1007	1,64 ... 13,67	2/93
Reductores de ejes coaxiales Z				
90	Z18	2KJ1100	3,58 ... 43,15	2/94
140	Z28	2KJ1101	3,33 ... 51,35	2/95
220	Z38	2KJ1102	4,77 ... 44,12	2/97
450	Z48	2KJ1103	4,28 ... 51,28	2/99
800	Z68	2KJ1104	3,49 ... 48,09	2/101
1 680	Z88	2KJ1105	3,11 ... 50,73	2/103
3 100	Z108	2KJ1106	3,42 ... 59,05	2/106
5 100	Z128	2KJ1107	3,07 ... 44,19	2/109
8 000	Z148	2KJ1108	4,44 ... 57,50	2/111
14 000	Z168	2KJ1110	4,46 ... 46,61	2/113
20 000	Z188	2KJ1111	8,30 ... 52,35	2/115
220	Z38 - Z28	2KJ1112	207,00 ... 1 258,00	2/96
220	Z38 - D28	2KJ1113	1 343,00 ... 5 905,00	2/96
Reductores de ejes coaxiales D				
90	D18	2KJ1200	32,26 ... 200,36	2/94
140	D28	2KJ1201	48,38 ... 241,05	2/95
220	D38	2KJ1202	30,74 ... 191,75	2/97
450	D48	2KJ1203	35,59 ... 208,77	2/99
800	D68	2KJ1204	37,80 ... 281,01	2/101

Fuente: CATÁLOGO MOTORREDUCTORES MOTOX-2008

De los cuadros anteriores y los datos de diseño se seleccionó:

- Par máx. del reductor $T = 220 > 178.28 Nm$, para tipo de reductor E68, Z38, D38.

De estos modelos probables se verifico en los modelos con las características precisas y se observó lo siguiente:

Tabla 4.16 Selección de motorreductor coaxial

Motorreductores								
Motorreductores de ejes coaxiales								
Motorreductores de hasta 200 kW								
Datos para selección y pedidos								
En las tablas de selección se representan las variantes y combinaciones más frecuentes. Se pueden seleccionar otras combinaciones mediante el Configurador MOTOX o solicitar por encargo.				Con los índices de reducción disponibles, ellos permiten cubrir la mayor parte de las velocidades de salida.				
En caso de misma potencia y velocidad de salida, en las tablas de selección damos preferencia a los motorreductores de 4 polos.				Por su gran demanda, los motorreductores de 4 polos disfrutan de un plazo de entrega particularmente corto y bajo coste. Además, presentan una atractiva relación tamaño/potencia.				
Potencia P_{motor} kW	Velocidad de salida		Par de salida T_2 Nm	Factor de servicio f_s	Índice de reducción i_{tot}	Referencia	Código (n.º polos)	Peso ¹⁾ kg
0,09 (50 Hz) 0,11 (60 Hz)	D.48-LA71M8							
	3,0	3,6	285	1,6	208,77 ★	2KJ1203 - ■CE13 - ■■S1	P02	27
	3,4	4,1	253	1,8	185,66	2KJ1203 - ■CE13 - ■■R1	P02	27
	3,9	4,7	220	2,0	161,05 ★	2KJ1203 - ■CE13 - ■■Q1	P02	27
	D.38-LA71M8							
	3,3	4,0	262	0,84	191,75 ★	2KJ1202 - ■CE13 - ■■S1	P02	18
	3,7	4,4	232	0,95	170,24	2KJ1202 - ■CE13 - ■■R1	P02	18
	4,2	5,0	204	1,10	149,26 ★	2KJ1202 - ■CE13 - ■■Q1	P02	18
	D.38-LA71B6							
	4,6	5,5	186	1,2	191,75 ★	2KJ1202 - ■CB13 - ■■S1	P01	18
	5,2	6,2	165	1,3	170,24	2KJ1202 - ■CB13 - ■■R1	P01	18
	5,9	7,1	145	1,5	149,26 ★	2KJ1202 - ■CB13 - ■■Q1	P01	18
	6,6	7,9	130	1,7	133,57	2KJ1202 - ■CB13 - ■■P1	P01	18

Fuente: CATÁLOGO MOTORREDUCTORES MOTOX-2008

El Motorreductor que cumplió con los parámetros especificados para el diseño del mecanismo y por lo tanto el que se seleccionó:

- Potencia $P_{motor} = 0.11$ KW
- Velocidad de salida $n_2(60\text{ Hz}) = 5.5\text{ min}^{-1}$
- Par de salida $T_2 = 186\text{ Nm}$
- Motorreductor MOTOX 2KJ1202 – CB13 – S1

SELECCIÓN DE VARIADOR DE VELOCIDAD

Teniendo en cuenta la selección del Motorreductor MOTOX de alimentación trifásica, para una alimentación monofásica que permita su uso en instalaciones domésticas, se observó que para valores de potencia por debajo de 2.2 KW existen en el mercado Variadores de Frecuencia que permiten a motores trifásicos ser usados mediante una alimentación monofásica de 220 V, además de poder realizar el control del motor

mediante funciones de encendido, cambio de giro y variación de la velocidad. El variador de velocidad seleccionado para esta función es:

- Variador de Frecuencia MITSUBISHI E700

De acuerdo al manual de Variadores de Frecuencia MITSUBISHI E700 se seleccionó el modelo que cumple con los parámetros de acuerdo a la potencia del motor seleccionado de $P_{motor} = 0.11 \text{ KW}$, del siguiente cuadro se seleccionó:

Tabla 4.17 Lista de modelos de variador de frecuencia modelo E700

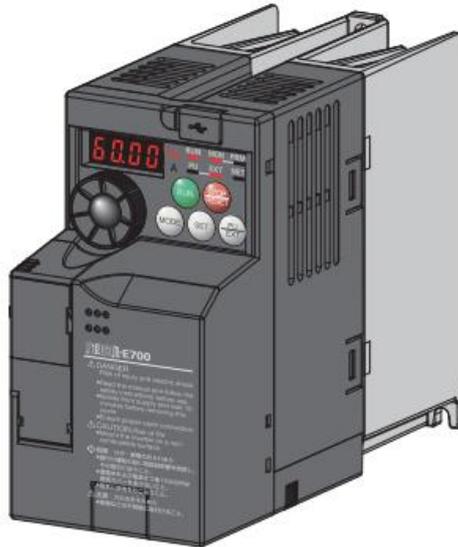
	Applicable Inverter Model	Motor Output (kW)	Moulded Case Circuit Breaker (MCCB) *1 or Earth Leakage Circuit Breaker (ELB) *2		Magnetic Contactor (MC) *3		Reactor	
			Reactor connection		Reactor connection		FR-HAL	FR-HEL
			without	with	without	with		
Three-Phase 200V	FR-E720-0.1KNC	0.1	5A	5A	S-N10	S-N10	0.4K *4	0.4K *4
	FR-E720-0.2KNC	0.2	5A	5A	S-N10	S-N10	0.4K *4	0.4K *4
	FR-E720-0.4KNC	0.4	5A	5A	S-N10	S-N10	0.4K	0.4K
	FR-E720-0.75KNC	0.75	10A	10A	S-N10	S-N10	0.75K	0.75K
	FR-E720-1.5KNC	1.5	15A	15A	S-N10	S-N10	1.5K	1.5K
	FR-E720-2.2KNC	2.2	20A	15A	S-N10	S-N10	2.2K	2.2K
	FR-E720-3.7KNC	3.7	30A	30A	S-N20, S-N21	S-N10	3.7K	3.7K
	FR-E720-5.5KNC	5.5	50A	40A	S-N25	S-N20, S-N21	5.5K	5.5K
	FR-E720-7.5KNC	7.5	60A	50A	S-N25	S-N25	7.5K	7.5K
	FR-E720-11KNC	11	75A	75A	S-N35	S-N35	11K	11K
FR-E720-15KNC	15	125A	100A	S-N50	S-N50	15K	15K	
Three-Phase 400V	FR-E740-0.4KNC	0.4	5A	5A	S-N10	S-N10	H0.4K	H0.4K
	FR-E740-0.75KNC	0.75	5A	5A	S-N10	S-N10	H0.75K	H0.75K
	FR-E740-1.5KNC	1.5	10A	10A	S-N10	S-N10	H1.5K	H1.5K
	FR-E740-2.2KNC	2.2	15A	10A	S-N10	S-N10	H2.2K	H2.2K
	FR-E740-3.7KNC	3.7	20A	15A	S-N10	S-N10	H3.7K	H3.7K
	FR-E740-5.5KNC	5.5	30A	20A	S-N20, S-N21	S-N11, S-N12	H5.5K	H5.5K
	FR-E740-7.5KNC	7.5	30A	30A	S-N20, S-N21	S-N20, S-N21	H7.5K	H7.5K
	FR-E740-11KNC	11	50A	40A	S-N20, S-N21	S-N20, S-N21	H11K	H11K
FR-E740-15KNC	15	60A	50A	S-N25	S-N20, S-N21	H15K	H15K	
Single-Phase 200V	FR-E720S-0.1KNC	0.1	5A	5A	S-N10	S-N10	0.4K *4	0.4K *4
	FR-E720S-0.2KNC	0.2	5A	5A	S-N10	S-N10	0.4K *4	0.4K *4
	FR-E720S-0.4KNC	0.4	10A	10A	S-N10	S-N10	0.75K *4	0.75K *4
	FR-E720S-0.75KNC	0.75	15A	10A	S-N10	S-N10	1.5K *4	1.5K *4
	FR-E720S-1.5KNC	1.5	20A	20A	S-N10	S-N10	2.2K *4	2.2K *4
FR-E720S-2.2KNC	2.2	40A	30A	S-N20, S-N21	S-N10	3.7K *4	3.7K *4	

Fuente: MANUAL DE INSTRUCCIONES MITSUBISHI ELECTRIC-2017

De la Primera columna, se empezó la selección dentro del grupo de “Single-Phase 200V” que hace referencia a la alimentación monofásica 220V, dentro de este grupo la potencia inmediata inferior a la requerida se observó que es de $P_{MotorOutput} = 0.1 \text{ kw}$ de acuerdo al cuadro:

- Modelo FR-E720S-0.1KNC

Figura 4.55 Variador de Frecuencia FR-E720S-0.1KNC



Fuente: MANUAL DE INSTRUCCIONES MITSUBISHI ELECTRIC-2017

SELECCIÓN DE RODAMIENTOS

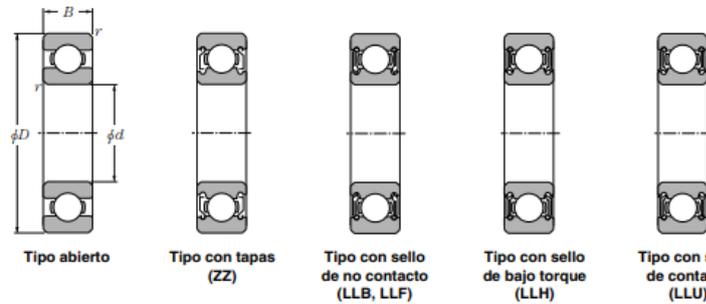
Para la aplicación en el eje del exoesqueleto, se optó por rodamientos rígido de bolas. Selección de acuerdo a la fuerza radial máxima, resultante de las fuerzas reacción originadas por el mecanismo en el plano sagital.

- $Z = 5.53 \text{ KN}$

El diámetro seleccionado es de $D_{eje} = 1 \frac{1}{4}''$ por lo cual $D_{eje} < \phi d_{rodamiento}$, para velocidades angulares muy pequeñas:

Tabla 4.18 Rodamiento rígido de bolas

● Rodamientos Rígidos de Bolas



d 20 ~ 35mm

d	Dimensiones principales				Capacidades básicas de carga				Factor	Velocidades límites				Números de rodamientos				
	mm				kN		kgf			f_p	r.p.m.		r.p.m.		tipo abierto	con tapas	con sello de no contacto	con sello de bajo torque
	D	B	$r_{1min}^{(1)}$	$r_{2min}^{(1)}$	C_r	C_{or}	C_r	C_{or}	grasa tipo abierto		aceite tipo abierto	Z	LLB	LLH				
20	72	19	1.1	—	28.5	13.9	2 900	1 420	11.4	12 000	14 000	—	—	6404	—	—	—	—
22	44	12	0.6	0.5	9.40	5.05	955	515	13.9	17 000	20 000	13 000	10 000	60/22	ZZ	LLB	LLH	LLU
	50	14	1	0.5	12.9	6.80	1 320	690	13.5	14 000	17 000	12 000	9 700	62/22	ZZ	LLB	LLH	LLU
	56	16	1.1	0.5	18.4	9.25	1 880	945	12.4	13 000	15 000	11 000	9 200	63/22	ZZ	LLB	LLH	LLU
25	32	4	0.2	—	1.10	0.840	112	86	15.8	4 000	4 600	—	—	6705	—	LLF	—	—
	37	7	0.3	0.3	4.30	2.95	435	300	16.1	18 000	21 000	—	10 000	6805	ZZ	LLB	—	LLU
	42	9	0.3	0.3	7.05	4.55	715	460	15.4	16 000	19 000	—	9 800	6905	ZZ	LLB	—	LLU
	47	8	0.3	—	8.35	5.10	855	520	15.1	15 000	18 000	—	—	16005	—	—	—	—
	47	12	0.6	0.5	10.1	5.85	1 030	595	14.5	15 000	18 000	11 000	9 400	6005	ZZ	LLB	LLH	LLU
	52	15	1	0.5	14.0	7.85	1 430	800	13.9	13 000	15 000	11 000	8 900	6205	ZZ	LLB	LLH	LLU
	62	17	1.1	0.5	21.2	10.9	2 160	1 110	12.6	12 000	14 000	9 700	8 100	6305	ZZ	LLB	LLH	LLU
80	21	1.5	—	34.5	17.5	3 550	1 780	11.6	10 000	12 000	—	—	6405	—	—	—	—	
28	52	12	0.6	0.5	12.5	7.40	1 270	755	14.5	14 000	16 000	10 000	8 400	60/28	ZZ	LLB	LLH	LLU
	58	16	1	0.5	17.9	9.75	1 830	995	13.4	12 000	14 000	9 700	8 100	62/28	ZZ	LLB	LLH	LLU
	68	18	1.1	0.5	26.7	14.0	2 730	1 430	12.4	11 000	13 000	8 900	7 400	63/28	ZZ	LLB	LLH	LLU
30	37	4	0.2	—	1.14	0.950	117	97	15.7	3 300	3 800	—	—	6706	—	LLF	—	—
	42	7	0.3	0.3	4.70	3.65	480	370	16.5	15 000	18 000	—	8 800	6806	ZZ	LLB	—	LLU
	47	9	0.3	0.3	7.25	5.00	740	510	15.8	14 000	17 000	—	8 400	6906	ZZ	LLB	—	LLU
	55	9	0.3	—	11.2	7.35	1 150	750	15.2	13 000	15 000	—	—	16006	—	—	—	—
	55	13	1	0.5	13.2	8.3	1 350	845	14.8	13 000	15 000	9 200	7 700	6006	ZZ	LLB	LLH	LLU
	62	16	1	0.5	19.5	11.3	1 980	1 150	13.8	11 000	13 000	8 800	7 300	6206	ZZ	LLB	LLH	LLU
	72	19	1.1	0.5	26.7	15.0	2 720	1 530	13.3	10 000	12 000	7 900	6 600	6306	ZZ	LLB	LLH	LLU
90	23	1.5	—	43.5	23.9	4 400	2 440	12.3	8 800	10 000	—	—	6406	—	—	—	—	

Fuente: MANUAL NTN RODAMIENTOS DE BOLAS Y RODILLOS-2017

Se selecciono el rodamiento Rígido de Bolas de marca NTN de:

- $\phi d = 30 \text{ mm}$
- $\phi D = 55 \text{ mm}$
- $B = 9 \text{ mm}$

SELECCIÓN DE PERNOS DE ACERO INOXIDABLE ASTM B8 / 304

Para la selección de los pernos se realizó el cálculo de los esfuerzos sobre estos, mediante el área de la sección que indican el área para cada diámetro de los pernos y las cargas calculadas previamente, en el siguiente cuadro se muestra el cálculo de los esfuerzos calculados con las cargas máximas para cada sección:

Tabla 4.19 Calculo de esfuerzos en los pernos

Nodo	Diámetro (m)	Área (m ²)	Carga Max (N)	Esfuerzo (MPa)
C3	11.11	96.94	17310.9	0.178
C1, F1o	12.7	126.68	18142	0.143
Fo, Ho	15.88	198.06	17310.9	0.087
C2, B2, B0, B1	19.5	298.65	17819.6	0.06

De los cálculos sobre los pernos para el mecanismo, se obtuvo un esfuerzo máximo de 0.178 MPa, el cual fue usado de referencia para la selección de la pernería del exoesqueleto.

De la primera etapa del diseño se observó de la normativa citada la prevención de materiales inoxidables, así se seleccionó pernos de acero inoxidable, además de ser estos de valor de resistencia a la tracción admisible, de esta manera se seleccionó el material:

Figura 4.56 Perno Acero Inoxidable ASTM B8 / 304 Clase 1

Grados equivalentes de espárragos de soldadura ASTM A193 SS B8 / 304:

ESTÁNDAR	WERKSTOFF NR.	UNS	JIS	BS	GOST	AFNOR	ES
SS 304	1.4301	S30400	SUS 304	304S31	08X18H10	Z7CN18-09	X5CrNi18-10

Propiedades mecánicas de los pernos de soldadura de acero inoxidable A193 B8 / 304:

Calificación	Tamaño	Tracción ksi, min	Rendimiento, ksi, min	Elong, %, min	RA% min	HBW	HRC
B8 Clase 1	Todos	75	30	30	50	223 máx.	35 máx.

Fuente: CATÁLOGO PERNOS HEXAGONALES SEM-2018

Resistencia ampliamente por encima del esfuerzo máximo, por lo que se seleccionó este material para la pernería del mecanismo, además de las propiedades del acero inoxidable favorable para el diseño.

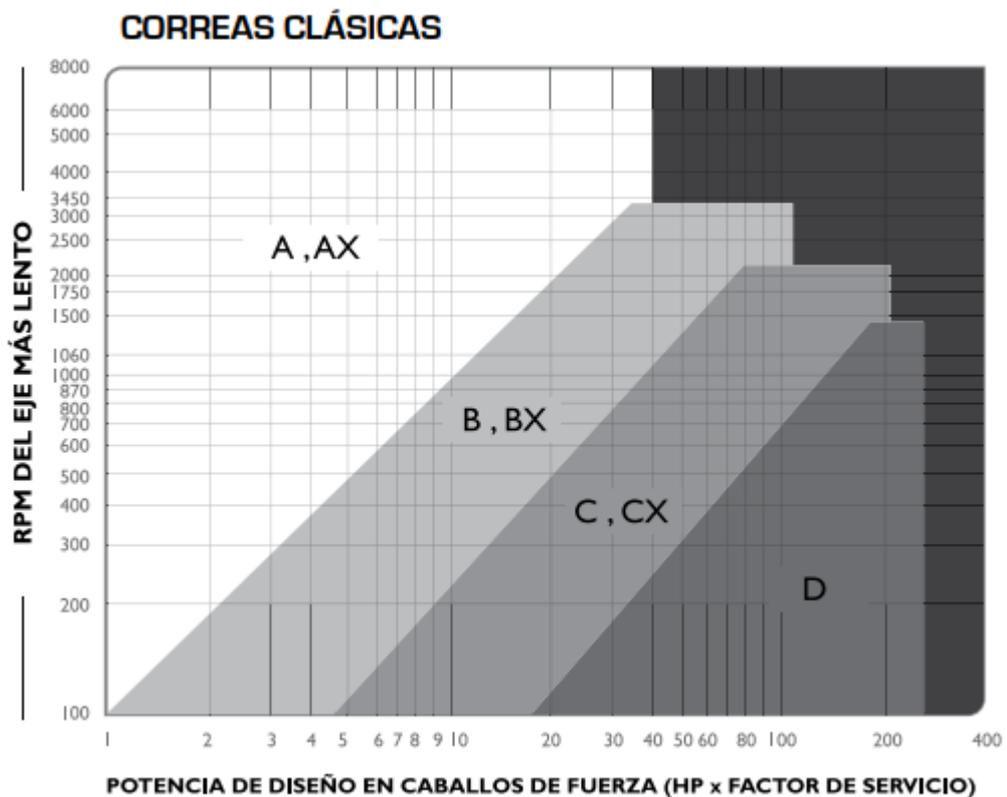
SELECCIÓN DE FAJA Y POLEAS

Dado los valores pequeños de Torque, velocidad angular y potencia, se seleccionó poleas y fajas clásicas en V, para esta selección se tomó como referencia el manual de “Poleas en V - Transmisión de potencia - Intermecc” en el Anexo 09

De esta manera se seleccionó el tipo de correa o faja de acuerdo a la siguiente grafica teniendo en cuenta:

- Potencia $P_{diseño} = P * FS = 0.11 * 1.1 = 0.121 \text{ KW}$

Figura 4.57 Cuadro de selección de correas clásicas



Fuente: CATÁLOGO POLEAS EN V INTERMECC-2018

De la gráfica se seleccionaron las Correas fajas en V clásicas “A”.

Para la selección de las poleas, se consideraron los diámetros mínimos según el siguiente cuadro:

Tabla 4.20 Diámetros mínimos de poleas

Diámetros mínimos en mm				
Caballos de fuerza (HP)	RPM de Motor			
	900	1200	1800	3600
0.50	65	-	-	-
0.75	65	65	-	-
1.00	65	65	60	-
1.50	75	65	65	60
2.00	75	65	65	65
3.00	75	75	65	65
5.00	100	75	75	65
7.50	115	100	75	75
10.00	115	115	100	75
15.00	135	115	115	100
20.00	155	135	115	115
25.00	170	155	115	115
30.00	170	170	135	-
40.00	210	170	155	-
50.00	230	210	170	-
60.00	260	230	190	-
75.00	260	260	230	-
100.00	350	350	250	-
125.00	380	350	280	-
150.00	465	350	-	-
200.00	550	-	-	-
250.00	-	-	-	-
300.00	-	-	-	-

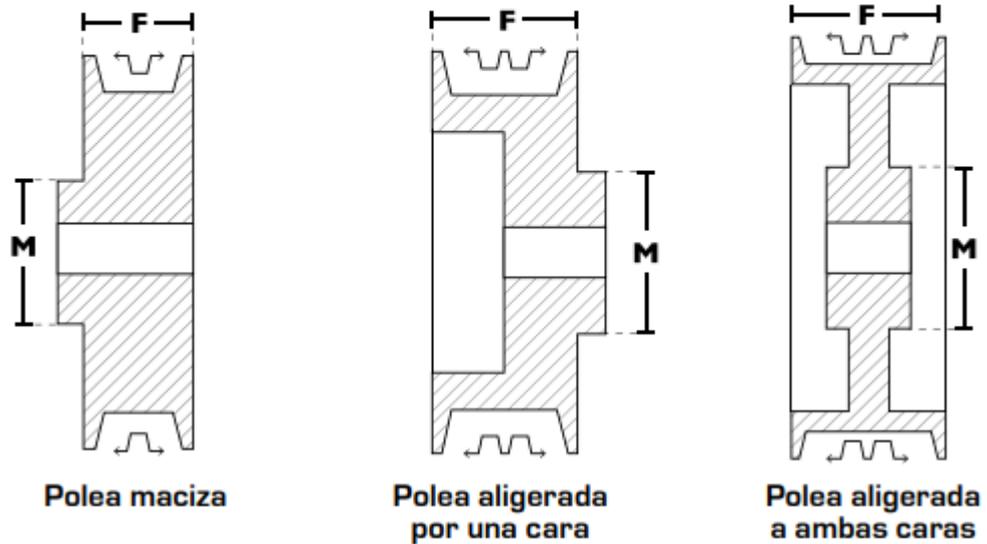
Fuente: CATÁLOGO POLEAS EN V INTERMEC-2018

Las poleas que se seleccionaron tienen un diámetro por encima del mínimo, es decir $D_{1,2} \geq 65mm$.

Adicionalmente por costo y facilidad de montaje, se seleccionaron poleas en V de montaje directo al eje.

Tabla 4. 21 Poleas en V de montaje directo al eje

POLEAS EN "V" DE MONTAJE DIRECTO AL EJE



Fuente: CATÁLOGO POLEAS EN V INTERMEC-2018

Por la baja potencia la polea seleccionada es de 1 canal, de esta manera se seleccionó los diámetros que cumplan la relación de transmisión para los ejes motriz y conducida.

Tabla 4.22 Selección de poleas en V de 1 canal

1 CANAL									
Ancho (F) = 17,5 mm									
Diámetro Exterior (D)		Referencia Polea	Ref. Buje	Hueco máximo con cuñero estándar (d)		Longitud del Buje en mm (L)	Diámetro del buje en mm (M)	Modelo	Peso sin Buje en Lb
pulg	mm			mm	pulg				
2,0	50	PQ 1-3V50	JA	25,4	1	27	50	T1	0,6
2,2	55	PQ 1-3V55	JA	25,4	1	27	50	T1	0,7
2,3	60	PQ 1-3V60	JA	25,4	1	27	50	T1	0,8
2,5	65	PQ 1-3V65	JA	25,4	1	27	50	T1	0,8
2,6	67	PQ 1-3V67	JA	25,4	1	27	50	T1	0,9
2,8	70	PQ 1-3V70	JA	25,4	1	27	50	T1	0,9
3,0	75	PQ 1-3V75	JA	25,4	1	27	50	T1	1,0
3,1	80	PQ 1-3V80	JA	25,4	1	27	50	T1	1,0
3,3	85	PQ 1-3V85	JA	25,4	1	27	50	T1	1,1
3,6	90	PQ 1-3V90	SH	34,9	1-3/8	33	70	T1	1,3
3,9	100	PQ 1-3V100	SH	34,9	1-3/8	33	70	T1	1,6
4,1	105	PQ 1-3V105	SH	34,9	1-3/8	33	70	T1	1,7
4,3	110	PQ 1-3V110	SH	34,9	1-3/8	33	70	T1	2,0
4,5	115	PQ 1-3V115	SH	34,9	1-3/8	33	70	T1	2,1
4,7	120	PQ 1-3V120	SH	34,9	1-3/8	33	70	T1	2,5
5,0	125	PQ 1-3V125	SH	34,9	1-3/8	33	70	T1	2,8
5,1	130	PQ 1-3V130	SH	34,9	1-3/8	33	70	T1	2,9
5,3	135	PQ 1-3V135	SH	34,9	1-3/8	33	70	T1	3,0
5,6	140	PQ 1-3V140	SH	34,9	1-3/8	33	70	T1	3,2
6,0	150	PQ 1-3V150	SH	34,9	1-3/8	33	70	T1	3,5
6,3	160	PQ 1-3V160	SH	34,9	1-3/8	33	70	T1	3,8
6,5	165	PQ 1-3V165	SH	34,9	1-3/8	33	70	T1	3,9
6,7	170	PQ 1-3V170	SH	34,9	1-3/8	33	70	T1	4,0
6,9	175	PQ 1-3V175	SH	34,9	1-3/8	33	70	T1	4,5
7,0	180	PQ 1-3V180	SDS	42,9	1-11/16	35	80	T1	4,6
7,5	190	PQ 1-3V190	SDS	42,9	1-11/16	35	80	T1	5,1
8,0	200	PQ 1-3V200	SDS	42,9	1-11/16	35	80	T3	5,5
9,0	230	PQ 1-3V230	SDS	42,9	1-11/16	35	80	T3	6,0
9,9	250	PQ 1-3V250	SDS	42,9	1-11/16	35	80	T3	7,8
10,6	270	PQ 1-3V270	SDS	42,9	1-11/16	35	80	T3	8,0
11,0	280	PQ 1-3V280	SK	54,0	2-1/8	50	100	T3	10,6
11,8	300	PQ 1-3V300	SK	54,0	2-1/8	50	100	T3	11,3
12,5	320	PQ 1-3V320	SK	54,0	2-1/8	50	100	T3	12,0
13,7	350	PQ 1-3V350	SK	54,0	2-1/8	50	100	T3	13,2
14,0	355	PQ 1-3V355	SK	54,0	2-1/8	50	100	T3	13,5
15,7	400	PQ 1-3V400	SK	54,0	2-1/8	50	100	T3	14,1
19,0	485	PQ 1-3V485	SK	54,0	2-1/8	50	100	T3	17,0

Fuente: CATÁLOGO POLEAS EN V INTERMEC-2018

- Diámetro exterior de la polea conducida (eje del mecanismo):
 $D_1 = 65 \text{ mm}$.
- Diámetro exterior de la polea motriz: $D_2 = 180 \text{ mm}$
- Selección de materiales de aislamiento eléctrico y seguridad.

Para el aislamiento eléctrico de los eslabones de las piernas del exoesqueleto, se investigó opciones de pinturas aislantes que se emplean en el aluminio 6061 y entre las opciones, la pintura de poliuretano suele ser una opción segura ya que cumple estándares de seguridad y no contiene compuestos dañinos, además de ser resistente a la abrasión, es ideal para aceros inoxidable, titanio y aluminio y ofrece buena protección eléctrica. A esta pintura se le pueden agregar aditivos como la resina epoxi para mejorar sus propiedades eléctricas.

Figura 4.58 Poliuretano



Fuente: [HTTPS://FORMULACIONES.ES/](https://formulaciones.es/)-2022

Para la estructura de soporte se seleccionó barniz aislante incoloro, al aplicar un barniz aislante sobre el aluminio 6061, se crea una capa protectora que ayuda a evitar la conductividad eléctrica. Además, el barniz también puede proporcionar protección contra la corrosión y mejorar la durabilidad del aluminio.

Figura 4.59 KEMEX barniz aislante incoloro



Fuente: [WWW.ANYPSA.COM.PE](http://www.anypsa.com.pe)-2022

Para la cadera y sujetadores de brazos, el acrilonitrilo butadieno estireno (ABS), que es un plástico duradero y resistente a los impactos que suele ser empleado en componentes de exoesqueletos como el Ekso Bionics, ReWalk, HAL, etc.

Figura 4.60 Impresión 3D en ABS



Fuente: [HTTPS://WWW.ADDIMEN.COM](https://www.addimen.com)-2018

- Selección de elementos componentes de sujeción, órtesis de apoyo.

Para la sujeción de la cadera, se seleccionó un arnés unisex para niños llamado Petzl Arnés Macchu de la marca Petzl, adecuado para sujetar a los niños que van a usar el exoesqueleto.

Especificaciones:

- ✓ Materiales: Nylon, poliéster, EVA, poliuretano y acero.
- ✓ Peso: 325 g.
- ✓ Cinturón 54 – 64 cm.
- ✓ Piernas 34 – 44 cm.
- ✓ Peso máximo: 40 kg

Figura 4.61 Petzl Arnés Macchu para niños



Fuente: [WWW.TRADEINN.COM](http://www.tradeinn.com)-2022

Para la sujeción del tronco a la estructura de soporte, se seleccionó un cinturón de seguridad tipo pechera para silla de ruedas con correas regulables. Este cinturón se acopla a un cojín lumbar que a su vez se acopla a la estructura para garantizar la comodidad del niño al usar el exoesqueleto. El cinturón se retira en caso no lo requiera el niño.

Especificaciones:

- ✓ Marca: AOSSA
- ✓ Materiales: Hecho de tela poliéster de alta duración y resistencia, acolchado con algodón.
- ✓ Dimensiones del producto: 18 x 14,5 x 14,5 pulgadas
- ✓ Correa inferior regulable de hasta 62 pulgadas de largo
- ✓ Correas laterales regulables de hasta 52 pulgadas de largo

Figura 4.62 Cinturón de seguridad para silla de ruedas



Fuente: [HTTPS://WWW.AMAZON.COM](https://www.amazon.com)-2023

También se seleccionó un cojín lumbar para mantener la ergonomía en la zona de la espalda del niño al usar el exoesqueleto, este cojín se acopla a la estructura de soporte junto al cinturón mencionado anteriormente. Se eligió un cojín con gel para mayor confort y mantener la temperatura fresca.

Especificaciones:

- ✓ Marca: PERUMASSAGE
- ✓ Dimensiones: Largo: 35cm x ancho: 12cm alto: 30cm
- ✓ Modelo: Ergonómico
- ✓ Material: Memory foam + Gel
- ✓ Funda: Terciopelo

- ✓ Color: Plomo Claro
- ✓ Presentación: En caja

Figura 4.63 Cojin lumbar con gel



Fuente: SIMPLE.RIPLEY.COM.PE-2023

Para la sujeción de las piernas en los eslabones del exoesqueleto se emplearon brazaletes ajustables para piernas y tobillos acolchados, con anillo en D.

Especificaciones:

- ✓ Material: Nylon, neopreno y algodón
- ✓ Tamaño: 60cm/23.62in
- ✓ Producto terminado: 73cm/pulgadas
- ✓ Rango de ajuste: 17-54cm/6.70-21,26 pulgadas

Figura 4.64 Correas de neopreno acolchadas



Fuente: [HTTPS://WWW.AMAZON.COM](https://www.amazon.com)-2023

Para mantener sujeta la cabeza en los casos de niños que no tengan el control en la cabeza, se acoplo un sujetador de cabeza único a una banda mentonera para dormir, estos se retiran en caso de que no lo requiera el niño

Especificaciones de la banda mentonera

- ✓ Diseño: Ergonómico, hueco sin presión en la oreja, cierre de velcro para ajuste de tamaño.
- ✓ Material: Neopreno.

Figura 4.65 Banda mentonera



Fuente: WWW.FALABELLA.COM.PE-2023

Especificaciones del sujetador de cabeza

- ✓ Modelo: NAPUP-GY
- ✓ Dimensiones del producto: 38 x 7 x 18 cm
- ✓ Recomendación de edad: 18 meses - 10 años
- ✓ Género: Unisex
- ✓ Tipo de material: Espuma y poliéster
- ✓ Peso del producto: 317 g

Figura 4.66 Sujetador de cabeza NapUp



Fuente: HTTPS://WWW.FALABELLA.COM.PE-2023

Para acoplar dichos elementos a la estructura de aluminio 6061 pintada con pintura de poliuretano se añadieron uniones de espuma de poliuretano y nylon, que se adhirieron a la estructura con un adhesivo de poliuretano, ideal para unir plásticos con metales, incluyendo metales pintados con poliuretano.

Figura 4.67 Planchas de espuma de poliuretano

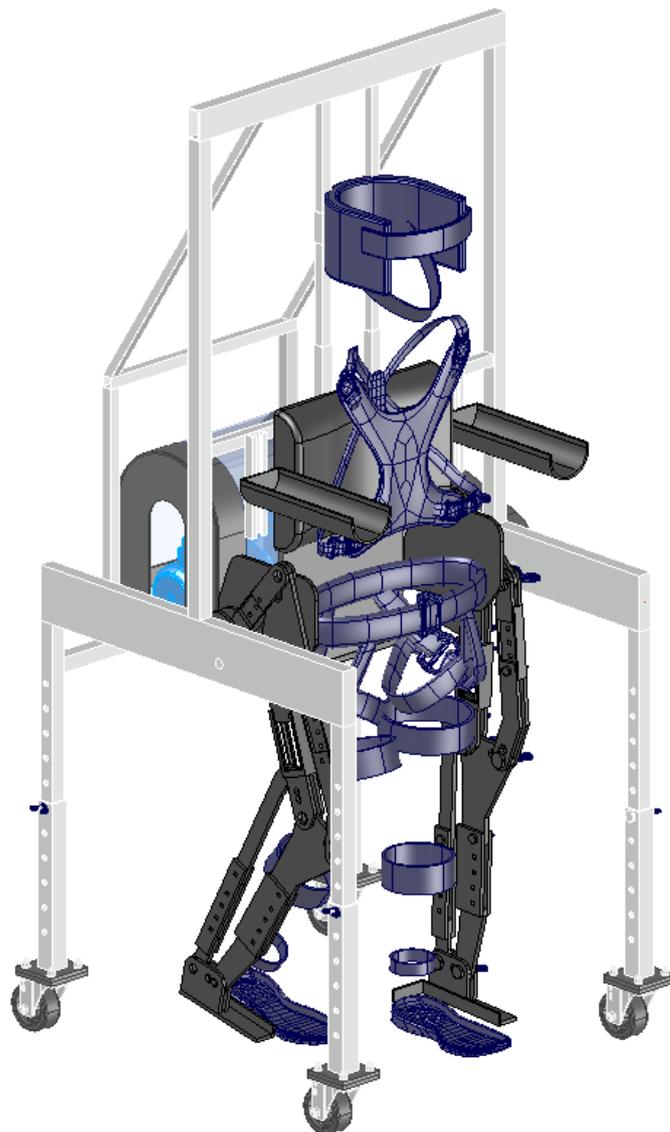


Fuente: [HTTPS://ELTALLERDE LAESPUMA.ES](https://eltallerde laespuma.es)-2021

- Generación de planos y listas de materiales y partes.

Preparación de la producción / Distribución definitiva

Figura 4.68 Distribución definitiva de piezas



Documentación del producto

Nomenclatura de planos:

Se asignaron códigos a los planos, los cuales se organizaron en la tabla inferior donde se detalla la lista de planos con sus nomenclaturas que están dadas por:

Tipo – Correlativo (Ejemplo: A – G – 000).

Tabla 4.23 Lista de nomenclatura de planos

LISTA DE PLANOS			
N°	Nombre del plano	Nomenclatura	
		Tipo	Correlativo
Planos de ensamble			
1	Plano de ensamble general	A - G	000
2	Plano de ensamble del mecanismo	A - M	000
3	Plano de ensamble de la estructura de soporte	A - S	000
4	Plano de ensamble des sistema de transmisión	A - T	000
N°	Nombre del plano	Nomenclatura	
		Tipo	Correlativo
Planos de detalles			
1	Plano de detalles del mecanismo 1	D - M	001
2	Plano de detalles del mecanismo 2	D - M	002
3	Plano de detalles del mecanismo 3	D - M	003
4	Plano de detalles de la estructura de soporte 1	D - S	001
5	Plano de detalles de la estructura de soporte 2	D - S	002

Con todos los componentes que se dimensionaron y equipos que se seleccionaron, se completó el modelo 3D del mecanismo del exoesqueleto, de la estructura de soporte, del sistema de transmisión y la estructura de soporte, con el cual se realizaron los planos de ensamble y de detalles.

Figura 4.69 Plano de ensamble del mecanismo del exoesqueleto

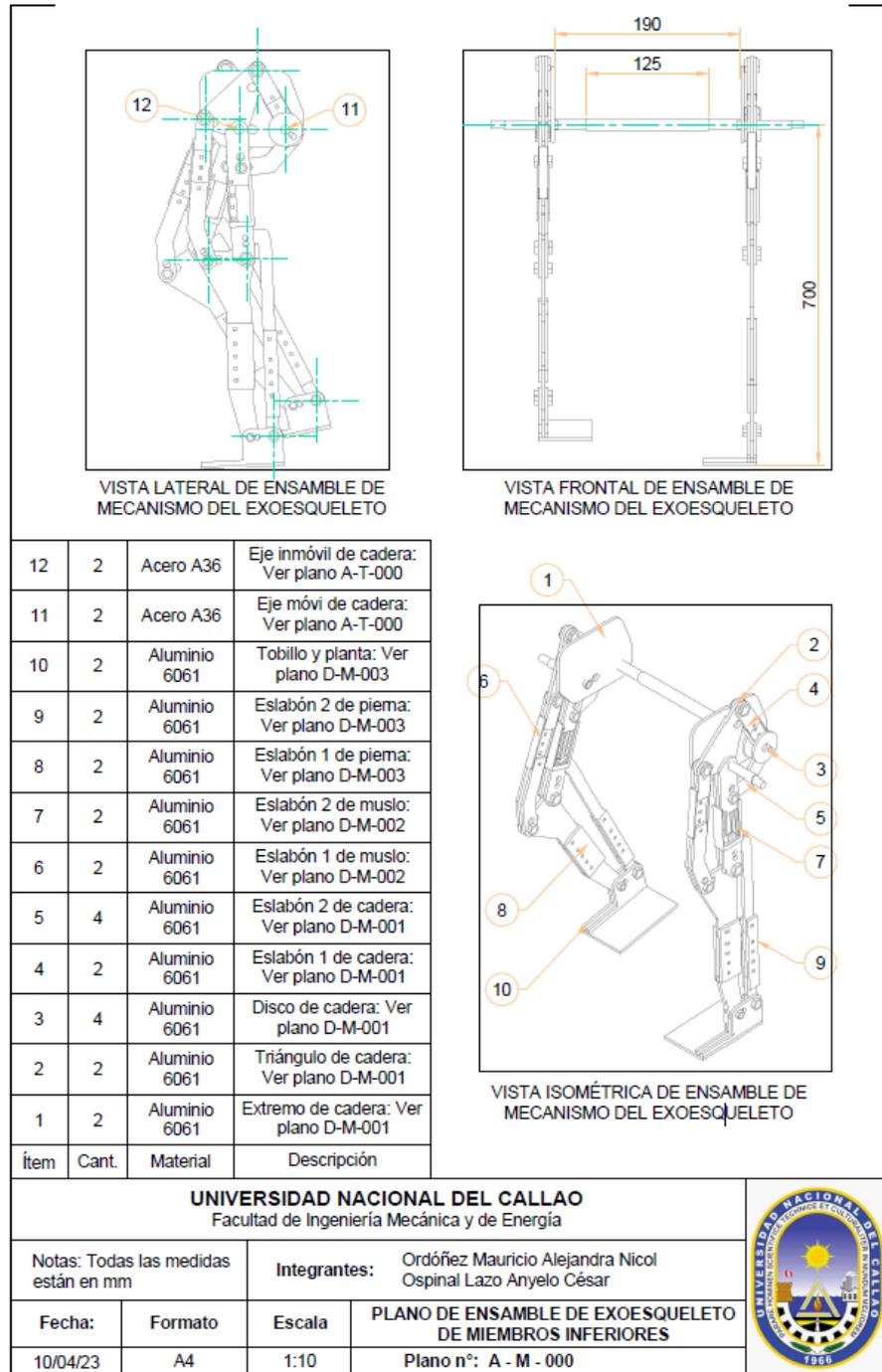
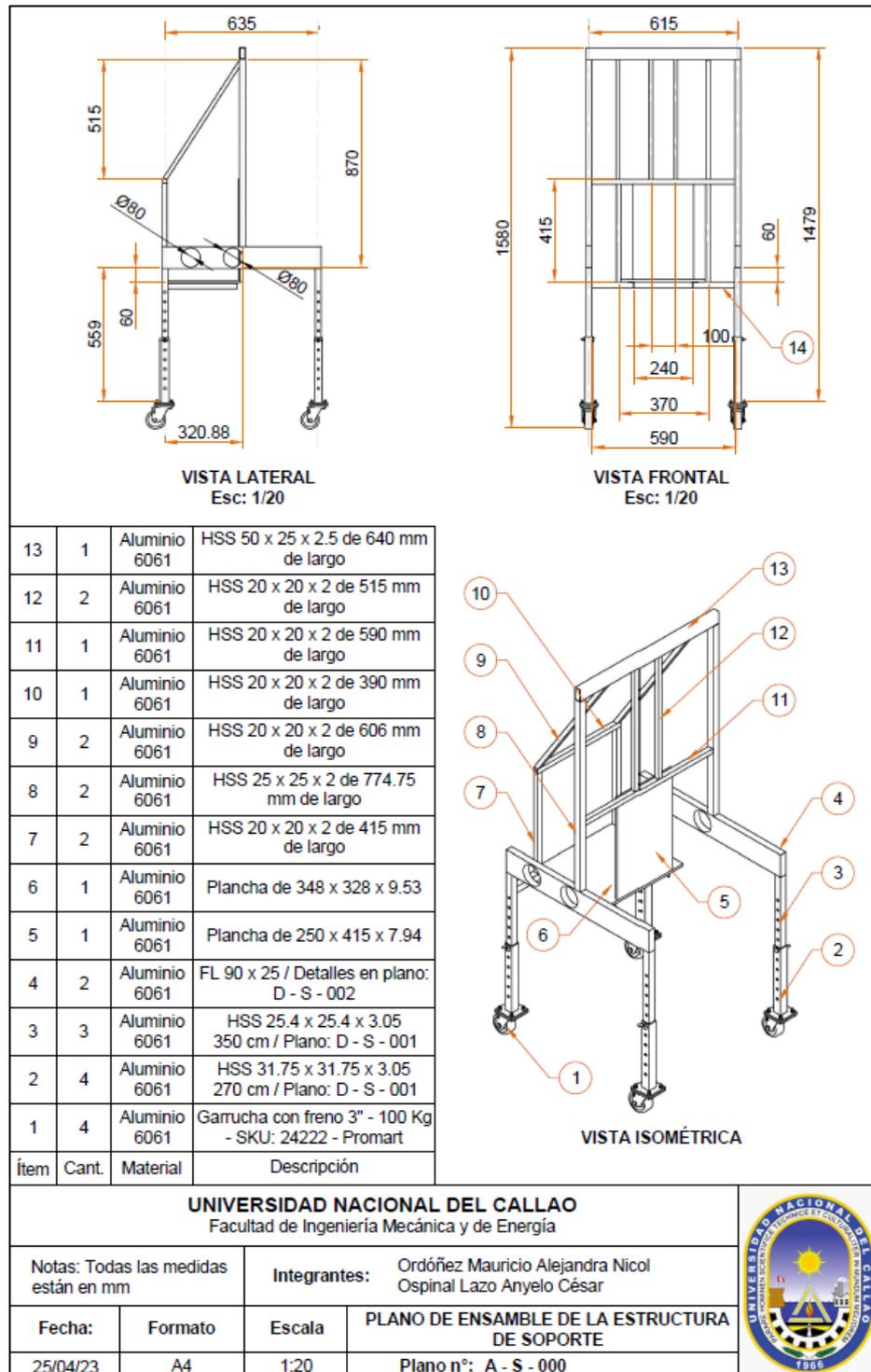


Figura 4.70 Plano de ensamble de la estructura de soporte



El resto de planos en el Anexo N°10

Tabla 4.24 Lista de materiales y partes general del diseño

Item	Cantidad	Nombre	Material	Descripción
1	1	Plancha metálica	Aluminio 6061	Espesor 6.35 mm, dimensiones 1 m x 1 m
2	1	Plancha metálica	Aluminio 6061	Espesor 7.94 mm, dimensiones 0.6 m x 0.5 m
3	8	Tuerca mariposa	Acero	Para perno de 3/4", paso 1.5 mm
4	6	Tuerca mariposa	Acero	Para perno de 5/8", paso 1.5 mm
5	4	Tuerca mariposa	Acero	Para perno de 1/2", paso 1.5 mm
6	2	Tuerca mariposa	Acero	Para perno de 7/16", paso 1.5 mm
7	8	Tuerca mariposa	Acero	Para perno de 1/4", paso 1.5 mm
8	8	Perno	Acero	3/4", longitud lisa = 20.65, un extremo con tuerca y el otro roscado paso 1.5 mm
9	6	Perno	Acero	5/8", longitud lisa = 20.65, un extremo con tuerca y el otro roscado paso 1.5 mm
10	4	Perno	Acero	1/2", longitud lisa = 20.65, un extremo con tuerca y el otro roscado paso 1.5 mm
11	2	Perno	Acero	7/16", longitud lisa = 20.65, un extremo con tuerca y el otro roscado paso 1.5 mm
12	8	Perno	Acero	3/8", longitud lisa = 20.65, un extremo con tuerca y el otro roscado paso 1.5 mm
13	4	Perno	Acero	Sección cuadrada 6.35 x 6.35 mm por un largo de 20.64 mm, extremo con cuerca y otro roscado de 1/4"

Lista de materiales del mecanismo de la estructura de soporte

Item	Cantidad	Nombre	Material	Descripción
1	1	Perfil	Aluminio 6061	HSS 50 x 50 x 2.5 de 640 mm de largo
2	1	Perfil	Aluminio 6061	HSS 20 x 20 x 2 de 2.6 m de largo
3	1	Plancha	Aluminio 6061	Medidas: 348 x 328 x 9.53 mm
4	1	Plancha	Aluminio 6061	Medidas: 250 x 415 x 7.94 mm
5	2	Perfil	Aluminio 6061	FL 90 x 25 de 635 mm de largo
6	3	Perfil	Aluminio 6061	HSS 25.4 x 25.4 x 3.05 de 350 mm
7	4	Perfil	Aluminio 6061	HSS 31.75 x 31.75 x 3.05 de 270 mm de largo
8	4	Garrucha	PVC / Metal	a de 3" con freno - 100 Kg - SKU:24222 - Promart
9	4	Tuerca mariposa	Acero	Para perno de 3/8", paso 1.5 mm
10	4	Perno	Acero	Sección cuadrada 9.53 x 9.53 por un largo de 20.64 mm, extremo con cuerca y otro roscado de 3/8"

Materiales para el sistema de accionamiento

Item	Cantidad	Nombre	Material	Descripción
1	1	Barra redonda	Aluminio 6061	Diámetro 25 mm y longitud 220 mm
2	2	Barra redonda	Aluminio 6061	Diámetro 22 mm y longitud 130 mm
3	2	Barra redonda	Aluminio 6061	Diámetro 16 mm y longitud 130 mm

4	2	Barra redonda	Aluminio 6061	Diámetro 18.9 y longitud 50 mm
5	2	Perfil	Aluminio 6061	HSS 19.05 x 1.5 de longitud 110 mm
6	1	Perfil	Aluminio 6061	HSS 25.4 x 1.5 de longitud 250 mm
7	2	Perfil	Aluminio 6061	HSS Pipe 25.4 x 1.5 de longitud 200 mm
8	2	Perfil	Aluminio 6061	HSS Pipe 22 x 1.5 de longitud 55 mm
9	3	Rodamiento	Acero	NTN De = 65 mm y Di = 25 mm
10	2	Guarda	Acero	Para polea de 180 mm y de 65 mm distanciadas por 175 mm
11	1	Polea	Acero	Polea Intermec 1 canal, e = 17 mm, De = 180 mm
12	1	Polea	Acero	Polea Intermec 1 canal, e = 17 mm, De = 65 mm
13	1	Banda	Acero	Banda Intermec
14	1	Motor	Acero	Motoreductor Motox
15	1	Guarda	Acero	Base de 350 x 250 mm y 300 mm de alto.

Materiales complementarios

Item	Cantidad	Nombre	Material	Descripción
1	2	Pintura	Poliuretano catalizado	Pintura aislante X3 GLOSS ANYPSA
2	2	Barniz	Resina alquídica y solventes dieléctricos	Aislante incoloro KEMEX
3	2	Posa brazos	ABS	Impresión 3D
4	1	Arnés de cadera	Nylon, poliéster	Petzi Arnés Macchu para niños
5	1	Cinturón de seguridad	Poliéster, algodón	Cinturón de asegurar para silla de ruedas AOSSA
6	1	Cojín lumbar	Memory foam, gel	Cojín lumbar de PERUMASSAGE
7	3	Correas	Nylon, neopreno, algodón	Correas acolchadas con anillo en D para pierna y tobillos
8	1	Mentonera	Neopreno	Banda mentonera para dormir
9	1	Sujetador de cabeza	Espuma y poliéster	Sujetador de cabeza NapUp modelo NAPUP-GY
10	1	Plancha de espuma	Poliuretano	1 x 0.5 m de espesor 1"
11	1	Plancha de espuma	Poliuretano	1 x 0.5 m de espesor 3"
12	2	Tela	Lino	1 metro de largo

Etapa 4: Validación y cotización

Validación del movimiento del diseño para validarlo.

Se exportó el modelo 3D al software Grasshopper y se animó el mecanismo para observarlo en movimiento. En este programa, se puede obtener todo tipo de gráficas a partir del movimiento del mecanismo simulado.

Figura 4.71 Mecanismo del exoesqueleto simulado en Grasshopper

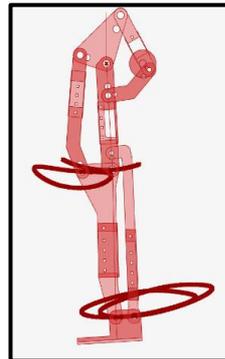
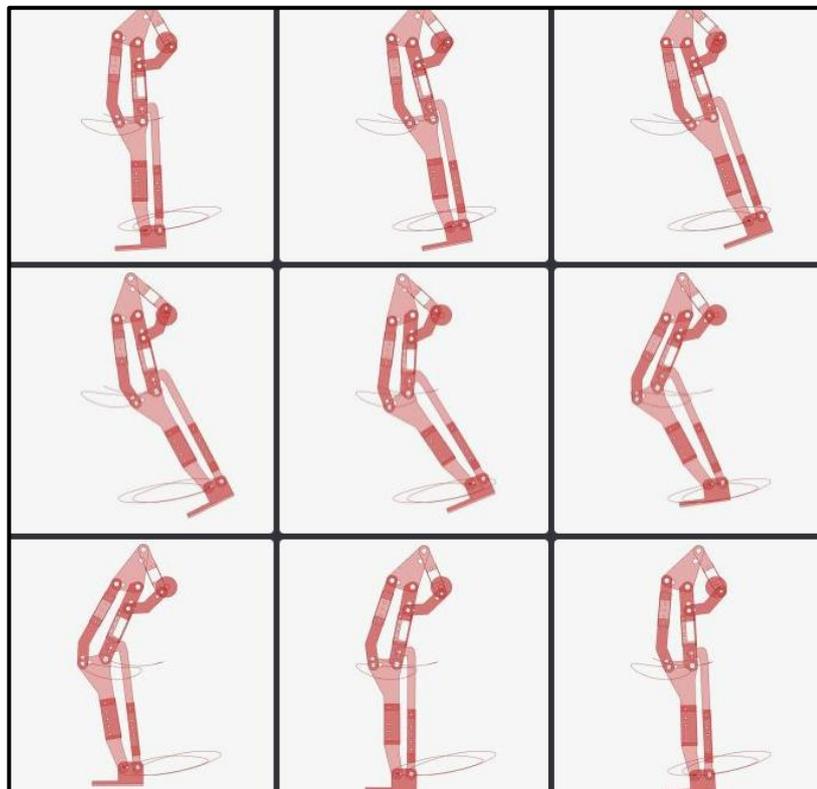


Figura 4.72 Capturas de la simulación del mecanismo realizando la marcha humana en Grasshopper



También se pudo programar para que el programa lea los ángulos que se forman entre los eslabones del mecanismo en movimiento, se programó para que lea los ángulos que forman la cadera, la rodilla y el tobillo con el miembro anterior inmediato mientras el exoesqueleto realizo la marcha y se obtuvo las siguientes gráficas.

Figura 4.73 Gráficas de los ángulos formados por los miembros inferiores obtenidas de Grasshopper

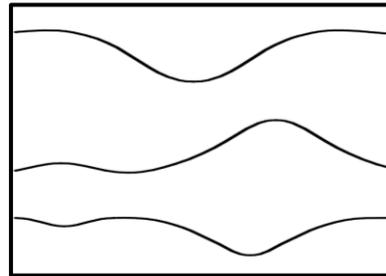


Figura 4.74 Gráfica de los ángulos formados por la cadera durante la simulación del exoesqueleto en Grasshopper

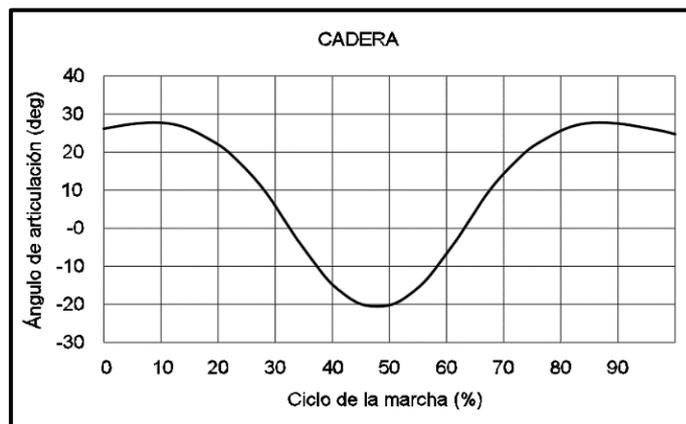


Figura 4.75 Gráfica de los ángulos formados por la rodilla durante la simulación del exoesqueleto en Grasshopper

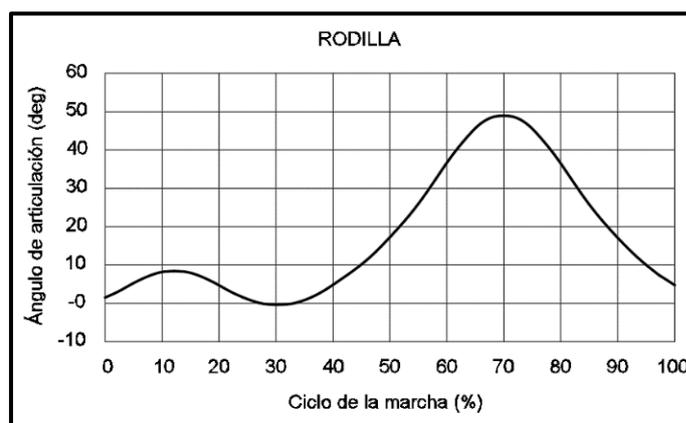
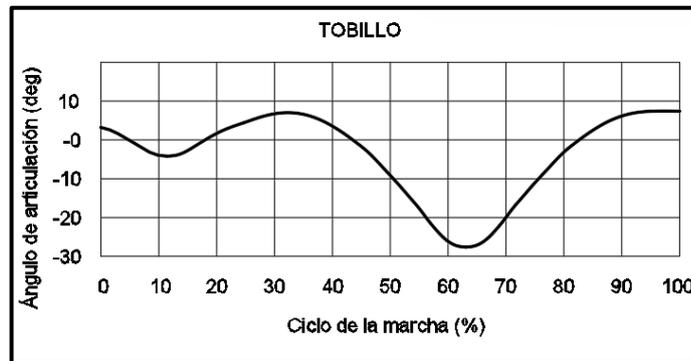


Figura 4.76 Gráfica de los ángulos formados por el tobillo durante la simulación del exoesqueleto en Grasshopper



Cotización del diseño para demostrar el bajo costo

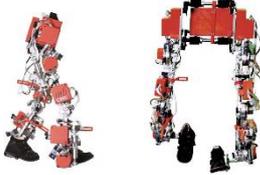
Con la lista de materiales general del diseño, se realizó la cotización de los componentes del exoesqueleto y de la fabricación, con lo que se obtuvieron los costos totales de los materiales y fabricación del exoesqueleto. La cotización del exoesqueleto en el Anexo 11.

Tabla 4.25 Costos totales del exoesqueleto

Costo del exoesqueleto	
Detalle	Costo (S/.)
Materiales	
Mecanismo del exoesqueleto	1783
Estructura de soporte	1237.6
Sistema de accionamiento	1702
Complementarios	1169.89
Costo	5892.49
Fabricación	
Maquinado CNC	1500
Soldadura	450
Transporte	350
Ensamble	230
Costo	2530
Costo total:	8422.49

Para la comparación de costos, se consiguieron los costos de otros exoesqueletos tanto existentes en el mercado internacional como en diseños similares elaborados principalmente en Latinoamérica.

Tabla 4.26 Precios de exoesqueletos en el mercado internacional que se emplean en la terapia de rehabilitación de niños

Exoesqueletos utilizados en niños en Latinoamérica	Costo de compra	Costo de la hora de terapia
Atlas 2030 Marsi Bionics (Único exoesqueleto pediátrico)	50 000 – 80 000 euros 206 000 – 330 000 soles	50 – 200 euros 200 – 825 soles
		
Roki Roki Robotics	400 000 – 750 000 pesos mexicanos 84 000 – 155 000 soles	----
		
Lokomat Hocoma	50 000 – 150 000 dólares estadounidenses 190 000 – 570 000 soles	100 – 300 dólares estadounidenses 380 – 1140 soles
		
Ekso Bionics Ekso Bionics	100 000 – 200 000 dólares estadounidenses 378 000 – 757 000 soles	500 – 1000 dólares estadounidenses 1900 – 3750 soles
		

4.7. Aspectos éticos en investigación

Según Hernández, y otros, la ética en la investigación consiste en estar informados del propósito de la investigación, el uso que se hará a los resultados obtenidos y las consecuencias que puede tener en sus vidas (Hernandez, 2018).

La presente investigación recogió datos personales de los menores del CEBE Manuel Duato, de manera segura sin afectar su integridad física ni mental, con el consentimiento informado del apoderado, y cuidando el anonimato de los niños, así como también no se emplearon para fines ajenos a esta investigación. Así mismo es importante resaltar que el diseño se hizo con el fin de que pueda en el futuro ser construido y utilizado por los niños y ayude a la mejora de los resultados de su terapia física y a su calidad de vida. La toma de datos consistió principalmente en medir las extremidades de los niños, tomar su edad, talla y peso. La ficha de toma de datos contiene la declaración jurada en la cual el apoderado autorizo el uso de la información para la investigación, siempre respetando el anonimato del menor. Ver Anexo 02.

V. RESULTADOS

- Se realizó la Lista de exigencias, la cual detalla los criterios de diseño del exoesqueleto de rehabilitación, se propuso tres conceptos solución para realizar un análisis técnico y económico para elegir la mejor alternativa de diseño. Se eligió la alternativa que en base al mecanismo de Theo Jansen planteado por Zenobalti Jspark para simular la marcha humana en el plano sagital, cuya distribución de piezas se aprecia en la Figura 4.18. Los criterios de diseño se reflejan en la Lista de exigencias en la Tabla 4.2 con las condiciones iniciales requeridas para niños con discapacidad motriz.
- Se realizó el cálculo mecánico, mediante análisis cinemático y cinético, se identificó el inicio de la fase de apoyo como el instante sometido a mayores cargas durante el ciclo de marcha, para esto se calcularon las cargas que intervienen en el mecanismo mediante dinámica vectorial y armaduras planas, esto para el análisis estructural y así su dimensionamiento se verificó mediante el software inventor, la simulación de las cargas sobre el exoesqueleto resultó, de acuerdo al análisis estructural y de estrés, los valores máximos de resistencia Von Mises para el mecanismo de 226 MPa, en el caso de la estructura un valor de 20 MPa y en la transmisión el eje principal un esfuerzo máximo de 246 MPa, valores que cumplen el criterio de dimensionamiento dentro del límite de fluencia, resultando el dimensionamiento como se muestran a continuación:

Tabla 5.1 Resultados del Dimensionamiento

Exoesqueleto	Descripción	Dimensionamiento
Estructura	Eslabones	Espesor 9.53 mm y 7.94 mm
Trasmisión	Eje telescópico	Diámetro $\varnothing 18.9$, $\varnothing 22$, $\varnothing 25$ mm
Mecanismo	Perfil cuadrado	31.75 x 31.75 x 3.05 mm y 25.4 x 25.4 x 3.05 mm
		20 x 20 x 2 mm y 25 x 25 x 2 mm
	Perfil rectangular	Sección 90 x 25
		50 x 25 x 2.5 mm
	Plancha	Espesor 9.53 mm y 7.94 mm

- Del cálculo mecánico y análisis estructural se obtuvieron los parámetros de funcionamiento, $n=5.5$ rpm y $T=178$ Nm, y de dimensionamiento, esto permitió seleccionar los materiales y equipos correspondientes, los cuales permitieron diseñar el accionamiento del exoesqueleto:

Tabla 5.2 Selección de Materiales

Materiales	Equipos	Límite de Fluencia
Aluminio 6061	Estructura (perfiles) y Mecanismo (eslabones)	240 MPa
Acero SAE 1045	Eje de Transmisión	413 MPa

Tabla 5.3 Selección de Equipos

Equipos	Modelo	Características
Motorreductor	2KJ1202 – CB13 – S1	Motox, P=0.11 KW, 5.5 rpm
Variador de Frecuencia	FR-E720S-0.1KNC	Mitsubishi Electric, On/Off, Regula Velocidad
Rodamientos	Rígido de bolas	NTN, D=55mm, d=30mm
Pernería	Acero Inoxidable	ASTM B8/304 Clase 1
Poleas y Faja	Intermec	Poleas y fajas en V Clásicas, 1 canal

Se realizó la lista de materiales general con los materiales necesarios para la fabricación del exoesqueleto, la estructura de soporte, el sistema de accionamiento y los elementos necesarios para la ergonomía y seguridad del usuario, se puede observar en la tabla 4.24.

- La simulación del movimiento del exoesqueleto facilitó las gráficas del movimiento de la rodilla y tobillo, similares a las obtenidas mediante cálculos. También se obtuvieron las gráficas de los ángulos formados por los miembros inferiores durante la marcha y estas se asemejaron en un 71.8% a las gráficas de la marcha humana normal, el cálculo se realizó mediante las diferencias euclidianas.

Figura 5.1 Superposición de gráfica de la cadera obtenida de la simulación con la gráfica de libros de biomecánica

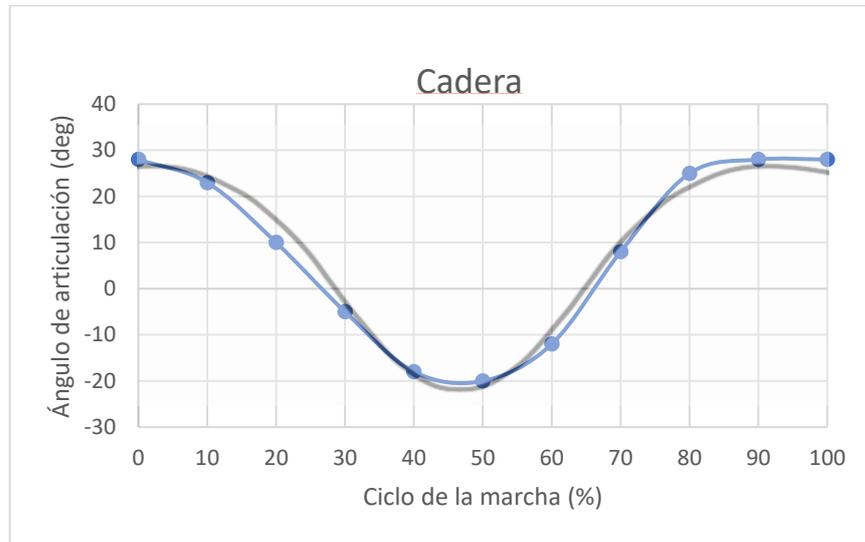


Figura 5.2 Superposición de gráfica de la rodilla obtenida de la simulación con la gráfica de libros de biomecánica

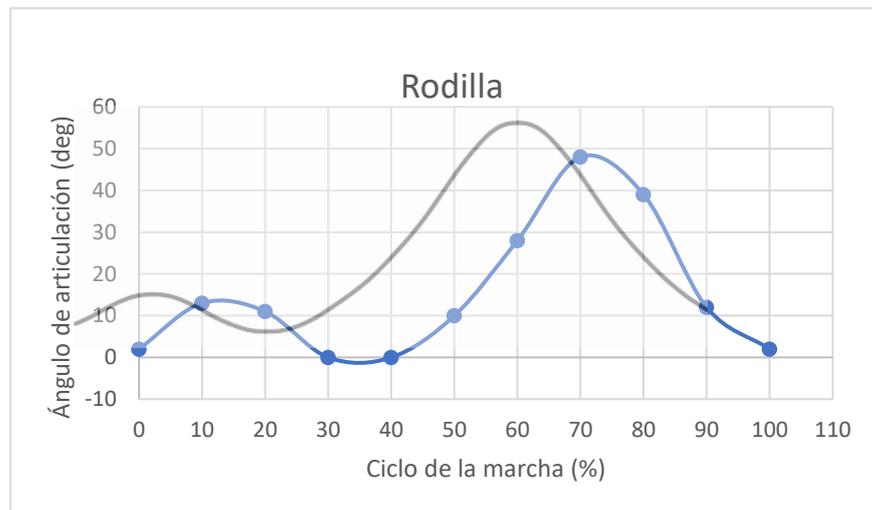
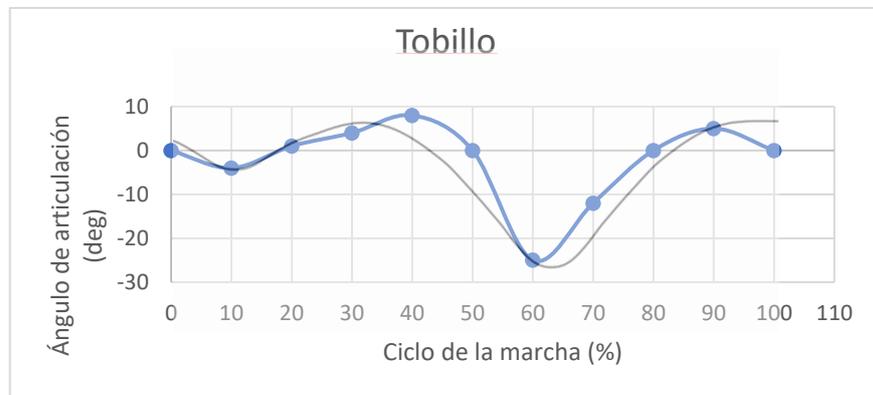


Figura 5.3 Superposición de gráfica del tobillo obtenida de la simulación con la gráfica de libros de biomecánica



Otros diseños de exoesqueletos similares se realizaron en trabajos de Investigación en el Perú y Latinoamérica de costo entre S/.82 997.0 y S/ 7 631.29, siendo el más similar al de este trabajo, uno que cuesta S/ 54 592. El exoesqueleto que se diseño tiene un costo de S/ 8422.49, lo cual es casi el 75% menor del costo de un diseño similar en el país.

VI. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

6.1. Contrastación de la hipótesis con los resultados

- La determinación de los criterios de diseño permitió plantear una solución principal para el diseño del exoesqueleto de miembros inferiores que cumplió con los requerimientos y/o exigencias necesarias para ser empleado por niños con discapacidad motriz, dado que se obtuvo una lista de exigencias de acuerdo con la toma de datos directa a niños con discapacidad motriz.
- El cálculo mecánico permitió dimensionar los componentes del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz. Calculando las fuerzas resultantes y esfuerzos críticos, se obtuvo la sección transversal mínima de las piezas del exoesqueleto y se dimensionaron platinas de Aluminio de espesor 6.35 y 7.94 mm.
- La selección de los materiales y equipos que consta de un motorreductor Motox, dos poleas y una faja en V Intermec, cojinetes NTC y un eje permitieron diseñar el accionamiento del exoesqueleto de miembros para niños con discapacidad motriz.
- La validación y cotización del diseño permitió comprobar el movimiento y bajo costo del diseño del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz debido a la simulación realizada en Grasshopper que comprobó que el movimiento se asemeja con los de la marcha en un 71.8% y la cotización demostró que el exoesqueleto tiene bajo costo.

6.2. Contrastación de resultados con otros estudios similares

- En el trabajo DISEÑO DE UN MECANISMO DEL TIPO EXOESQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES QUE PERMITA REPRODUCIR PATRONES DE MOVIMIENTO realizado por Garcés Beltrán, se diseñó un exoesqueleto para adultos que midan entre 1.60 y 1.70 m y pesen entre 60 a 80 kg, medidas que están muy por encima a las de los niños

peruanos con discapacidad motriz, por lo que los requerimientos para su diseño fueron distintos a los del presente trabajo dado que el usuario objetivo de ese diseño son adultos. Al mismo tiempo el exoesqueleto diseñado por Garcés realiza entre 70 y 90 pasos por minuto, lo cual significa que 1 ciclo de la marcha lo ejecuta entre 1.71 y 1.33 segundos, lo cual es lo que demora una persona sin discapacidad en caminar regularmente, las personas con discapacidad leve pueden caminar a esa velocidad con ayuda, pero las personas con discapacidad moderada o severa, requieren un tiempo mayor por ciclo de la marcha. En este trabajo se consideró 4 segundos para un ciclo de la marcha, para que niños con discapacidad severa puedan emplearlo sin dificultades. El diseño propuesto por Garcés tiene un costo total de S/ 110 325 soles, pero obviando el sistema de control saldría S/82 997.9 soles. En el presente trabajo se obtuvo un costo de S/ 8422.49 soles sin el sistema de automatización. La diferencia de costos se debe principalmente a la diferencia de funciones que realizan los dos diseños y a la sofisticación de los elementos empleados.

- En el trabajo REDISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO DEL EXOESQUELETO PUCP PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBROS INFERIORES de Dávila Portals, se obtuvo un rediseño del exoesqueleto de la PUCP el cual costo S/ 72 239 sin el costo por horas de diseño, el total sería S/ 54 592 soles, muy por encima del diseño propuesto en el presente trabajo. No se especificaron los datos de las personas que pueden usar dicho exoesqueleto de la PUCP, pero por las medidas de sus componentes, se estima que está dirigido a personas adultas y está completamente elaborado con acero inoxidable, tampoco contó con un sistema de control automatizado, solo mecánico.

6.3. Responsabilidad ética de acuerdo a los reglamentos vigentes

La ética se encuentra presente en todas las ciencias para la solución de conflictos ya que aporta soluciones. Por tal motivo los autores de la investigación se responsabilizan por la información emitida en este trabajo de investigación titulado “Diseño de un exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz” de acuerdo a las normas y reglamentos vigentes de la Universidad Nacional del Callao.

Lo que se quiere generar con este trabajo de investigación es generar beneficios sociales, tecnológicos y económicos, lo cual cumple con la ética de un profesional ya que se preocupa por el bienestar de la sociedad

VII. CONCLUSIONES

- Se planteó la solución principal del diseño, la cual fue un exoesqueleto para niños de entre 5 a 10 años que pesen como máximo 30 Kg y midan entre 1 m a 1.40 m que funcione con el mecanismo de Theo Jansen adaptado a la marcha humana. El diseño permite que niños que no tengan control de miembros superiores, cabeza y tronco, puedan usarlo también. El diseño se emplea únicamente para realizar la marcha.
- Se dimensionaron los componentes de las piezas del exoesqueleto, el cual está formado por platinas de aluminio de espesor 6.35 y 7.94 mm, no supera los 16 kg en total y su longitud total varía de 50 a 70 cm de alto, consta con longitudes variables que se adaptan a los miembros inferiores de los niños que se encuentren en el rango anteriormente dado.
- Se seleccionaron los materiales a emplear en el exoesqueleto cumplen con las normas para este tipo de dispositivos y aseguran la comodidad y seguridad de los usuarios. También, se eligieron los equipos para el sistema de accionamiento son seleccionados de catálogos existentes en el mercado peruano como MOTOX, Intermec, NTC y Miramina.
- Se validó el movimiento del diseño del exoesqueleto mediante simulación, puede realizar la marcha con un 71.8% de exactitud. Se cotizó con la lista de materiales y tiene un costo de 8422.49 soles, muy por debajo del costo de otros diseños existentes en el país.

VIII. RECOMENDACIONES

- No exceder los límites de peso y talla que debe tener el niño al momento de usar el exoesqueleto, ajustar bien las extremidades de los niños para mantener la seguridad, asegurar de que estén ajustadas simétricamente los elementos del exoesqueleto para evitar deformaciones en la ejecución de la marcha.
- No seleccionar platinas con un área menor al establecido con el cálculo para evitar fallas del material. Se puede acoplar nuevos eslabones para variar los movimientos, pero requiere un estudio cinético adicional.
- Si se desea reemplazar los materiales seleccionados, revisar que tengan una resistencia superior a la mínima necesaria y sean aislantes eléctricos. Otros equipos pueden ser seleccionados siempre y cuando se seleccionen siguiendo el mismo criterio con los mismos parámetros iniciales. Se puede adicionar un sistema de accionamiento manual con palancas.
- No forzar el exoesqueleto a realizar movimientos por fuera de sus funciones pre establecidas. No reducir las dimensiones de los componentes a la hora de fabricar sin un estudio previo.

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBURQUEQUE, Carlos Antonio y RONDON GOMEZ, Luis Alonso. *Diseño e implementación de un exoesqueleto para fisioterapia en pacientes con artrosis de rodilla en la clínica geriátrica militar de Chorrillos*. Tesis [Titulo profesional de Ingeniero Mecatrónico]. Lima: Universidad Ricardo Palma, 2019.

ARANGO, Luis Alberto. *Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para miembro inferior de infantes con discapacidad motriz*. Tesis [Titulo profesional de Ingeniero Mecatrónico]. Oaxaca: Universidad Tecnológica de la Mixteca, 2018.

ARIAS, Katherine. et al. Estudio de las actividades relevantes en el diseño de productos Modelo VDI 2221 frente al modelo metodológico I+P+D3. *Revista Espacios* [en línea]. 2018, 39(09) [fecha de consulta: 10 de octubre de 2022]. ISSN: 0798-1015. Disponible en: <https://www.revistaespacios.com/a18v39n09/a18v39n09p22.pdf>

ARMADA, Elena. Exoesqueleto pediátrico atlas. Pagina Web *Atlas pediatric exo pacientes* [en línea]. 2020, [fecha de consulta: 14 de enero de 2023]. Disponible en: <https://www.marsibionics.com/atlas-pediatric-exo-pacientes/>

AVILA CHAURAND, Rosalio., PRADO LEON, Lilia Roselia. y GONZALEZ MUÑOZ, Elvia Luz. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. Guadalajara. *Revista Universidad de Guadalajara* [en línea]. 2007, [fecha de consulta: 02 de enero de 2023]. ISBN: 978-970-27-1193-3. Disponible en: <https://repository.usta.edu.co/bitstream/handle/11634/14486/2018sergioboh%C3%B3rquez4.pdf>

BABACAN, Thomas. Tetraplejía: causas, tratamientos y cuidados. Blog *Tetraplejía* [en línea]. 2018 [fecha de consulta: 11 de febrero de 2023]. Disponible en: <https://www.sunrisemedical.es/blog/tetraplejia>

BAENA, Guillermina. *Metodología de la investigación* [en línea]. Mexico: Grupo Editorial Patria, 2017 [fecha de consulta: 09 de septiembre de 2022]. ISBN: 978-607-744-748-1. Disponible en:

http://www.biblioteca.cij.gob.mx/Archivos/Materiales_de_consulta/Drogas_de_Abuso/Articulos/metodologia%20de%20la%20investigacion.pdf

BEER, Ferdinand P., et al. *Mechanics of Materials*. 5ta. ed. New York: McGraw Hill, 2006 [fecha de consulta: 09 de abril de 2022]. ISBN: 007-124999-0. Disponible en: https://esfahanian.iut.ac.ir/sites/esfahanian.iut.ac.ir/files//files_course/mechanics_of_materials_4th_edition_beer_johnston.pdf

BLANCO, Elena. *Metodología para el diseño de maquinas adaptadas a comunidades en desarrollo*. Tesis [Doctor en Sostenibilidad]. Barcelona: Universidad Politecnica de Catalunya, 2015.

BORTOLE, Magdo. *Design and control of a robotic exoskeleton for gait rehabilitation*. Tesis [Master en Robotica y Automatizacion]. Madrid: Universidad Carlos III de Madrid, 2013.

CANALE, Raymond P. y CHAPRA, Steven C. *Métodos Numéricos para Ingenieros*. Mexico D.F.: Mc Graw Hill, 2007. ISBN-13: 978-970-10-6114-5.

CASTRO, Ghandira, et al. *Aproximaciones sobre discapacidad en el Perú*. En: *Dirección de investigación y registro*, CONADIS. Lima : Informe Estadístico Multisectorial, 2018.

CIRO, Espinoza. *Metodología de investigación tecnológica* [en línea]. 1ª. ed. Huancayo, 2010. ISBN: 978-612-00-0222-3. Disponible en: <https://ciroespinoza.files.wordpress.com/2012/01/metodologc3ada-de-investigac3b3n-tecnolc3b3gica.pdf>

DAVILA PORTALS, Diego. *Rediseño del sistema mecánico del exoesqueleto PUCP para rehabilitación de miembros inferiores*. Tesis [Titulo profesional de Ingeniero Mecánico]. Lima: Pontificia Universidad Catolica del Peru, 2018.

DOBROVOLSKI, et al. *Elementos de máquinas*. 1991.

FLORES, Juan Carlos. *Sistema de transmision mecanica* [Informe de conclusion]. San Andres: Universidad Mayor de San Andres, 2005.

GARCÉS BELTRAN, Andres Eduardo. *Diseño de un mecanismo del tipo exoesqueleto de miembros inferiores que permita reproducir patrones de movimiento*. Tesis [Titulo profesional de Ingeniero Mecánico]. Lima: Pontificia Universidad Católica del Perú, 2017.

GARCIA, S. Diagrama esfuerzo deformacion cualquier fuerza que se aplique. Post *Wordpress* [en línea]. Mayo 2013, [fecha de consulta: 12 de noviembre de 2022]. Disponible en: <https://sgarcia81.wordpress.com/2013/05/28/diagrama-esfuerzo-deformacioncualquier-fuerza-externa-que-se-aplique/>

HERNÁNDEZ, Roberto. *Metodología de la investigación*. 6ta. ed. México: McGraw Hill, 2014 [fecha de consulta: 25 de abril de 2022]. ISBN: 978-1-4562-2396-0. Disponible en: <https://www.esup.edu.pe/wp-content/uploads/2020/12/2.%20Hernandez,%20Fernandez%20y%20Baptista- Metodolog%C3%ADa%20Investigacion%20Cientifica%206ta%20ed.pdf>

HERNANDO, Antonio. *Pericia medica Madrid* [En línea]. 2010. Disponible en: <http://www.periciamedicamadrid.com/assets/pdf/41457.pdf>.

HIBBELER, Russell. *Mecánica de Materiales* [en línea]. 8ª. ed. Mexico: Pearson, 2011. ISBN: 978-607-32-0559-7. Disponible en: https://www.academia.edu/73149085/Mec%C3%A1nica_de_Materiales_8_Edici%C3%B3n_Russell_C_Hibbeler

HUNT, Markus., et al. Effectiveness of robotic exoskeletons for improving gait in children with cerebral palsy: A systematic review. Revista *Elsevier* [en línea]. Septiembre, 2022. DOI: 10.1016

JIN-GANG, Jiang., et al. Recent Advances on Lower Limb Exoeskeleton Rehabilitation Robot. Revista *Bentham Science* [en línea]. Mayo, 2017, 11(3). DOI: 10.2174/1872212111666170614111623

ULRICH, Karl., EPPINGER, Steven. Y YANG, Maria. *Product Design and Development* [en línea]. 7ª. ed. New York: Mc Graw Hill, 2020. ISBN 978-1-260-04365-5. Disponible en: https://pdfhost.io/v/jcYs4cRR8_Karl_T_Ulrich_Steven_D_Eppinger_Maria_C_Yang_Product_Design_and_Development_2019_1pdf.pdf

LAVADO, Juan. Ortesis especiales para niños, prescripciones de ortesis para desordenes severos. Pagina web *Slideshare* [en línea]. Junio, 2014, [fecha de consulta: 11 de febrero de 2023]. Disponible en: <https://www.slideshare.net/jmlp2609/ortesis-36215402>

LAVANGIE, P. y NORKIN, C. 2011. *Structure and Function A Comprehensive Analysis* [en línea]. 5ª. ed. Philadelphia: Davis Company, 2011. ISBN 978-0-8036-2362-0.

LI, Xin., LI, Weihao. y LI, Qiang. Method, Design, and Evaluation of an Exoskeleton for Lifting a Load In Situ. Revista *Hindawi* [en línea]. Mayo, 2021. DOI: 5513013. Disponible en: <https://www.hindawi.com/journals/abb/2021/5513013/>

MAHAFFEY, Ryan., et al. Age-related changes in three-dimensional foot motion during barefoot walking in children aged between 7 and 11 years old. Revista *National Library of Medicine* [en línea]. Junio, 2022. DOI: 10.1016. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35421684/>

MCCORMAC, Jack C. *Análisis de Estructuras Métodos Clásico y Matricial* [en línea]. 1ª. ed. Barcelona: Marcombo, 2011. ISBN: 978-84-267-1709-2.

MENDOZA FLORES, Mijaíl Jaén. *Diseño y fabricación de un exoesqueleto robótico flexible para rehabilitación de extremidades inferiores en recién nacidos con espina bífida*. Tesis [Titulo profesional de Ingeniero Mecánico]. Lima: Universidad de Ingeniería y Tecnología, 2021.

MENGA, Giuseppe. y GHIRARDI, Marco. Lower Limb Exoskeleton for Rehabilitation with Improved Postural Equilibrium. Revista *DBLP computer science bibliography* [en línea]. Septiembre, 2018, 7(2). DOI:10.3390. Disponible en: <https://dblp.org/rec/journals/robotics/MengaG18.html>

MOLINER, Maria. *Diccionario de neologismos del español actual*. Pagina web *Diccionario* [en línea]. Murcia: Universidad de Murcia, 2013. Disponible en: <https://www.um.es/neologismos/>

NORDIN, Margareta. *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético* [en línea]. 3ª. ed. Zaragoza: Mc Graw Hill, 2004. ISBN: 0-683-30247-7. Disponible en: <https://alejandrogomezrodas.files.wordpress.com/2021/04/biomecanica-basica-del-sistema-muscoesqueletico-nordin-ilovepdf-compressed.pdf>

ORTIZ, Luis. *Resistencia de materiales* [en línea]. Madrid: McGraw Hill, 1990. Disponible en: <https://resistenciadematerialesylaboratoriounet.files.wordpress.com/2016/07/resistencia-de-materiales-berrocal.pdf>

OSORIO, José. y VALENCIA, Mauricio. Bases para el entendimiento del proceso de la marcha humana. Revista *Archivos de Medicina* [en línea]. Enero, 2013, 13(1). ISBN: 1657-320X. Disponible en: <https://www.redalyc.org/pdf/2738/273828094009.pdf>

PAREJA LAZARTE, Carloandhre. *Evaluación de los criterios de diseño mecánico para un exoesqueleto de miembros inferiores en pacientes post ACV del Perú*. Tesis [Titulo profesional de Ingeniero Mecánico]. Lima: Universidad de Ingeniería y Tecnología, 2020.

PERRY, J. Gait analysis Normal and Pathological Function. Revista *Sports Science and Medicine* [en línea]. Junio, 2010, 9(2). ISBN: 978-1556427664. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3761742/>

PLANAS LARA, Ana Elvira., TOMAS ROYO, Jose Antonio. y DUCUM LUCUMBERRI, Maria. Ergonomía 4.0 y Exoesqueletos. Revista *Mutua Universal* [en línea]. 2020. Disponible en: <https://www.sesst.org/wp-content/uploads/2020/11/ergonomia-4.0.pdf>.

PUNDE, Yash, et al. Design and Linkage Analysis of Theo Jansen Mechanism Vishwakarma Institute of Technology. Revista *International Journal of Engineering research and technology* [en línea]. Septiembre, 2020, 09(09). ISSN: 2278-0181. Disponible en: <https://www.ijert.org/design-and-linkage-analysis-of-theo-jansen-mechanism>

RAMOS, Carlos. Herramientas Antropométricas. Revista *Instituto universitario de Sao Paulo* [en línea]. Marzo, 2018. Disponible en:

[https://vivesanobrasil.org/herramientas-antropometricas/#:~:text=La%20antropometr%C3%ADa%20\(del%20Idioma%20griego,las%20medidas%20han%20de%20ser.](https://vivesanobrasil.org/herramientas-antropometricas/#:~:text=La%20antropometr%C3%ADa%20(del%20Idioma%20griego,las%20medidas%20han%20de%20ser.)

RIVERA, Genara. *Perfil Sociodemografico de la poblacion con discapacidad* [en línea]. 1ª. ed. Lima: INEI, 2017. Disponible en: https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1675/libro.pdf

SAENZ, Arturo., et al. Discapacidad motriz: Guía didáctica para la inclusión en educación inicial y básica. *Guía Consejo Nacional de Fomento Educativo* [en línea]. 2010. Disponible en: file:///C:/Users/Anyelo%20Cesar/Downloads/4.EducacionInclusiva_DiscapacidadMotriz.pdf

SEMINO, Garcia. Ejercicio terapéutico generalidades Medicina de rehabilitación. *Revista Medicina de Rehabilitacion*, 2016. Disponible en: <https://es.scribd.com/document/496122590/Unidad-2-EJERCICIOS-TERAPEUTICOS>

SHIGLEY, Joseph., NISBETT, J., BUDYNAS, Richard. *Diseño en ingeniería mecánica*. 8ª. ed. New York: Mc Graw Hill, 2008. ISBN: 9701064047

SUNG, Woojae. *Grasshopper learning material* [en línea]. Abril, 2010. Disponible en: wojsung.com.

TAMBURRINO CABRERA, Basilo Nikolas. *Diseño y construcción de una pierna exoesquelética para la asistencia de la marcha*. Tesis [Titulo profesional de Ingeniero Mecánico]. Santiago de Chile: Universidad de Chile, 2017.

THIERCELIN, Corentin. *Exoesqueleto – rehabilitación* [en línea]. Pagina web *MedicalEXPO VIRTUALEXPO*. 2017. Disponible en: <https://www.medicaexpo.es/fabricante-medical/exoesqueleto-rehabilitacion-10025.html>.

TREVIÑO, Jesus. *Etimología de Ortopedia* [en línea]. Pagina web *Etimologias Chile*. 2016. Disponible en: <https://etimologias.dechile.net/?ortopedia>

VALDERRAMA MENDOZA, Santiago. *Pasos para elaborar proyectos de investigación científica* [en línea]. 2ª. ed. Lima: Editorial San Marcos, 2013. ISBN: 978-612-302-878-7

VILLENA PRADO, Giancarlo. *Diseño, implementación y control de un exoesqueleto para pacientes con discapacidad motora en las extremidades inferiores*. Tesis [Master en Ingeniería Mecánico-Eléctrica]. Piura: Universidad de Piura, 2017.

WERNER, David y WESTON, Jason. Tecnologías Innovadoras para por y con personas discapacitadas. Pagina web *Healthwrights Workgroup for people's health and rights* [en línea]. 2015. Disponible en: <http://www.healthwrights.org/introduction/>

X. ANEXOS

Anexo 01: MATRIZ DE CONSISTENCIA

Anexo 02: ÁRBOL DE PROBLEMAS

Anexo 03: FICHA DE TOMA DE DATOS

Anexo 04: DATOS REGISTRADOS

Anexo 05: MÉTODO DE BISECCIÓN - CÁLCULO DE α EN FUNCIÓN DE e

Anexo 06: CALCULO DEL DESPLAZAMIENTO RELATIVO DEL EXOESQUELETO EN EL PLANO

Anexo 07: RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN DEL ANÁLISIS ESTRUCTURAL

Anexo 08: Motorreductores MOTOX Catálogo D87.1.2008

Anexo 09: Poleas en V - Transmisión de potencia – Intermecc

Anexo 10: PLANOS DE ENSAMBLE GENERAL Y DE DETALLE

Anexo 11 : COTIZACIÓN DEL MECANISMO DEL EXOESQUELETO

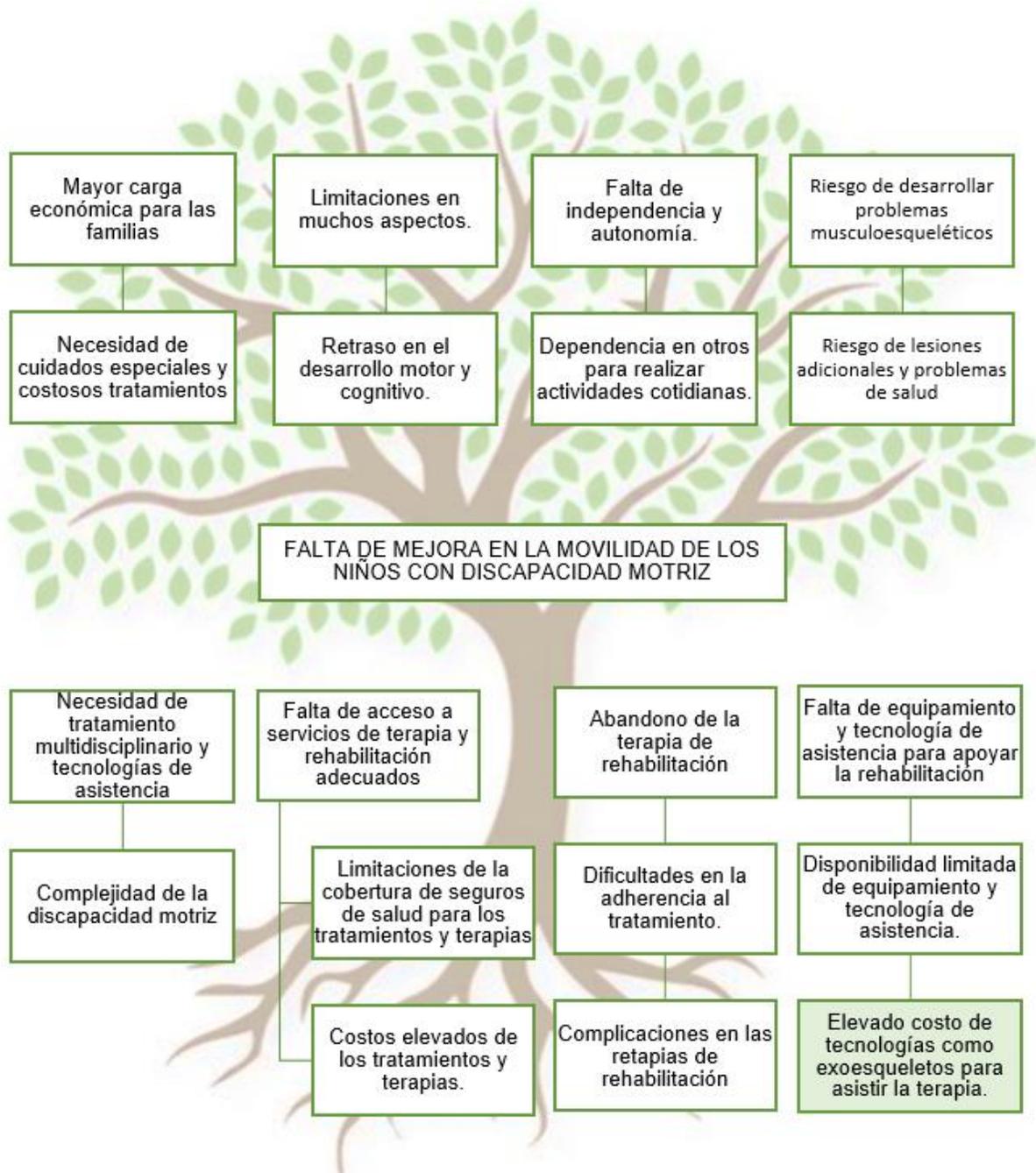
Anexo 01: MATRIZ DE CONSISTENCIA

Matriz de consistencia: Diseño de un exoesqueleto de miembros inferiores a bajo costo para niños con discapacidad motriz del centro especial Manuel Duato, Los Olivos, Lima.

Tabla 10.1 Matriz de consistencia

PROBLEMAS	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	VARIABLES	DIMENSIONES	INDICADORES	MÉTODOLOGIA
<p>OBJETIVO GENERAL ¿Cómo diseñar un exoesqueleto de miembros inferiores a bajo costo para niños con discapacidad?</p> <p>PROBLEMAS ESPECÍFICOS:</p> <ul style="list-style-type: none"> • ¿Cómo determinar los criterios de diseño para plantear una solución principal del diseño del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz? • ¿Cómo realizar el cálculo mecánico para dimensionar los componentes del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz? • ¿Cómo seleccionar los materiales y equipos para el diseño del accionamiento del exoesqueleto de miembros para niños con discapacidad motriz? • ¿Cómo validar y cotizar el diseño para comprobar el movimiento y bajo costo del diseño del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz? 	<p>OBJETIVO GENERAL Diseñar un exoesqueleto de miembros inferiores a bajo costo para niños con discapacidad motriz.</p> <p>OBJETIVOS ESPECÍFICOS:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Determinar los criterios de diseño para plantear una solución principal del diseño del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz. • Realizar el cálculo mecánico para dimensionar los componentes del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz. • Seleccionar los materiales y equipos para el diseño del accionamiento del exoesqueleto de miembros para niños con discapacidad motriz. • Validar y cotizar el diseño para comprobar el movimiento y bajo costo del diseño del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz 	<p>HIPÓTESIS GENERAL Con el diseño se podrá obtener un exoesqueleto a bajo costo que cumpla con los requerimientos de los niños con discapacidad motriz.</p> <p>HIPÓTESIS ESPECÍFICAS:</p> <ul style="list-style-type: none"> • La determinación de los criterios de diseño permitirá plantear una solución principal del diseño del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz. • Realizar el cálculo mecánico permitirá dimensionar los componentes del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz. • La selección de los materiales y equipos permitirán diseñar el accionamiento del exoesqueleto de miembros para niños con discapacidad motriz • La validación y cotización del diseño permitirá comprobar el movimiento y bajo costo del diseño del exoesqueleto de miembros inferiores para niños con discapacidad motriz 	<p>V.I. DISEÑO DE UN EXOESQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES</p>	<p>Criterios de diseño</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Requerimientos • Longitud • Ángulo • Peso a soportar • Restricciones 	<p>TIPO DE INVESTIGACION</p> <p>Aplicada</p> <p>ENFOQUE DE INVESTIGACION</p> <p>Cualitativo y Cuantitativo</p> <p>DISEÑO DE INVESTIGACION</p> <p>No Experimental</p> <p>METODO DE INVESTIGACION</p> <p>Análítico - Sintético</p>
				Cálculo mecánico	<ul style="list-style-type: none"> • Esfuerzo • Carga crítica • Torque • Longitud • Área 	
				Selección de los materiales y equipos	<ul style="list-style-type: none"> • Materiales • Equipos 	
				Validación y cotización	<ul style="list-style-type: none"> • Software para simulación • Precios 	
			V.D. BAJO COSTO	Costo del exoesqueleto	Costo total	

Anexo 02: ÁRBOL DE PROBLEMAS



Anexo 03: FICHA DE TOMA DE DATOS

FICHA DE TOMA DE DATOS				
DATOS PERSONALES DEL ALUMNO DEL CENTRO ESPECIAL MANUEL DUATO				
PELLIDO PATERNO:		APELLIDO MATERNO:		NOMBRES:
FECHA DE NACIMIENTO:		EDAD:	DNI:	GÉNERO: DISTRITO:
DATOS PERSONALES DEL APODERADO				
PELLIDO PATERNO:		APELLIDO MATERNO:		NOMBRES:
PARENTESCO		NÚMERO:	DNI:	EDAD DISTRITO:
DATOS DE MEDIDAS CORPORALES DEL ALUMNO:				
POSO:	ALTURA (h):	ANCHO DEL PIE:	LARGO DEL PIE:	
(Kg)	(m)	(cm)	(cm)	
ANCHO DE HOMBROS (a):			(cm)	
ANCHO DE CABEZA (b):			(cm)	
LARGO DE CABEZA (c):			(cm)	
LARGO DE CUELLO (d):			(cm)	
LARGO DEL TORSO (e):			(cm)	
LARGO DEL BRAZO (f):			(cm)	
LARGO DE EXTREMIDADES INFERIORES (g):			(cm)	
LARGO DE PIERNA (h):			(cm)	
LARGO DE MUSLO (i):			(cm)	
DISTANCIA DE TOBILLO A PLANTA (j):			(cm)	
ANCHO DE CADERA (k):			(cm)	
CIRCUNFERENCIA DE CADERA (l):			(cm)	
CIRCUNFERENCIA DE MUSLO (m):			(cm)	
CIRCUNFERENCIA DE RODILLA (n):			(cm)	
CIRCUNFERENCIA DE PANTORILLA (o):			(cm)	
CIRCUNFERENCIA DE TALÓN (p):			(cm)	
DIAGNÓSTICO Y DETALLES:				
DECLARACIÓN JURADA				
Yo, _____ con DNI N° _____, apoderado(a) del/la () _____ del Centro Especial Manuel Duato, con DNI N° _____, declaro que autorizo que los datos del menor a mi cargo brindados en el presente registro serán empleados para el desarrollo del proyecto "DISEÑO DE UN EXOSQUELETO DE MIEMBROS SUPERIORES A BAJO COSTO PARA NIÑOS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ DEL CENTRO ESPECIAL MANUEL DUATO".				
Firma: _____ DNI N°: _____				

Anexo 04: DATOS REGISTRADOS

Peso, altura y edad.

EDAD	PESO (Kg)	ALTURA (cm)
5	12	138
4	22	103
7	15	117.5
7	15	106
5	12	111
5	13	110
3	17	109
7	12	111.5
10	40	159
11	24	141.5
5	14	108
13	29	171
10	18	135
4	14	112
3	12	100
4	15	134
3	19	105
7	23	126
4	25	102
8	29	118

Ancho de cabeza	Ancho de hombros	Largo de cabeza	Largo de cuello	Largo de tronco	Largo de brazos
22	14	12	3	38	35
25	16	20	2.5	56	54
24	19	17	3.5	41	51
22.5	11	14	3.5	40	45
23	14.5	17	3	40	36
25	16	17	3	45	46
30.5	19.5	22.5	4	42	49
23	13	20	3.5	39	42
33	18	23	3	50	56.5
27	17	21	3.5	47	45
25	14	17	3.5	38	40
33	17	24	6	56	63
29	15	21	2.5	41	47
24	14	20	3.5	36	43
25	19	19	3.5	31	33
22	16.5	21	3.5	37.5	42
25	18	18.5	4.5	39.5	36
31	16	21	3.5	47	50
25	15.5	17.5	2.5	32	39
29	18	21	4	34	49

Distancia de tobillo a rodilla	Distancia de rodilla a cadera	Distancia de tobillo a planta	Ancho de cadera	Circ. de cadera	Circ. de muslo	Circ. de rodilla	Circ.de pantorrilla	Circ. de tobillo
28	18	4	20	48	21	19	16.5	14
28	24	5.5	31	74	31	25	22	17
30	23	4	24	62	28	26	22	16
26	19	4.3	24	54	21.5	16	14	16
25	21	5	25.5	55	24	20	17.5	17
25	23	5	26	54	26	22	20	15
32	23	6	27	60	30	25	21	20
25	20	4	23	40	22	19	14	12
35	30	8	38	78	36.5	34	26.5	20
30	34	6	32	66	29.5	23.5	18	19
25	21	4	24	56	21	23	18	15
44	35	6.5	30	68	34	29	24	19
29	28.5	5	27	63	27	23	17.5	15.5
24	23	5.5	22	51	29	22	19.5	15
24	23	5.5	27		24	21.5	19	18
25	18	5	24	48	22.5	20	17	16
26.5	15	6	24	57	24	21	18.5	17
27.5	20	7	36	76	38	30	24	18.5
25	22.5	5.5	23	59	27	22.5	20	17
30	23	6	30	65	31	24	20	15.5

Peso Promedio (Kg)	Altura promedio (cm)	Edad promedio
18.35714286	125.9666667	6.555555556
Peso máximo (Kg)	Altura máxima (cm)	Edad máxima
40	171	13
Peso mínimo (Kg)	Altura mínima (cm)	Edad mínima
12	106	3

Anexo 05: MÉTODO DE BISECCIÓN PARA CÁLCULO DE α EN FUNCIÓN DE θ

		a	b														
		0.01	3.00														
θ	α	1ra	2da	3ra	4ta	5ta	6ta	7ma	8va	9na	10ma	11ma	12ma	13ra	14ta...	100ma	
θ	α	Iteración	Iter	Iter	Iter	Iter	Iter	Iter									
0	1.368																
-	1.37	a	0.010	0.010	0.758	1.131	1.318	1.318	1.365	1.365	1.365	1.365	1.368	1.368	1.368	1.368	
0.05	1.38	b	3.000	1.505	1.505	1.505	1.505	1.412	1.412	1.388	1.377	1.371	1.371	1.369	1.368	1.368	
0.10	1.39	$P=A+(B-A)/2$	1.505	0.758	1.131	1.318	1.412	1.365	1.388	1.377	1.371	1.368	1.369	1.368	1.368	1.368	
0.15	1.40	F(a)	0.066	0.066	0.044	0.019	0.004	0.004	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	
0.20	1.41	F(b)	-0.099	-0.011	-0.011	-0.011	-0.011	-0.004	-0.004	-0.002	-0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	
0.25	1.42	F(P)	-0.011	0.044	0.019	0.004	-0.004	0.000	-0.002	-0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	
0.29	1.43																
0.34	1.44	0.049	1.378														
0.39	1.45	a	0.010	0.010	0.758	1.131	1.318	1.318	1.365	1.365	1.377	1.377	1.377	1.377	1.377	1.378	
0.44	1.46	b	3.000	1.505	1.505	1.505	1.505	1.412	1.412	1.388	1.388	1.382	1.379	1.378	1.378	1.378	
0.49	1.47	$P=A+(B-A)/2$	1.505	0.758	1.131	1.318	1.412	1.365	1.388	1.377	1.382	1.379	1.378	1.377	1.378	1.378	
0.54	1.49	F(a)	0.066	0.066	0.044	0.019	0.005	0.005	0.001	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	
0.59	1.50	F(b)	-0.099	-0.010	-0.010	-0.010	-0.010	-0.003	-0.003	-0.001	-0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	
0.64	1.51	F(P)	-0.010	0.044	0.019	0.005	-0.003	0.001	-0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	
0.69	1.52																
0.74	1.53	0.098	1.388														
0.79	1.55	a	0.010	0.010	0.758	1.131	1.318	1.318	1.365	1.365	1.377	1.382	1.385	1.387	1.387	1.388	
0.83	1.56	b	3.000	1.505	1.505	1.505	1.505	1.412	1.412	1.388	1.388	1.388	1.388	1.388	1.388	1.388	
0.88	1.57	$P=A+(B-A)/2$	1.505	0.758	1.131	1.318	1.412	1.365	1.388	1.377	1.382	1.385	1.387	1.387	1.388	1.388	
0.93	1.58	F(a)	0.066	0.066	0.045	0.020	0.006	0.006	0.002	0.002	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	
0.98	1.60	F(b)	-0.099	-0.010	-0.010	-0.010	-0.010	-0.002	-0.002	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	
1.03	1.61	F(P)	-0.010	0.045	0.020	0.006	-0.002	0.002	0.000	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	
1.08	1.62																
1.13	1.63	0.147	1.398														

Anexo 06: CALCULO DEL DESPLAZAMIENTO RELATIVO DEL EXOESQUELETO EN EL PLANO

		R		Ro		B1o	0.091	B2o	0.052	C1o	0.057
θ	α	β	μ	\hat{i}	\hat{j}	\hat{i}	\hat{j}	\hat{i}	\hat{j}	\hat{i}	\hat{j}
0	1.368	4.971	2.939	0.085	0.000	0.018	0.089	-0.051	0.010	0.015	-0.055
0.049	1.378	4.980	2.948	0.085	0.001	0.017	0.089	-0.051	0.010	0.015	-0.055
0.098	1.388	4.989	2.958	0.085	0.002	0.017	0.089	-0.051	0.009	0.016	-0.055
0.147	1.398	4.997	2.968	0.085	0.002	0.016	0.089	-0.051	0.009	0.016	-0.055
0.196	1.408	5.005	2.979	0.085	0.003	0.015	0.089	-0.051	0.008	0.016	-0.055
0.245	1.419	5.012	2.989	0.085	0.004	0.014	0.090	-0.051	0.008	0.017	-0.054
0.295	1.429	5.018	3.000	0.085	0.005	0.013	0.090	-0.051	0.007	0.017	-0.054
0.344	1.440	5.024	3.011	0.084	0.006	0.012	0.090	-0.051	0.007	0.017	-0.054
0.393	1.452	5.030	3.022	0.084	0.006	0.011	0.090	-0.051	0.006	0.018	-0.054
0.442	1.463	5.035	3.034	0.084	0.007	0.010	0.090	-0.051	0.006	0.018	-0.054
0.491	1.474	5.039	3.045	0.084	0.008	0.009	0.090	-0.052	0.005	0.018	-0.054
0.540	1.486	5.043	3.057	0.083	0.008	0.008	0.090	-0.052	0.004	0.018	-0.054
0.589	1.498	5.046	3.069	0.083	0.009	0.007	0.090	-0.052	0.004	0.019	-0.054
0.638	1.510	5.049	3.081	0.082	0.010	0.006	0.090	-0.052	0.003	0.019	-0.054
0.687	1.522	5.051	3.093	0.082	0.010	0.004	0.091	-0.052	0.003	0.019	-0.054
0.736	1.534	5.052	3.105	0.081	0.011	0.003	0.091	-0.052	0.002	0.019	-0.054
0.785	1.547	5.053	3.117	0.081	0.012	0.002	0.091	-0.052	0.001	0.019	-0.054
0.834	1.559	5.053	3.130	0.080	0.012	0.001	0.091	-0.052	0.001	0.019	-0.054
0.884	1.571	5.053	3.142	0.079	0.013	0.000	0.091	-0.052	0.000	0.019	-0.054
0.933	1.584	5.052	3.155	0.079	0.013	-0.001	0.091	-0.052	-0.001	0.019	-0.054
0.982	1.596	5.050	3.167	0.078	0.014	-0.002	0.091	-0.052	-0.001	0.019	-0.054
1.031	1.609	5.047	3.179	0.077	0.014	-0.003	0.091	-0.052	-0.002	0.019	-0.054
1.080	1.621	5.044	3.192	0.077	0.014	-0.005	0.091	-0.052	-0.003	0.019	-0.054

C2o	0.194	"L"						F	0.056	Flo	
\hat{i}	\hat{j}	\hat{i}	\hat{j}	$ \text{"L"} $	e''	e'		\hat{i}	\hat{j}	\hat{i}	\hat{j}
0.050	-0.188	0.100	-0.198	0.222	1.330	2.040	3.370	-0.055	-0.013	-0.005	-0.200
0.051	-0.187	0.102	-0.197	0.222	1.331	2.049	3.380	-0.055	-0.013	-0.003	-0.200
0.053	-0.187	0.104	-0.196	0.222	1.331	2.058	3.389	-0.054	-0.014	-0.001	-0.201
0.055	-0.186	0.106	-0.195	0.222	1.333	2.066	3.399	-0.054	-0.014	0.000	-0.201
0.056	-0.186	0.107	-0.194	0.222	1.335	2.074	3.409	-0.054	-0.015	0.002	-0.201
0.057	-0.186	0.108	-0.193	0.222	1.337	2.082	3.419	-0.054	-0.015	0.003	-0.201
0.059	-0.185	0.110	-0.192	0.222	1.340	2.089	3.429	-0.054	-0.016	0.005	-0.201
0.060	-0.185	0.111	-0.192	0.221	1.344	2.096	3.439	-0.054	-0.016	0.006	-0.201
0.061	-0.184	0.112	-0.191	0.221	1.348	2.102	3.450	-0.053	-0.017	0.007	-0.201
0.062	-0.184	0.113	-0.190	0.221	1.352	2.108	3.460	-0.053	-0.018	0.008	-0.202
0.062	-0.184	0.114	-0.189	0.221	1.357	2.113	3.471	-0.053	-0.018	0.009	-0.202
0.063	-0.184	0.115	-0.188	0.220	1.363	2.118	3.481	-0.053	-0.019	0.010	-0.202
0.064	-0.183	0.115	-0.187	0.220	1.369	2.123	3.492	-0.053	-0.019	0.011	-0.203
0.064	-0.183	0.116	-0.186	0.219	1.376	2.127	3.503	-0.052	-0.020	0.012	-0.203
0.065	-0.183	0.116	-0.186	0.219	1.383	2.130	3.514	-0.052	-0.020	0.012	-0.204
0.065	-0.183	0.117	-0.185	0.219	1.391	2.133	3.524	-0.052	-0.021	0.013	-0.204
0.065	-0.183	0.117	-0.184	0.218	1.400	2.135	3.535	-0.052	-0.022	0.013	-0.205
0.065	-0.183	0.117	-0.184	0.218	1.409	2.137	3.546	-0.052	-0.022	0.013	-0.205
0.065	-0.183	0.117	-0.183	0.217	1.419	2.138	3.557	-0.051	-0.023	0.014	-0.206
0.065	-0.183	0.116	-0.182	0.216	1.429	2.139	3.568	-0.051	-0.023	0.014	-0.206
0.064	-0.183	0.116	-0.182	0.216	1.440	2.139	3.579	-0.051	-0.024	0.013	-0.207
0.064	-0.183	0.116	-0.181	0.215	1.451	2.138	3.590	-0.051	-0.024	0.013	-0.208
0.063	-0.184	0.115	-0.181	0.214	1.464	2.137	3.600	-0.050	-0.025	0.013	-0.208
0.063	-0.184	0.114	-0.181	0.214	1.476	2.135	3.611	-0.050	-0.025	0.013	-0.209
0.062	-0.184	0.113	-0.180	0.213	1.490	2.132	3.622	-0.050	-0.026	0.012	-0.210

			F1	0.268	F2o		C3o	0.164	K	
α'	θ'''	α''	\hat{i}	\hat{j}	\hat{i}	\hat{j}	\hat{i}	\hat{j}	\hat{i}	\hat{j}
3.370	1.543	4.914	0.053	-0.262	0.103	-0.450	0.042	-0.159	0.061	-0.291
3.380	1.543	4.923	0.056	-0.262	0.107	-0.449	0.043	-0.158	0.064	-0.291
3.389	1.543	4.933	0.058	-0.261	0.111	-0.448	0.045	-0.158	0.067	-0.290
3.399	1.543	4.942	0.061	-0.260	0.116	-0.447	0.046	-0.157	0.070	-0.289
3.409	1.543	4.952	0.064	-0.260	0.120	-0.446	0.047	-0.157	0.072	-0.289
3.419	1.543	4.962	0.066	-0.259	0.123	-0.445	0.048	-0.157	0.075	-0.288
3.429	1.543	4.973	0.069	-0.259	0.127	-0.444	0.049	-0.156	0.078	-0.287
3.439	1.543	4.983	0.071	-0.258	0.131	-0.443	0.050	-0.156	0.081	-0.287
3.450	1.543	4.993	0.074	-0.257	0.135	-0.442	0.051	-0.156	0.084	-0.286
3.460	1.543	5.004	0.077	-0.256	0.138	-0.440	0.052	-0.156	0.086	-0.285
3.471	1.543	5.014	0.080	-0.255	0.142	-0.439	0.053	-0.155	0.089	-0.284
3.481	1.543	5.025	0.082	-0.255	0.145	-0.438	0.053	-0.155	0.092	-0.283
3.492	1.543	5.036	0.085	-0.254	0.149	-0.437	0.054	-0.155	0.095	-0.282
3.503	1.543	5.046	0.088	-0.253	0.152	-0.436	0.054	-0.155	0.098	-0.281
3.514	1.543	5.057	0.090	-0.252	0.155	-0.435	0.054	-0.155	0.100	-0.280
3.524	1.543	5.068	0.093	-0.251	0.158	-0.434	0.055	-0.155	0.103	-0.279
3.535	1.543	5.079	0.096	-0.250	0.161	-0.433	0.055	-0.155	0.106	-0.278
3.546	1.543	5.090	0.099	-0.249	0.163	-0.432	0.055	-0.155	0.109	-0.277
3.557	1.543	5.100	0.101	-0.248	0.166	-0.431	0.055	-0.155	0.111	-0.276
3.568	1.543	5.111	0.104	-0.247	0.169	-0.430	0.055	-0.155	0.114	-0.275
3.579	1.543	5.122	0.107	-0.245	0.171	-0.429	0.054	-0.155	0.117	-0.274
3.590	1.543	5.133	0.109	-0.244	0.173	-0.428	0.054	-0.155	0.119	-0.273
3.600	1.543	5.144	0.112	-0.243	0.175	-0.427	0.053	-0.155	0.122	-0.272
3.611	1.543	5.155	0.115	-0.242	0.177	-0.426	0.053	-0.155	0.124	-0.270
3.622	1.543	5.165	0.117	-0.241	0.179	-0.425	0.052	-0.155	0.127	-0.269

				H	0.302	Ho	
$ k $	β'	β''	β'''	\hat{i}	\hat{j}	\hat{i}	\hat{j}
0.298	4.919	0.114	5.034	0.095	-0.287	0.137	-0.445
0.298	4.929	0.114	5.043	0.098	-0.286	0.141	-0.444
0.298	4.938	0.114	5.053	0.101	-0.285	0.146	-0.443
0.298	4.948	0.114	5.062	0.104	-0.284	0.150	-0.441
0.298	4.958	0.114	5.072	0.106	-0.283	0.154	-0.440
0.298	4.967	0.114	5.082	0.109	-0.282	0.157	-0.438
0.298	4.977	0.114	5.092	0.112	-0.281	0.161	-0.437
0.298	4.987	0.114	5.101	0.115	-0.280	0.165	-0.436
0.298	4.997	0.114	5.111	0.117	-0.278	0.169	-0.434
0.298	5.007	0.114	5.121	0.120	-0.277	0.172	-0.433
0.298	5.017	0.114	5.131	0.123	-0.276	0.175	-0.431
0.298	5.027	0.114	5.141	0.126	-0.275	0.179	-0.430
0.298	5.037	0.114	5.151	0.128	-0.273	0.182	-0.428
0.298	5.047	0.114	5.161	0.131	-0.272	0.185	-0.427
0.298	5.056	0.114	5.171	0.134	-0.271	0.188	-0.426
0.298	5.066	0.114	5.181	0.136	-0.270	0.191	-0.424
0.298	5.076	0.114	5.190	0.139	-0.268	0.194	-0.423
0.298	5.086	0.114	5.200	0.142	-0.267	0.196	-0.421
0.298	5.096	0.114	5.210	0.144	-0.265	0.199	-0.420

Anexo 07: RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN DEL ANÁLISIS ESTRUCTURAL

Análisis Estructural de Mecanismos de Cadera

☐ **Análisis estático:1**

Objetivo general y configuración:

Objetivo de diseño	Punto único
Tipo de estudio	Análisis estático
Fecha de la última modificación	5/06/2023, 18:52
Detecte y elimine los modos de cuerpo rígido	No
Tensiones separadas a través de las superficies de contacto	No
Análisis de cargas de movimiento	No

Configuración de malla:

Tamaño medio del elemento (fracción del diámetro del modelo)	0.1
Tamaño mínimo del elemento (fracción del tamaño promedio)	0.2
Factor de calificación	1.5
Ángulo de giro máx.	60 grados
Crear elementos de malla curva	No
Usar una medida basada en piezas para la malla de ensamblaje	Sí

☐ **Material(es)**

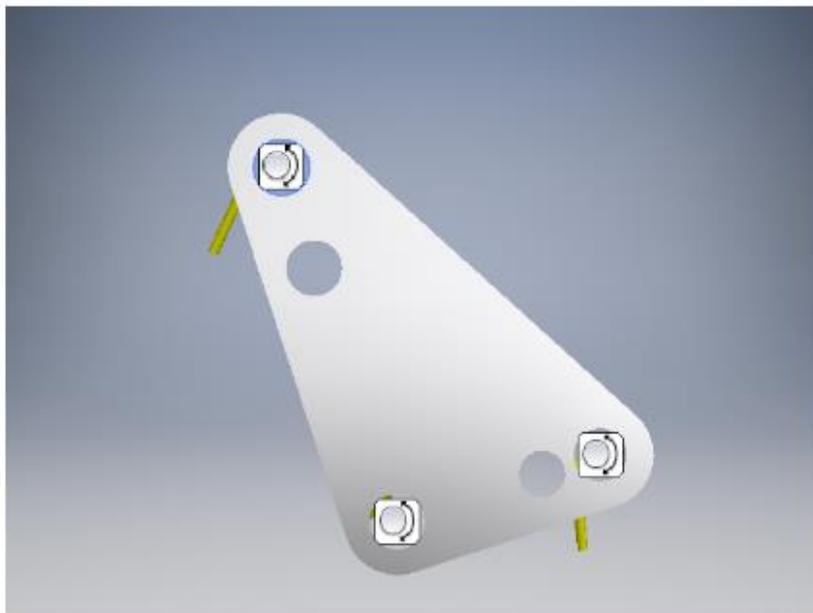
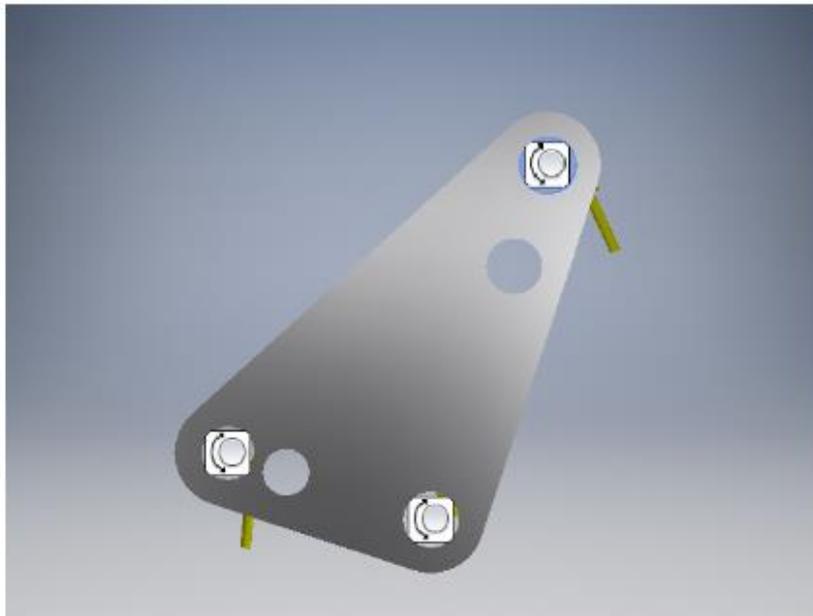
Nombre	Aluminio 6061	
General	Densidad	2,7 g/cm ³
	Límite elástico	275 MPa
	Máxima resistencia a la tracción	310 MPa
Estrés	Módulo de Young	68,9 GPa
	Proporción de Poisson	0.33 UL
	Módulo de corte	25,9023 GPa
Nombre(s) de pieza	SELECTSET57	

☐ **Condiciones de funcionamiento**

☐ **Carga del rodamiento: 1**

Tipo de carga	Carga del rodamiento
Magnitud	119,726 libras
Vector X	-50.132 lbforce
Vector Y	0,000 libras
Vector Z	108,724 libras

☐ **Cara(s) seleccionada(s)**



☐ Resultados

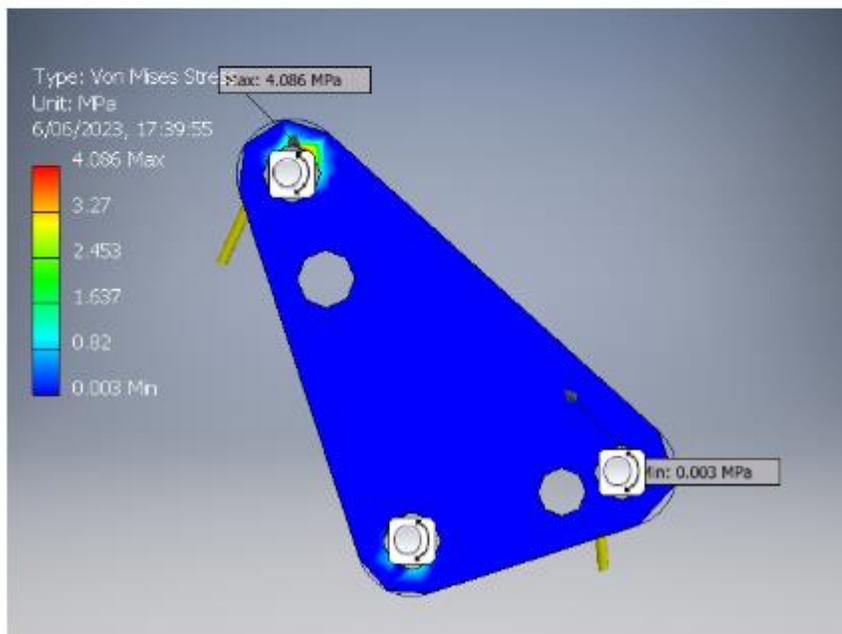
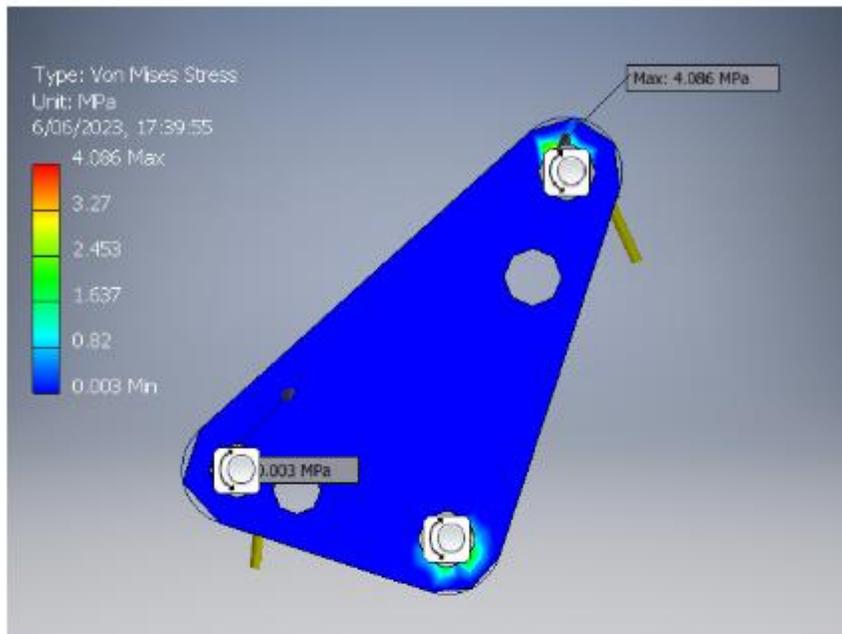
☐ Fuerza de reacción y momento sobre las restricciones

Nombre de restricción	Fuerza de reacción		Momento de reacción	
	Magnitud	Componente (X, Y, Z)	Magnitud	Componente (X, Y, Z)
Restricción de pin: 1	519,425 N	229,061 N	0,00476812 N m	0 N m
		0 N		0 N m
		-466,19 N		-0,00476812 N m
Restricción de pin: 2	33,547 N	-17,0858 N	0,00768307 N m	0,00754506 N m
		0,0689166 N		0 N m
		-28,8699 N		0,0014497 N m
Restricción de pin: 3	538,566 N	-212 N	0,00727155 N m	-0,0031148 N m
		0 N		0 N m
		495,086 N		0,00657066 N m

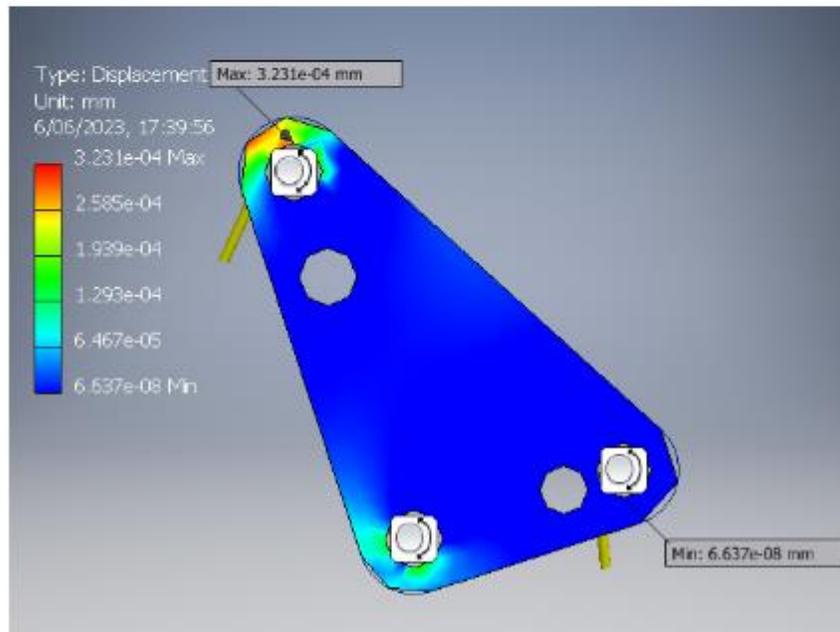
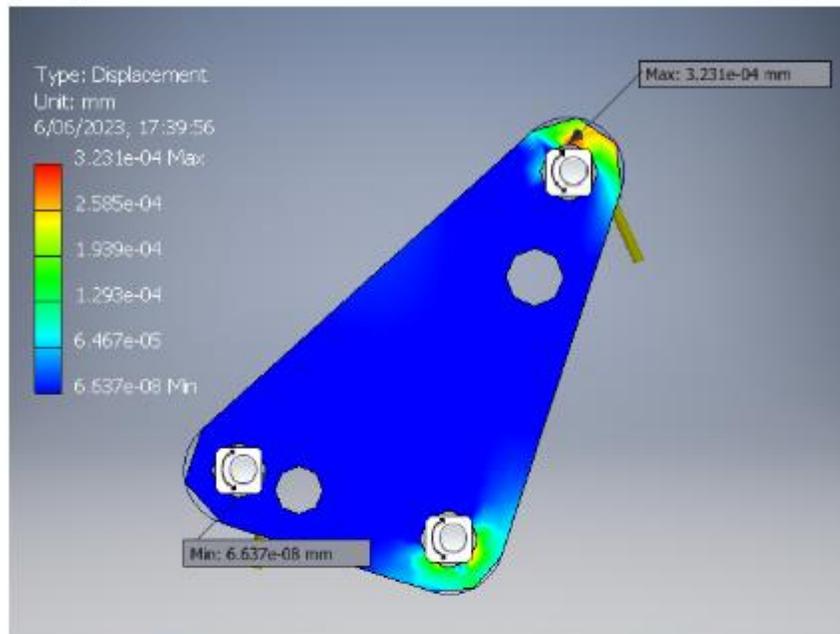
☐ Resumen de resultados

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	83871,6 mm ³	
Masa	0,226453 kg	
Estrés de Von Mises	0,00338284 MPa	4,0862 MPa
1er Estrés Principal	-0,769707 MPa	3,72307 MPa
3º Estrés Principal	-4,71713 MPa	0,425354 MPa
Desplazamiento	0,000000663684 milímetros	0,00032307 milímetros
Factor de seguridad	15 ul	15 ul
Estrés XX	-3,57802 MPa	3,5835 MPa
Estrés XY	-0,222178 MPa	0,525114 MPa
Estrés XZ	-2,10771 MPa	0,960625 MPa
Estrés YY	-1,63578 MPa	1,38428 MPa
Estrés YZ	-0,133677 MPa	0,514122 MPa
Estrés ZZ	-1,41872 MPa	1,68544 MPa
X Desplazamiento	-0,000323023 mm	0,000215236 milímetros
Desplazamiento Y	-0,000054731 mm	0,0000571913 milímetros
Desplazamiento Z	-0,000246299 mm	0,000245402 milímetros
Cepa equivalente	0.00000044226 UL	0.0000546455 UL
1ª Cepa Principal	0.000000280081 UL	0.0000451463 UL
3ª Cepa Principal	-0.0000604509 UL	-0.000000233379 UL
Cepa XX	-0.0000384622 UL	0.0000424522 UL
Cepa XY	-0.00000428877 UL	0.0000101364 UL
Cepa XZ	-0.0000406858 UL	0.0000185433 UL
Cepa YY	-0.00000294558 UL	0.00000475874 UL
Cepa YZ	-0.00000258041 UL	0.00000992428 UL
Cepa ZZ	-0.0000158109 UL	0.0000237272 UL

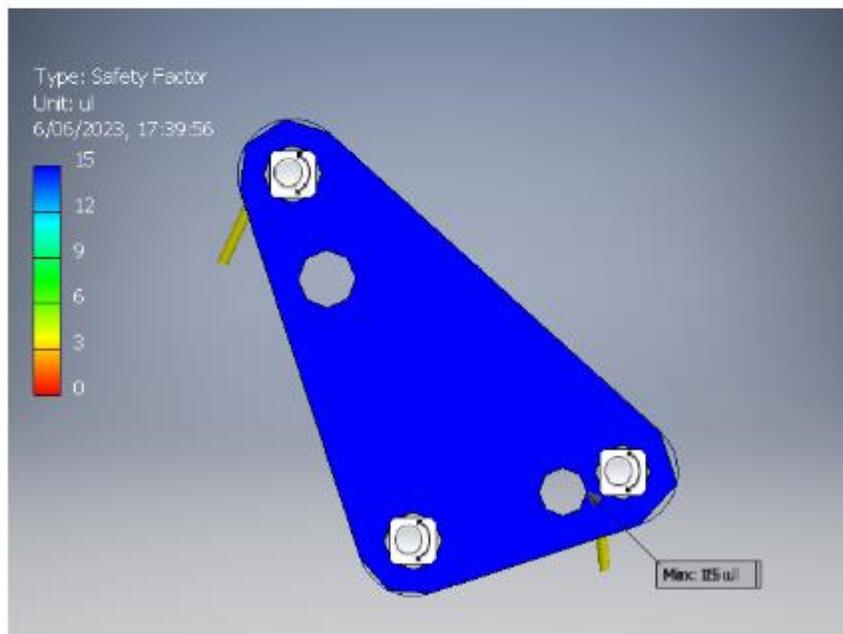
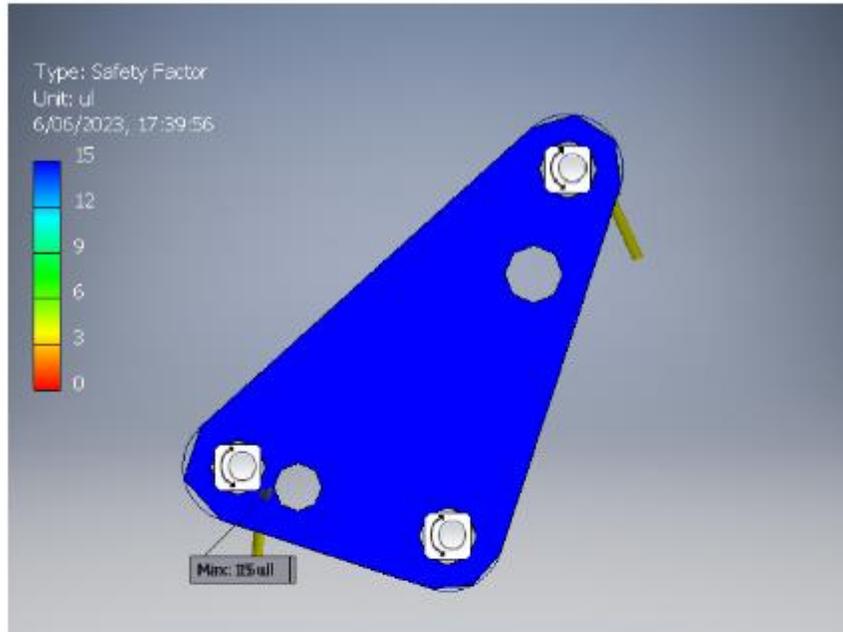
☐ Estrés de Von Mises



Desplazamiento



Factor de seguridad



☐ **Static Analysis:1**

General objective and settings:

Design Objective	Single Point
Study Type	Static Analysis
Last Modification Date	5/06/2023, 18:51
Detect and Eliminate Rigid Body Modes	No
Separate Stresses Across Contact Surfaces	No
Motion Loads Analysis	No

Mesh settings:

Avg. Element Size (fraction of model diameter)	0.1
Min. Element Size (fraction of avg. size)	0.2
Grading Factor	1.5
Max. Turn Angle	60 deg
Create Curved Mesh Elements	No
Use part based measure for Assembly mesh	Yes

☐ **Material(s)**

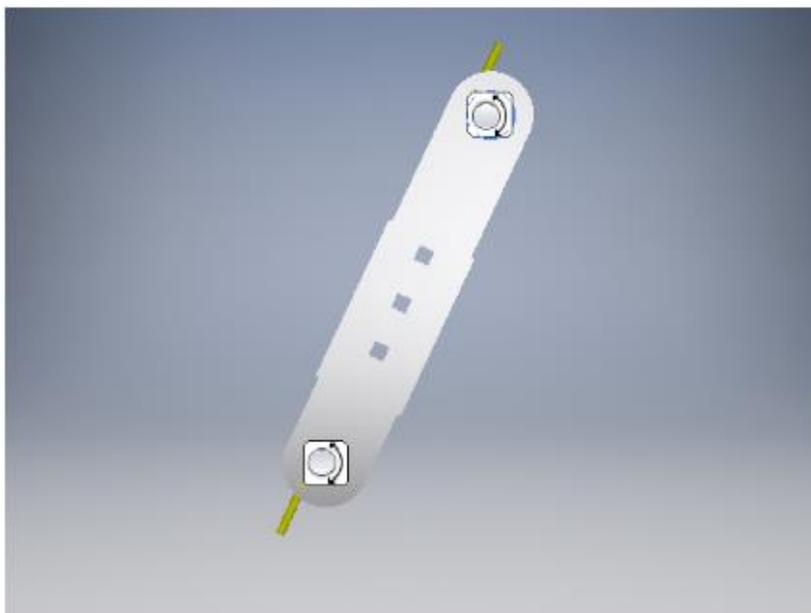
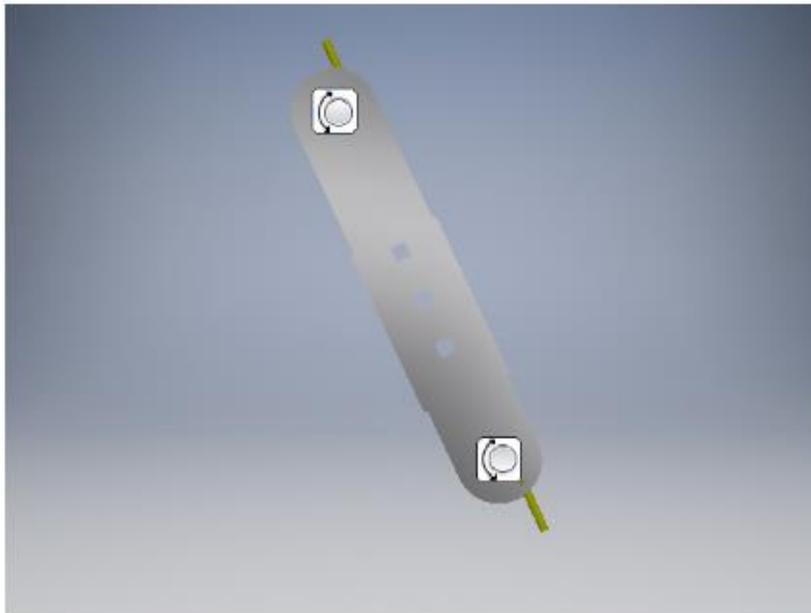
Name	Aluminum 6061	
General	Mass Density	2.7 g/cm ³
	Yield Strength	275 MPa
	Ultimate Tensile Strength	310 MPa
Stress	Young's Modulus	68.9 GPa
	Poisson's Ratio	0.33 ul
	Shear Modulus	25.9023 GPa
Part Name(s)	SELECTSET58 SELECTSET96 SELECTSET97 SELECTSET102 SELECTSET103	

▣ **Operating conditions**

▣ **Bearing Load:1**

Load Type	Bearing Load
Magnitude	59.860 lbf
Vector X	25.066 lbf
Vector Y	0.000 lbf
Vector Z	-54.359 lbf

▣ **Selected Face(s)**



Results

Reaction Force and Moment on Constraints

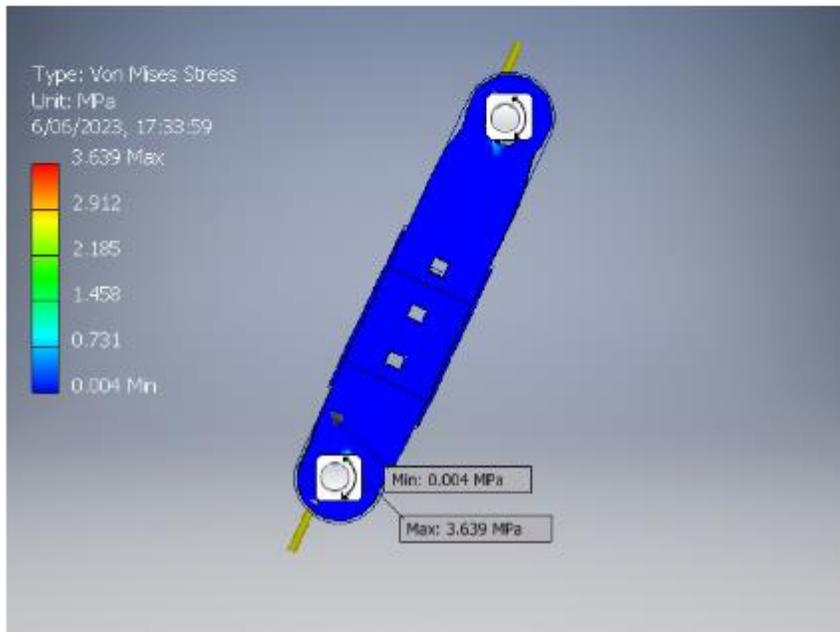
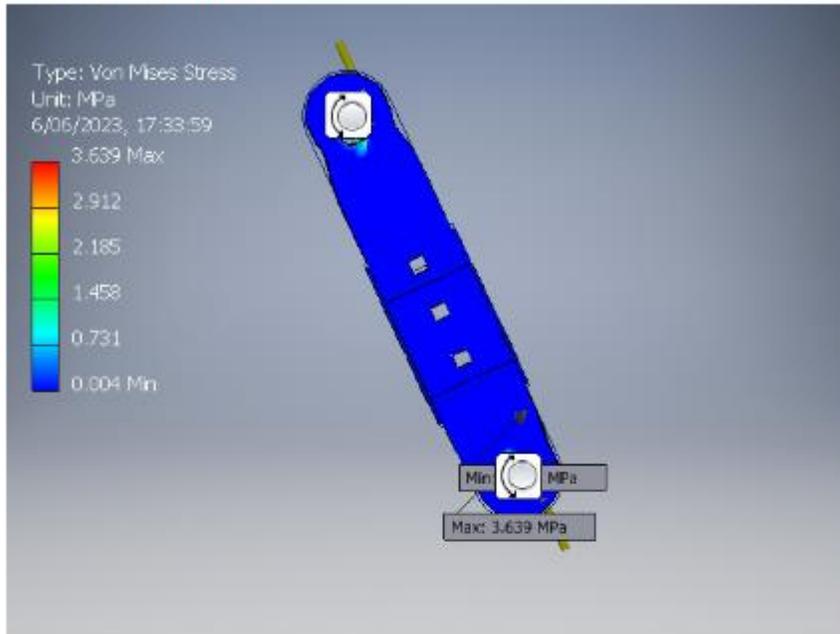
Constraint Name	Reaction Force		Reaction Moment	
	Magnitude	Component (X,Y,Z)	Magnitude	Component (X,Y,Z)
Pin Constraint:1	253.775 N	-106.169 N	0.00704121 N m	0.00704121 N m
		0 N		0 N m
		230.499 N		0 N m
Pin Constraint:2	253.455 N	-106.052 N	0.00407791 N m	-0.0033948 N m
		0 N		0 N m
		230.201 N		0.00225936 N m
Pin Constraint:3	507.222 N	212.223 N	0 N m	0 N m
		0 N		0 N m
		-460.69 N		0 N m

Result Summary

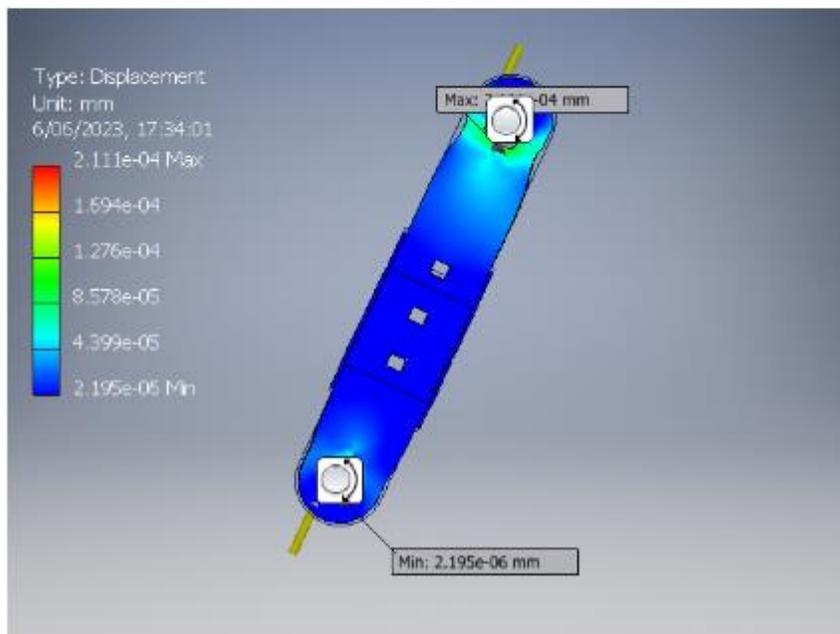
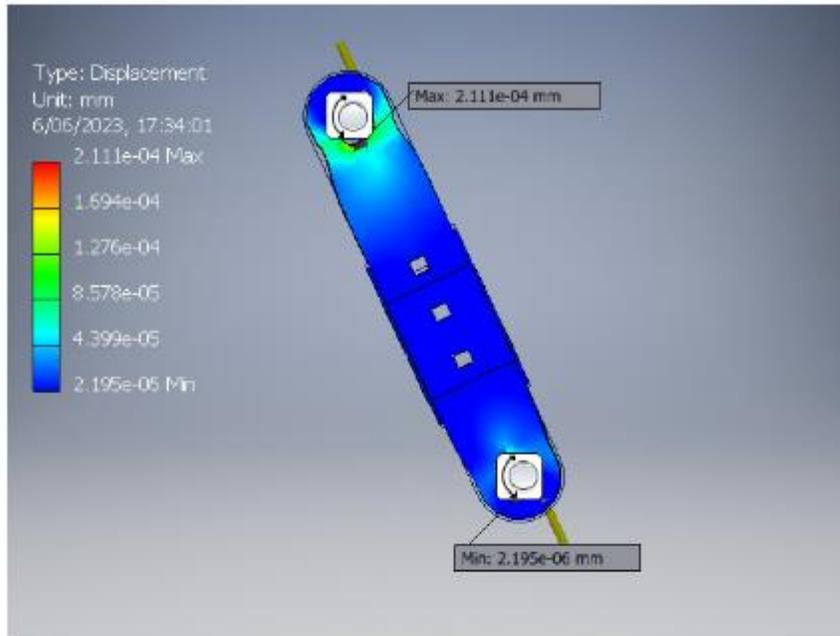
Name	Minimum	Maximum
Volume	78492.8 mm ³	
Mass	0.211931 kg	
Von Mises Stress	0.0038467 MPa	3.63905 MPa
1st Principal Stress	-1.13206 MPa	2.64519 MPa
3rd Principal Stress	-4.67737 MPa	0.322581 MPa
Displacement	0.00000219533 mm	0.000211148 mm
Safety Factor	15 ul	15 ul
Stress XX	-4.10706 MPa	2.53197 MPa
Stress XY	-0.553933 MPa	0.527385 MPa
Stress XZ	-1.71469 MPa	1.10081 MPa
Stress YY	-1.7987 MPa	0.750745 MPa
Stress YZ	-0.349456 MPa	0.379044 MPa
Stress ZZ	-1.76802 MPa	2.43561 MPa
X Displacement	-0.000186345 mm	0.000157214 mm
Y Displacement	-0.0000264432 mm	0.0000366741 mm
Z Displacement	-0.000170836 mm	0.000156445 mm
Equivalent Strain	0.0000000495531 ul	0.0000495009 ul
1st Principal Strain	0.0000000386295 ul	0.0000372293 ul
3rd Principal Strain	-0.0000572669 ul	-0.0000000463796 ul
Strain XX	-0.0000445589 ul	0.0000350438 ul
Strain XY	-0.0000106928 ul	0.0000101803 ul
Strain XZ	-0.0000330993 ul	0.0000212493 ul
Strain YY	-0.00000303765 ul	0.00000497331 ul
Strain YZ	-0.00000674567 ul	0.00000731682 ul
Strain ZZ	-0.0000264688 ul	0.0000313686 ul
Contact Pressure	0 MPa	0.217167 MPa
Contact Pressure X	-0.0600408 MPa	0.042099 MPa
Contact Pressure Y	-0.152091 MPa	0.138638 MPa
Contact Pressure Z	-0.0712816 MPa	0.147001 MPa

Figures

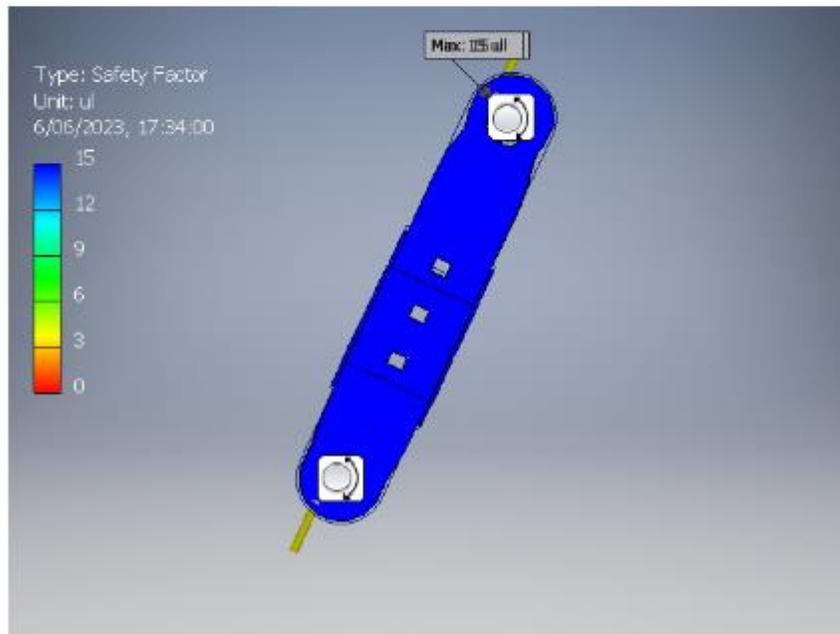
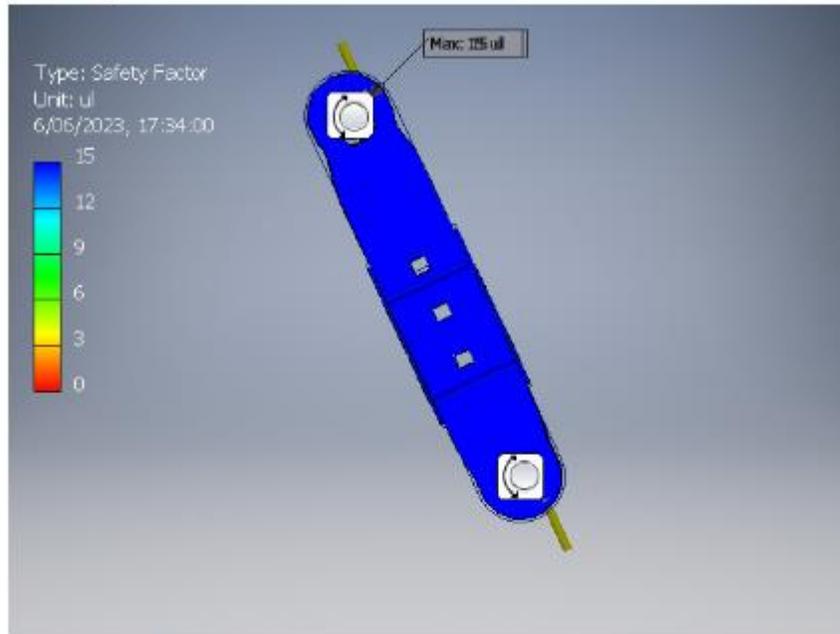
Von Mises Stress



Displacement



☐ Safety Factor



Análisis Estructural de Mecanismos de Muslo

☐ **Static Analysis:1**

General objective and settings:

Design Objective	Single Point
Study Type	Static Analysis
Last Modification Date	6/06/2023, 16:33
Detect and Eliminate Rigid Body Modes	No
Separate Stresses Across Contact Surfaces	No
Motion Loads Analysis	No

Mesh settings:

Avg. Element Size (fraction of model diameter)	0.1
Min. Element Size (fraction of avg. size)	0.2
Grading Factor	1.5
Max. Turn Angle	60 deg
Create Curved Mesh Elements	No
Use part based measure for Assembly mesh	Yes

☐ **Material(s)**

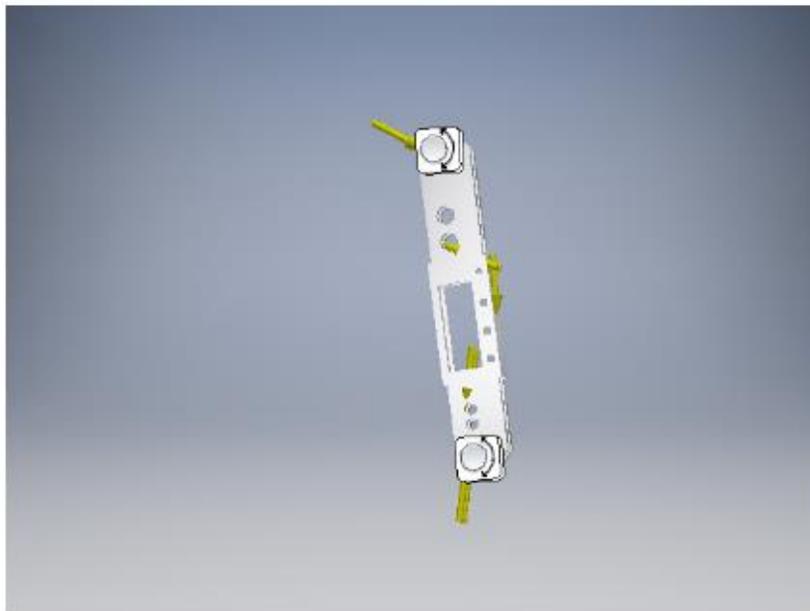
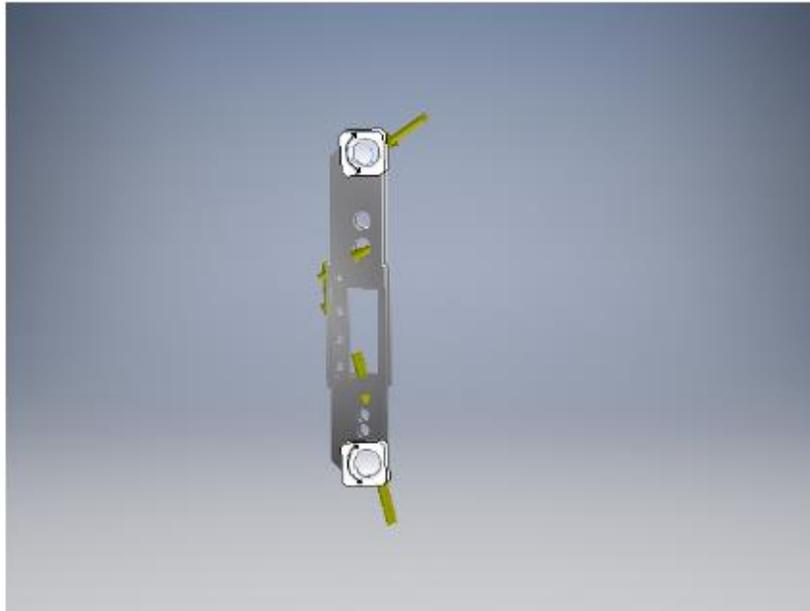
Name	Aluminum 6061	
General	Mass Density	2.7 g/cm ³
	Yield Strength	275 MPa
	Ultimate Tensile Strength	310 MPa
Stress	Young's Modulus	68.9 GPa
	Poisson's Ratio	0.33 ul
	Shear Modulus	25.9023 GPa
Part Name(s)	SELECTSET67 SELECTSET70 SELECTSET72	

▣ **Operating conditions**

▣ **Bearing Load:1**

Load Type	Bearing Load
Magnitude	564.335 lbf
Vector X	-478.618 lbf
Vector Y	0.000 lbf
Vector Z	-298.996 lbf

▣ **Selected Face(s)**



Results

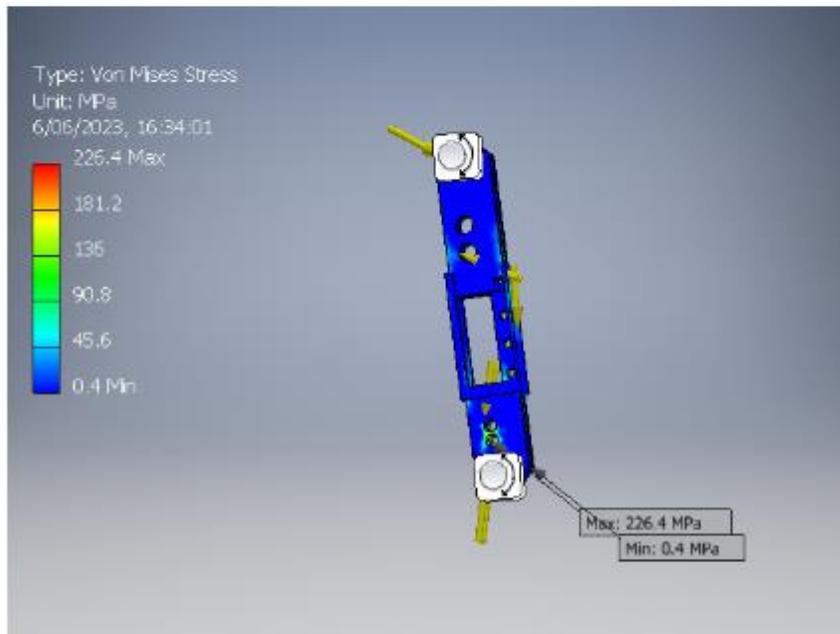
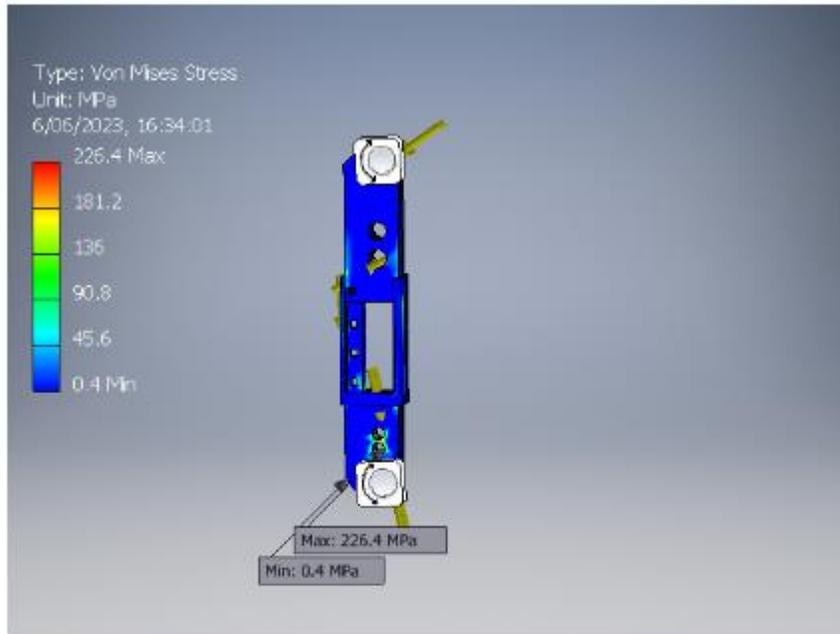
Reaction Force and Moment on Constraints

Constraint Name	Reaction Force		Reaction Moment	
	Magnitude	Components (Fx,Fy,Fz)	Magnitude	Components (Mx,My,Mz)
Custom Constraint:2	3682.640 N	-392.987 N	0.000 N mm	0.000 N mm
		-3661.611 N		-0.000 N mm
		-0.000 N		0.000 N mm
Custom Constraint:1	3682.594 N	392.970 N	0.000 N mm	-0.000 N mm
		3661.567 N		0.000 N mm
		0.000 N		0.000 N mm

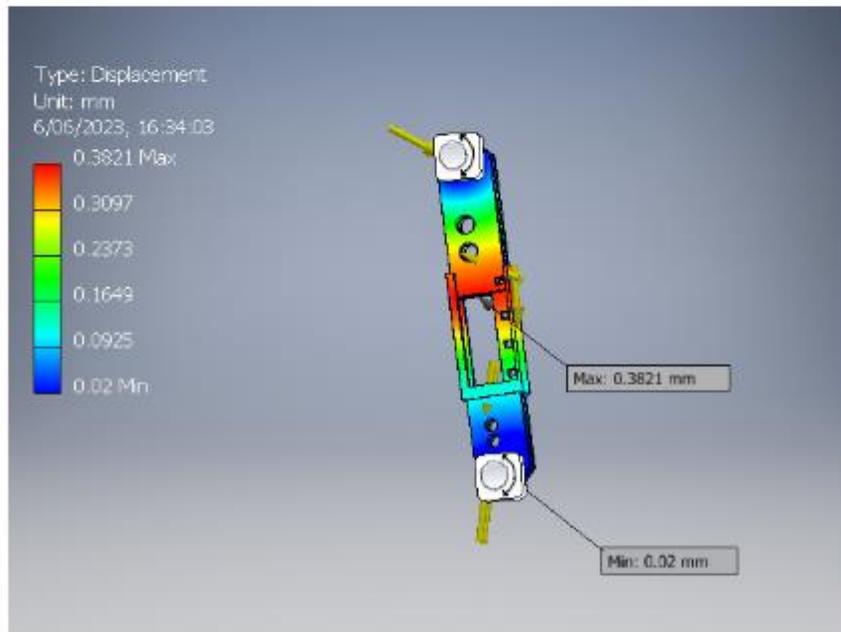
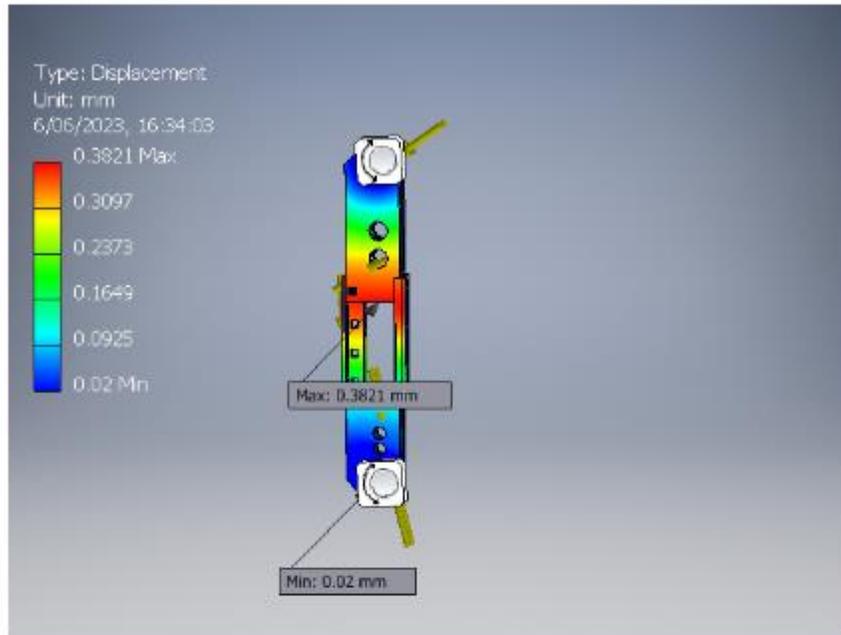
Static Result Summary

Name		Minimum	Maximum
Displacement		0.000 mm	0.470 mm
Forces	Fx	-0.000 N	0.000 N
	Fy	-3928.568 N	4704.343 N
	Fz	-3680.544 N	13539.999 N
Moments	Mx	-0.000 N mm	220171.964 N mm
	My	-0.000 N mm	0.000 N mm
	Mz	0.000 N mm	0.000 N mm
Normal Stresses	Smax	-44.772 MPa	149.510 MPa
	Smin	-129.448 MPa	12.170 MPa
	Smax(Mx)	0.000 MPa	137.582 MPa
	Smin(Mx)	-137.582 MPa	-0.000 MPa
	Smax(My)	-0.000 MPa	0.000 MPa
	Smin(My)	-0.000 MPa	0.000 MPa
	Saxial	-44.772 MPa	12.170 MPa
Shear Stresses	Tx	-0.000 MPa	0.000 MPa
	Ty	-23.334 MPa	19.486 MPa
Torsional Stresses	T	0.000 MPa	0.000 MPa

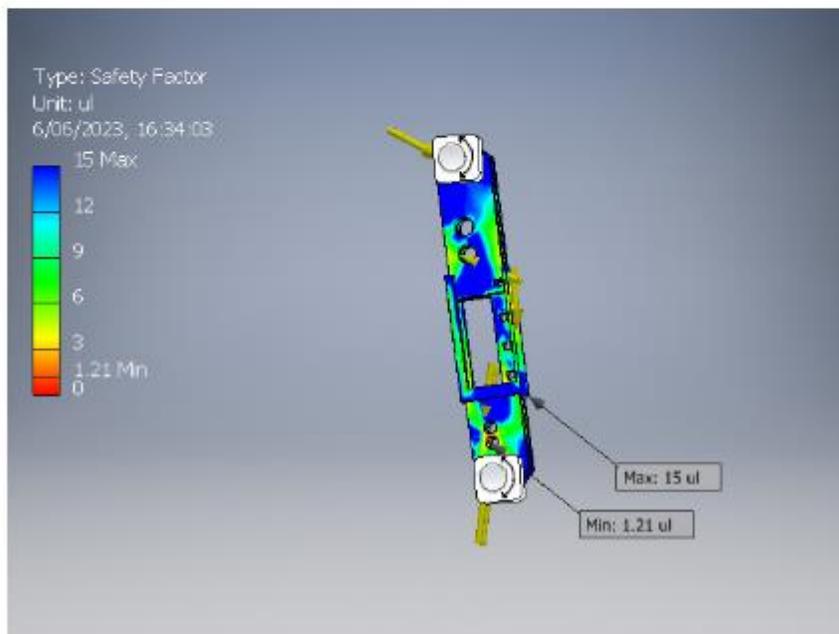
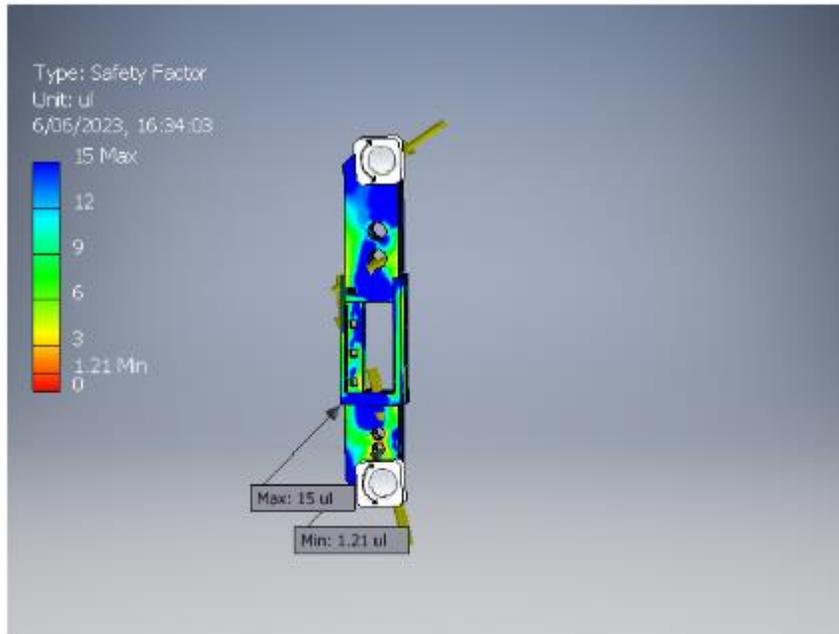
☐ Von Mises Stress



▣ Displacement



☐ Safety Factor



☐ **Static Analysis:1**

General objective and settings:

Design Objective	Single Point
Study Type	Static Analysis
Last Modification Date	6/06/2023, 16:41
Detect and Eliminate Rigid Body Modes	No
Separate Stresses Across Contact Surfaces	No
Motion Loads Analysis	No

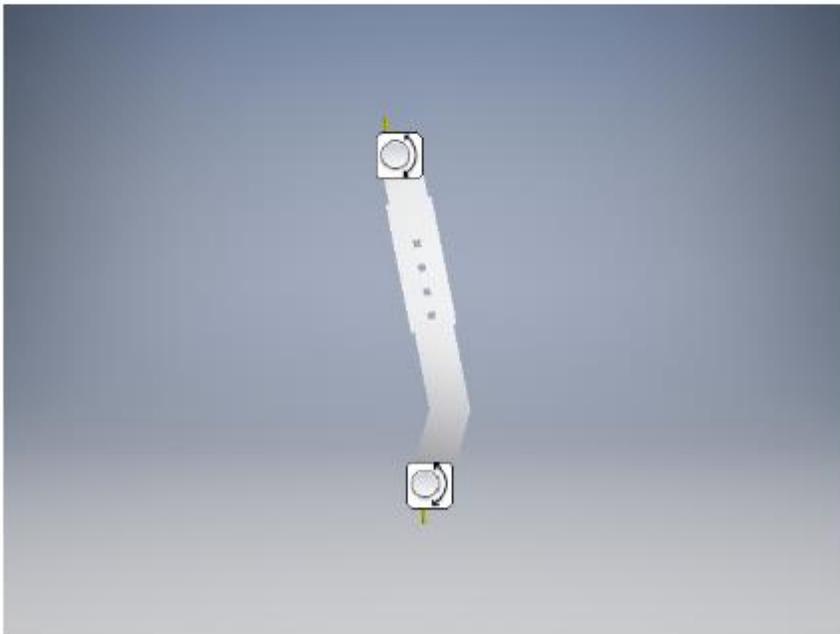
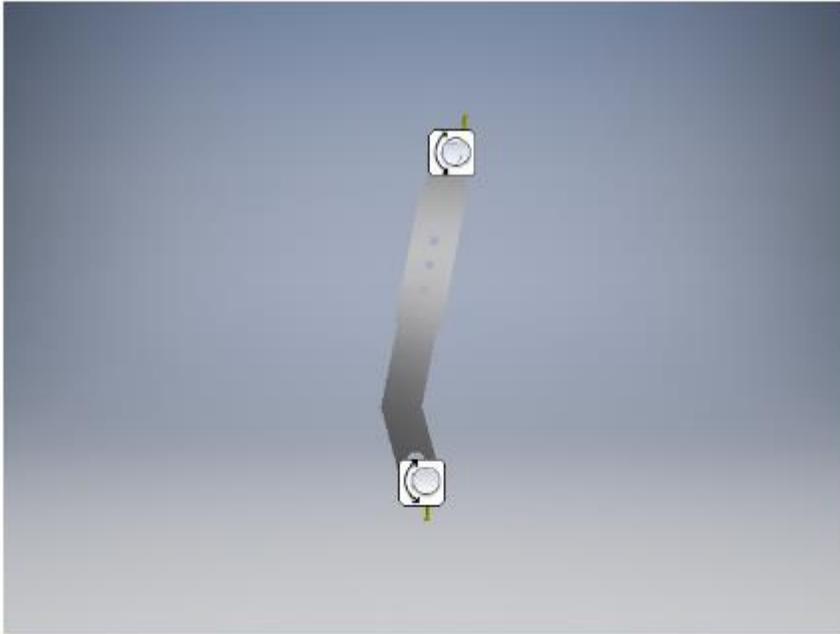
Mesh settings:

Avg. Element Size (fraction of model diameter)	0.1
Min. Element Size (fraction of avg. size)	0.2
Grading Factor	1.5
Max. Turn Angle	60 deg
Create Curved Mesh Elements	No
Use part based measure for Assembly mesh	Yes

☐ **Material(s)**

Name	Aluminum 6061	
General	Mass Density	2.7 g/cm ³
	Yield Strength	275 MPa
	Ultimate Tensile Strength	310 MPa
Stress	Young's Modulus	68.9 GPa
	Poisson's Ratio	0.33 ul
	Shear Modulus	25.9023 GPa
Part Name(s)	SELECTSET66 SELECTSET69 SELECTSET71	

☐ Selected Face(s)



Results

Reaction Force and Moment on Constraints

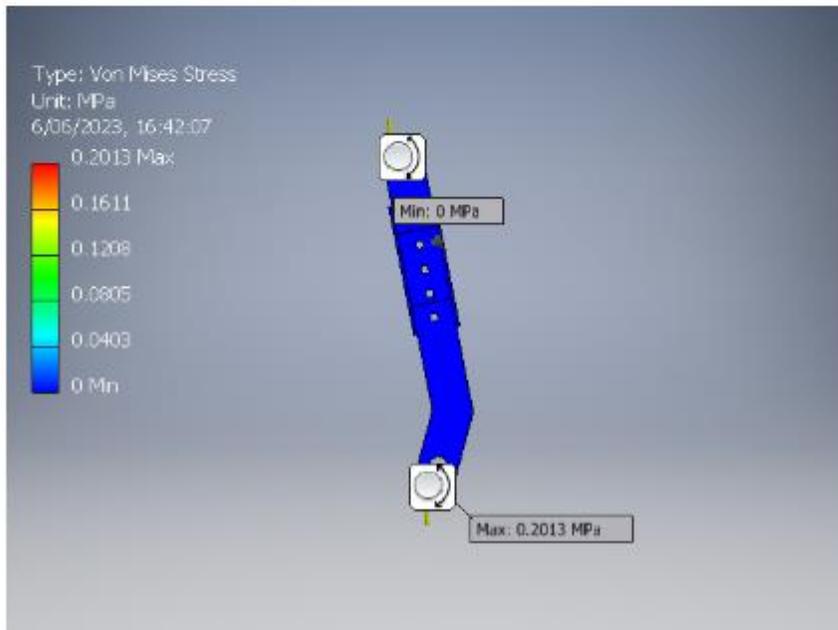
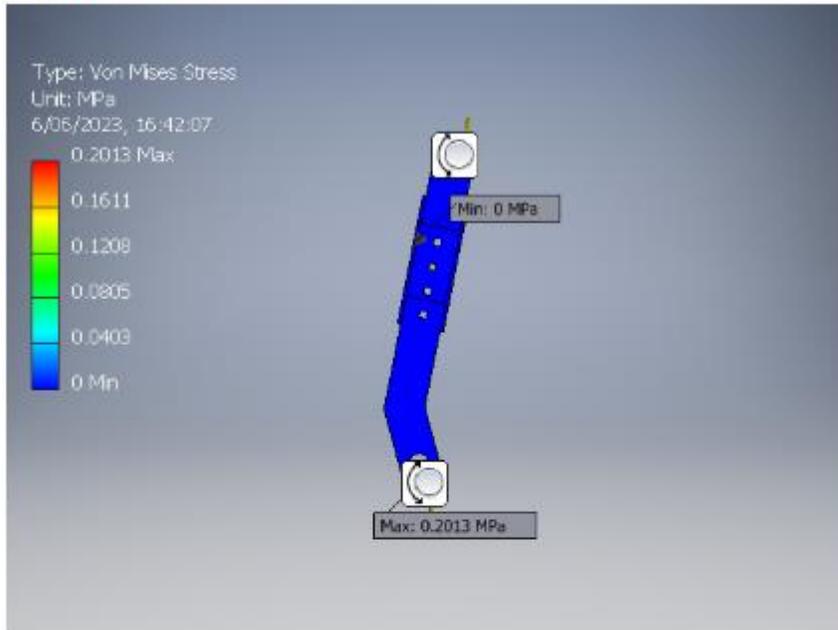
Constraint Name	Reaction Force		Reaction Moment	
	Magnitude	Component (X,Y,Z)	Magnitude	Component (X,Y,Z)
Pin Constraint:1	16.2771 N	1.58991 N	0.0004828 N m	-0.000172599 N m
		0 N		0 N m
		16.1992 N		0.000450894 N m
Pin Constraint:2	16.2864 N	1.59085 N	0.000474429 N m	0.00022732 N m
		0 N		0 N m
		16.2085 N		-0.000416423 N m
Pin Constraint:3	16.2755 N	-1.59101 N	0 N m	0 N m
		0 N		0 N m
		-16.1976 N		0 N m
Pin Constraint:4	16.2879 N	-1.5899 N	0.000091723 N m	0.000091723 N m
		0 N		0 N m
		-16.2102 N		0 N m

Result Summary

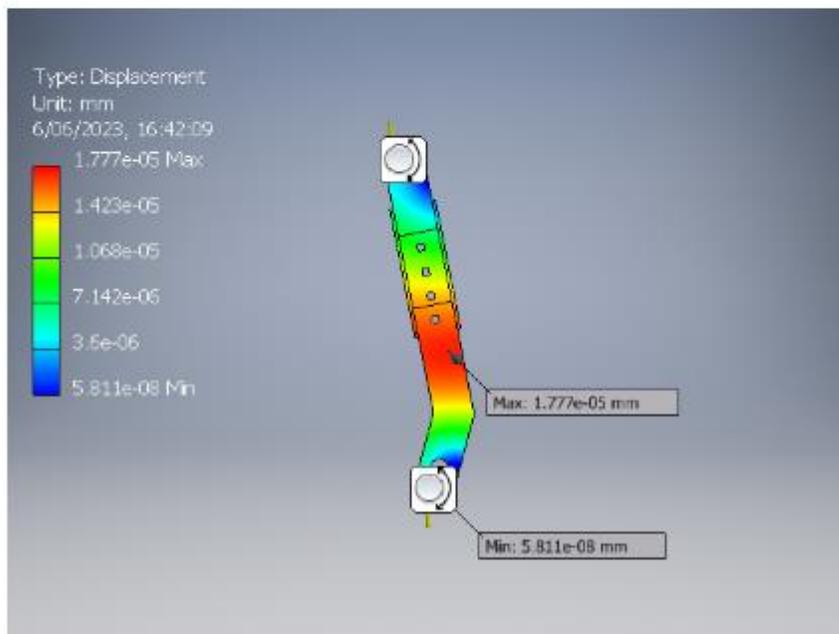
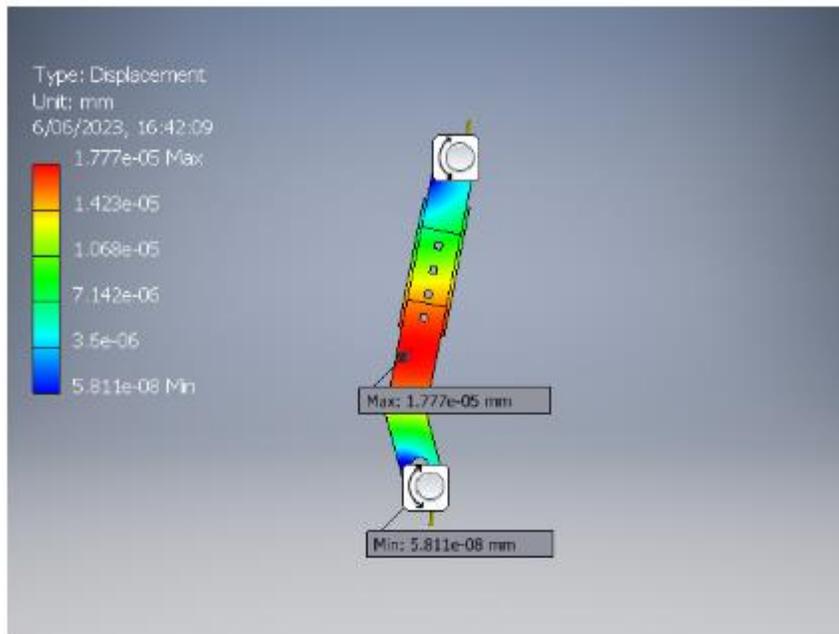
Name	Minimum	Maximum
Volume	148955 mm ³	
Mass	0.402178 kg	
Von Mises Stress	0.0000160983 MPa	0.201347 MPa
1st Principal Stress	-0.00698863 MPa	0.149078 MPa
3rd Principal Stress	-0.17079 MPa	0.0378518 MPa
Displacement	0.0000000581141 mm	0.0000177668 mm
Safety Factor	15 ul	15 ul
Stress XX	-0.16133 MPa	0.12691 MPa
Stress XY	-0.0230967 MPa	0.028136 MPa
Stress XZ	-0.0911373 MPa	0.100045 MPa
Stress YY	-0.0445603 MPa	0.0554548 MPa
Stress YZ	-0.0165921 MPa	0.0167805 MPa
Stress ZZ	-0.0589906 MPa	0.0923665 MPa
X Displacement	-0.000017745 mm	0.00000764134 mm
Y Displacement	-0.00000230278 mm	0.00000182635 mm
Z Displacement	-0.00000961194 mm	0.0000101522 mm
Equivalent Strain	0.00000000212417 ul	0.00000259496 ul
1st Principal Strain	0.00000000210502 ul	0.0000022692 ul
3rd Principal Strain	-0.00000250526 ul	-0.000000000148252 ul
Strain XX	-0.00000238573 ul	0.00000133117 ul
Strain XY	-0.000000445844 ul	0.000000543119 ul
Strain XZ	-0.00000175925 ul	0.0000019312 ul
Strain YY	-0.000000160267 ul	0.000000280317 ul
Strain YZ	-0.000000320282 ul	0.00000032392 ul
Strain ZZ	-0.00000108761 ul	0.00000207359 ul
Contact Pressure	0 MPa	0.00231011 MPa
Contact Pressure X	-0.00135995 MPa	0.000528916 MPa
Contact Pressure Y	-0.000770725 MPa	0.000868397 MPa
Contact Pressure Z	-0.00196653 MPa	0.00117042 MPa

Figures

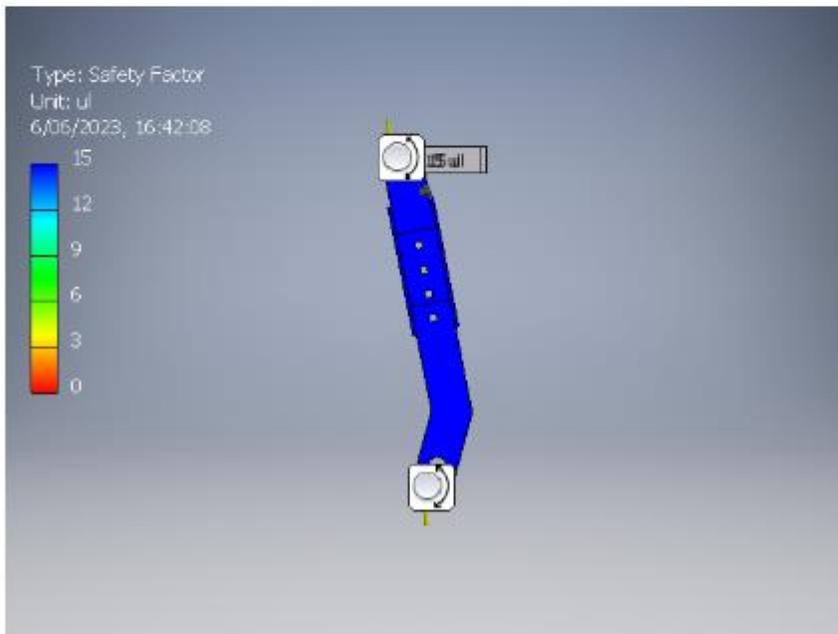
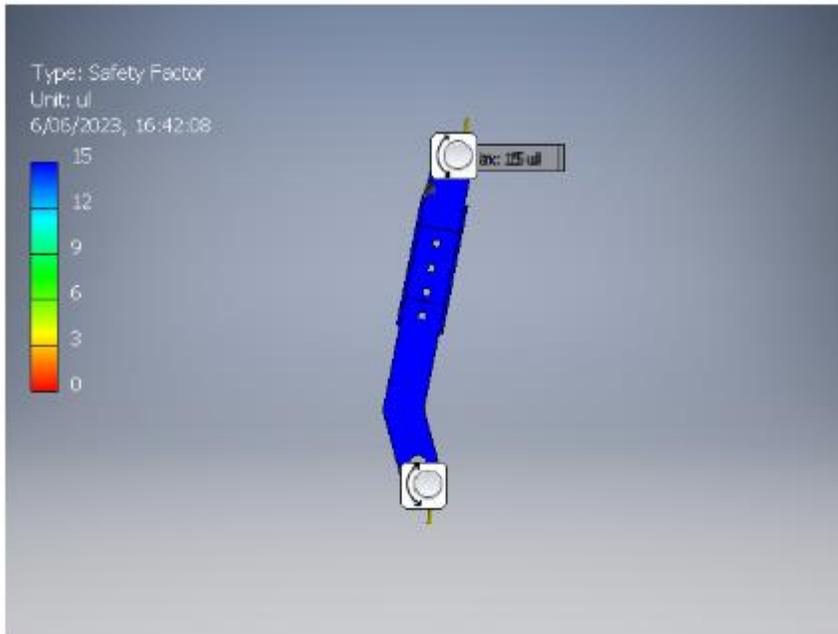
Von Mises Stress



Displacement



☐ Safety Factor



☐ **Análisis estático:1**

Objetivo general y configuración:

Objetivo de diseño	Punto único
Tipo de estudio	Análisis estático
Fecha de la última modificación	6/06/2023, 17:10
Detecte y elimine los modos de cuerpo rígido	No
Tensiones separadas a través de las superficies de contacto	No
Análisis de cargas de movimiento	No

Configuración de malla:

Tamaño medio del elemento (fracción del diámetro del modelo)	0.1
Tamaño mínimo del elemento (fracción del tamaño promedio)	0.2
Factor de calificación	1.5
Ángulo de giro máx.	60 grados
Crear elementos de malla curva	No
Usar una medida basada en piezas para la malla de ensamblaje	Sí

☐ **Material(es)**

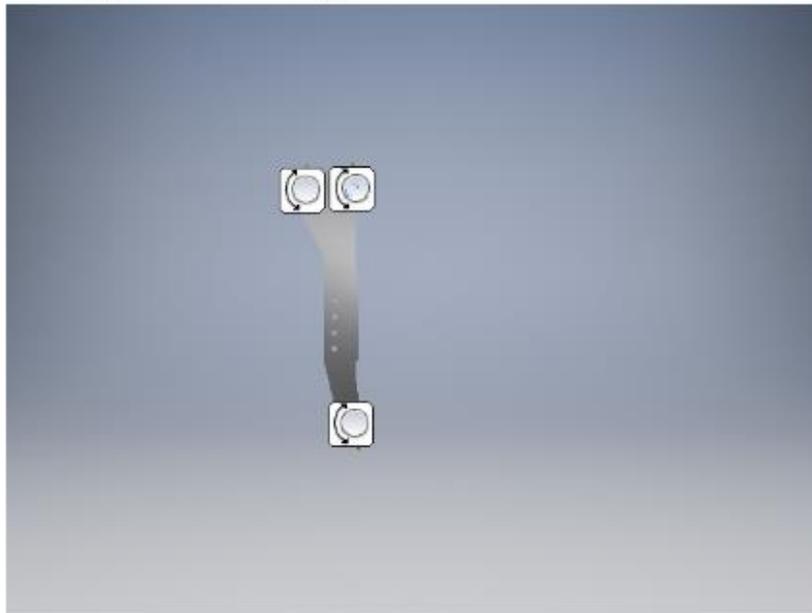
Nombre	Aluminio 6061	
General	Densidad	2,7 g/cm ³
	Límite elástico	275 MPa
	Máxima resistencia a la tracción	310 MPa
Estrés	Módulo de Young	68,9 GPa
	Proporción de Poisson	0,33 UL
	Módulo de corte	25,9023 GPa
Nombre(s) de pieza	SELECTSET19 SELECTSET20	

☐ **Condiciones de funcionamiento**

☐ **Carga del rodamiento: 1**

Tipo de carga	Carga del rodamiento
Magnitud	4006,012 lbforce
Vector X	742,708 lbforce
Vector Y	0,000 lbforce
Vector Z	-3936.562 lbforce

☐ **Cara(s) seleccionada(s)**



☐ Fuerza de reacción y momento sobre las restricciones

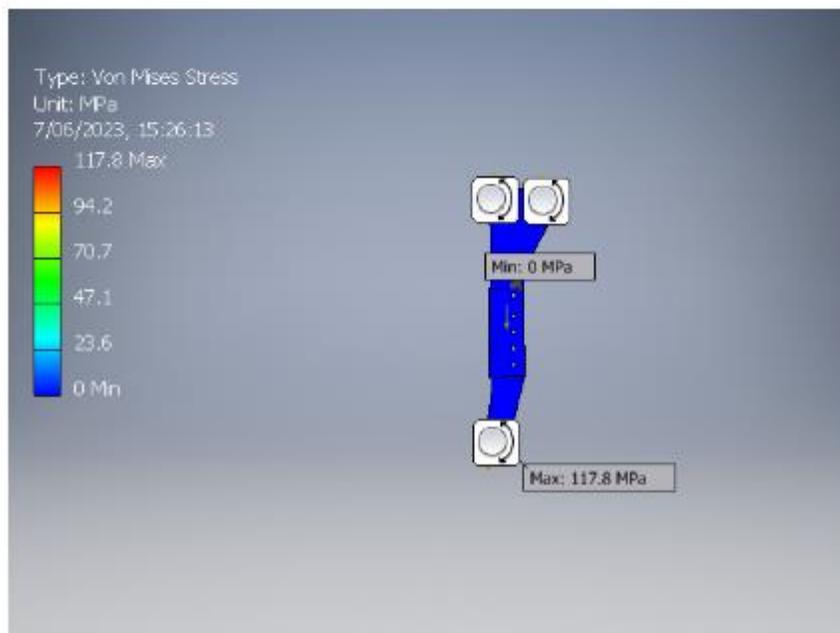
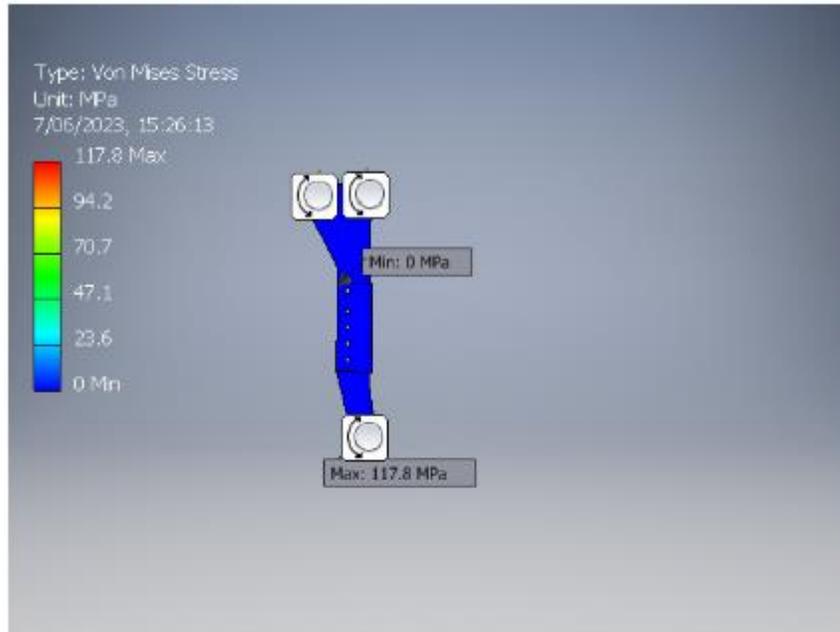
Nombre de restricción	Fuerza de reacción		Momento de reacción	
	Magnitud	Componente (X, Y, Z)	Magnitud	Componente (X, Y, Z)
Restricción de pin: 1	17591.9 N	-3075,08 N	0,348073 N m	-0,172132 N m
		0 N		0 N m
		17321.1 N		-0,302531 N m
Restricción de pin: 2	203.879 N	-196,463 N	0,536992 N m	-0,482889 N m
		-10,5421 N		0 N m
		53.4584 N		-0,234902 N m
Restricción de pin: 3	17568.8 N	3271.51 N	0,496315 N m	-0,420932 N m
		0 N		0 N m
		-17261,5 N		-0,262954 N m

☐ Resumen de resultados

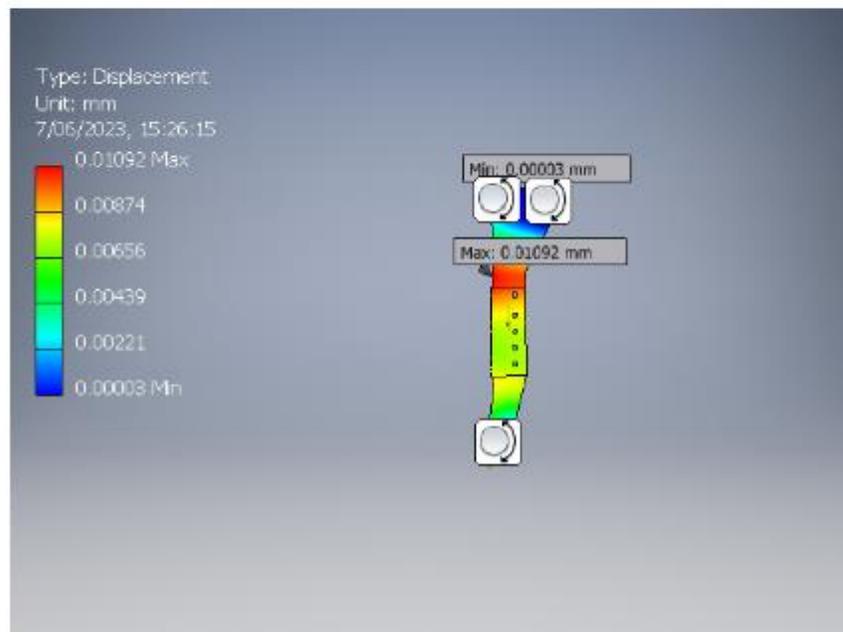
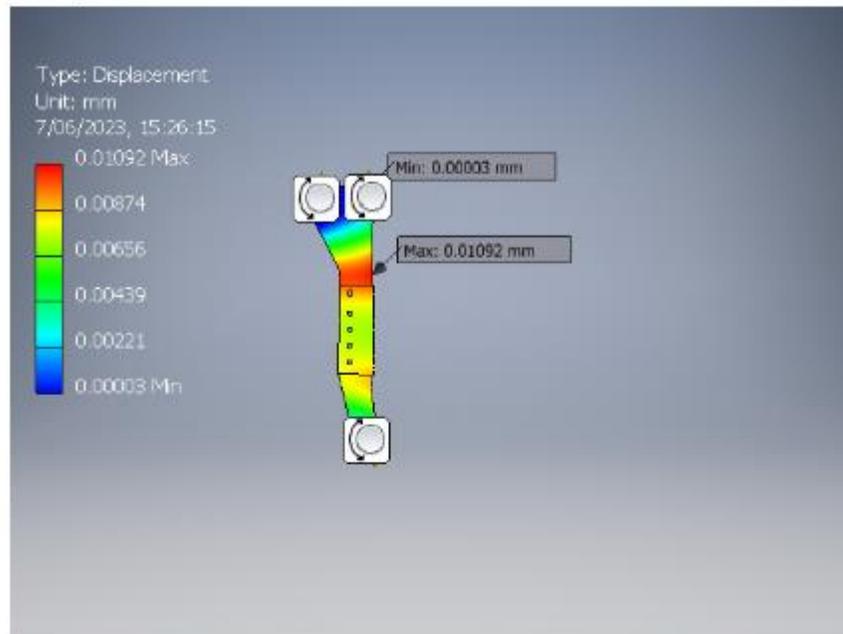
Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	226626 mm ³	
Masa	0,611891 kg	
Estrés de Von Mises	0,0374919 MPa	117,762 MPa
1er Estrés Principal	-21,6169 MPa	72,0651 MPa
3º Estrés Principal	-151,254 MPa	7,84257 MPa
Desplazamiento	0,0000294872 milímetro	0,0109199 milímetro
Factor de seguridad	2,33521 UL	15 ul
Estrés XX	-120,842 MPa	70,1061 MPa
Estrés XY	-3,71857 MPa	19,9168 MPa
Estrés XZ	-50,9739 MPa	58,0335 MPa
Estrés YY	-55,091 MPa	25,0814 MPa
Estrés YZ	-9,69319 MPa	13,0444 MPa
Estrés ZZ	-48,9742 MPa	54,5412 MPa
X Desplazamiento	-0,00860519 mm	0,00647222 milímetro
Desplazamiento Y	-0,0046908 mm	0,00931113 milímetro
Desplazamiento Z	-0,00722833 mm	0,00692496 milímetro
Cepa equivalente	0,00000049698 UL	0,00160237 UL
1ª Cepa Principal	0,000000273588 UL	0,00126311 UL
3ª Cepa Principal	-0.001848 UL	-0.000000296441 UL
Cepa XX	-0.00139153 UL	0,000986695 UL
Cepa XY	-0.0000717808 UL	0,000384461 UL
Cepa XZ	-0.000983966 UL	0,00112024 UL
Cepa YY	-0.0000836693 UL	0,00010865 UL
Cepa YZ	-0.000187111 UL	0,0002518 UL
Cepa ZZ	-0.000644682 UL	0,000831783 UL
Presión de contacto	0 MPa	3,05108 MPa
Presión de contacto X	-0,483998 MPa	1,33616 MPa
Presión de contacto Y	-1,03665 MPa	1,25678 MPa
Presión de contacto Z	-0,889412 MPa	3,01413 MPa

Figuras

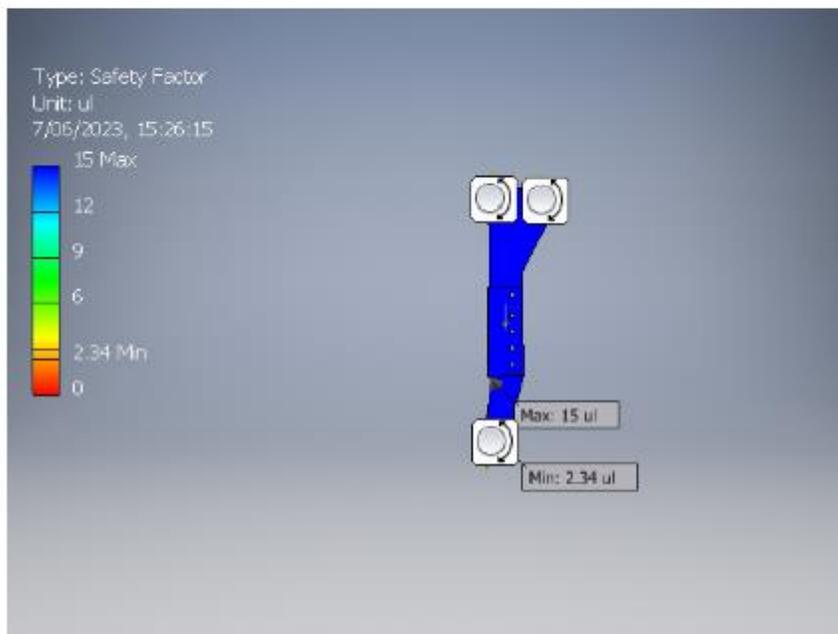
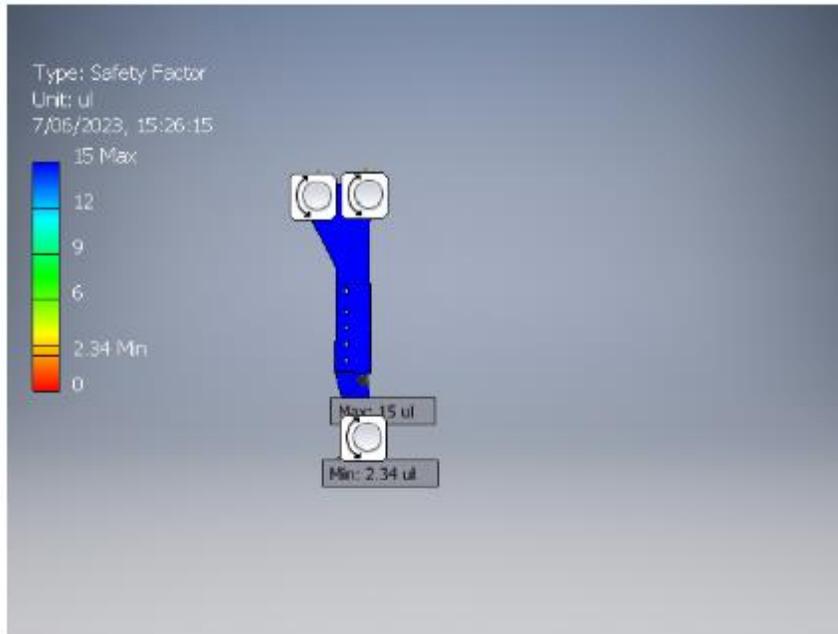
Estrés de Von Mises



Desplazamiento



☐ Factor de seguridad



☐ **Análisis estático:1**

Objetivo general y configuración:

Objetivo de diseño	Punto único
Tipo de estudio	Análisis estático
Fecha de la última modificación	6/06/2023, 17:15
Detecte y elimine los modos de cuerpo rígido	No
Tensiones separadas a través de las superficies de contacto	No
Análisis de cargas de movimiento	No

Configuración de malla:

Tamaño medio del elemento (fracción del diámetro del modelo)	0.1
Tamaño mínimo del elemento (fracción del tamaño promedio)	0.2
Factor de calificación	1.5
Ángulo de giro máx.	60 grados
Crear elementos de malla curva	No
Usar una medida basada en piezas para la malla de ensamblaje	Sí

☐ **Material(es)**

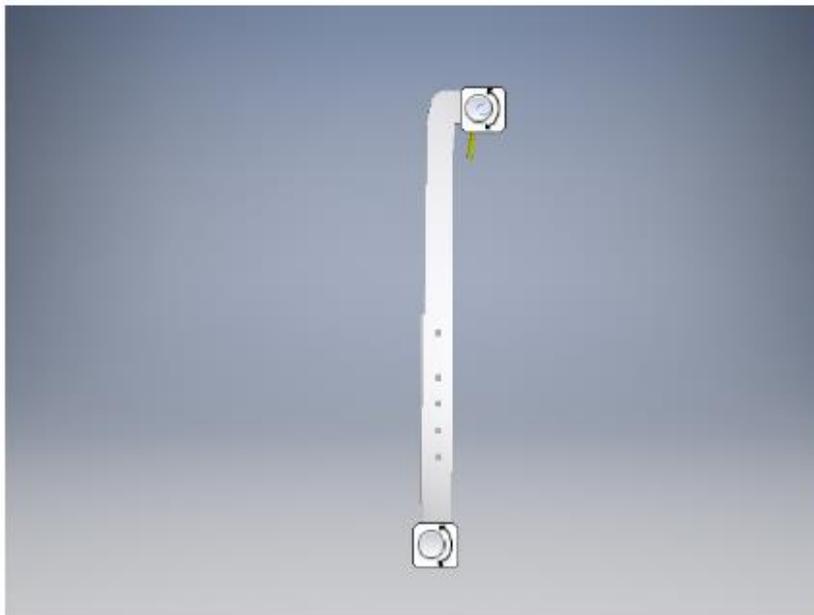
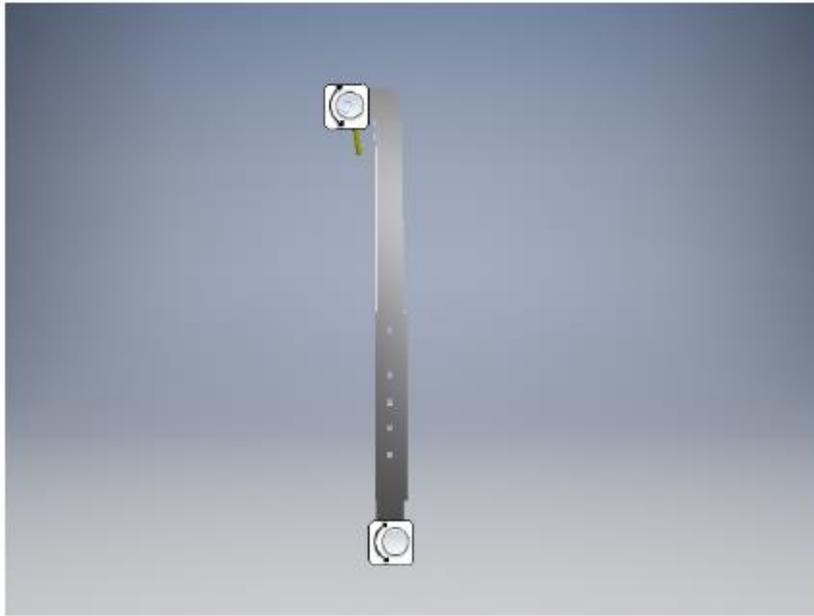
Nombre	Aluminio 6061	
General	Densidad	0.0975437 lbmass/in ³
	Límite elástico	39885,4 psi
	Máxima resistencia a la tracción	44961,7 psi
Estrés	Módulo de Young	9993,1 ksi
	Proporción de Poisson	0,33 UL
	Módulo de corte	3756,8 ksi
Nombre(s) de pieza	SELECTSET18 SELECTSET21	

☐ Condiciones de funcionamiento

☐ Carga del rodamiento: 1

Tipo de carga	Carga del rodamiento
Magnitud	3891,651 lbf force
Vector X	-608.998 lbf force
Vector Y	0,000 lbf force
Vector Z	3843,705 lbf force

☐ Cara(s) seleccionada(s)



☐ Resultados

☐ Fuerza de reacción y momento sobre las restricciones

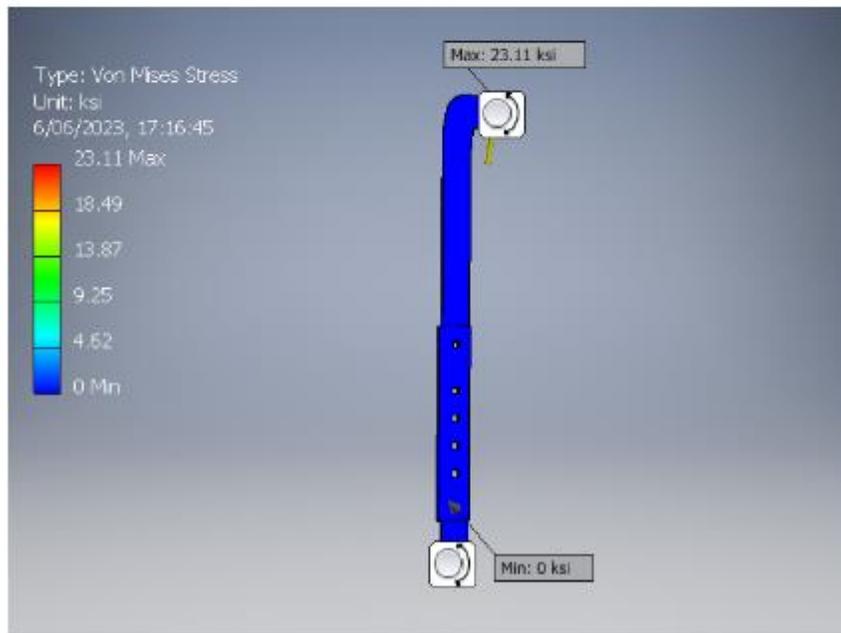
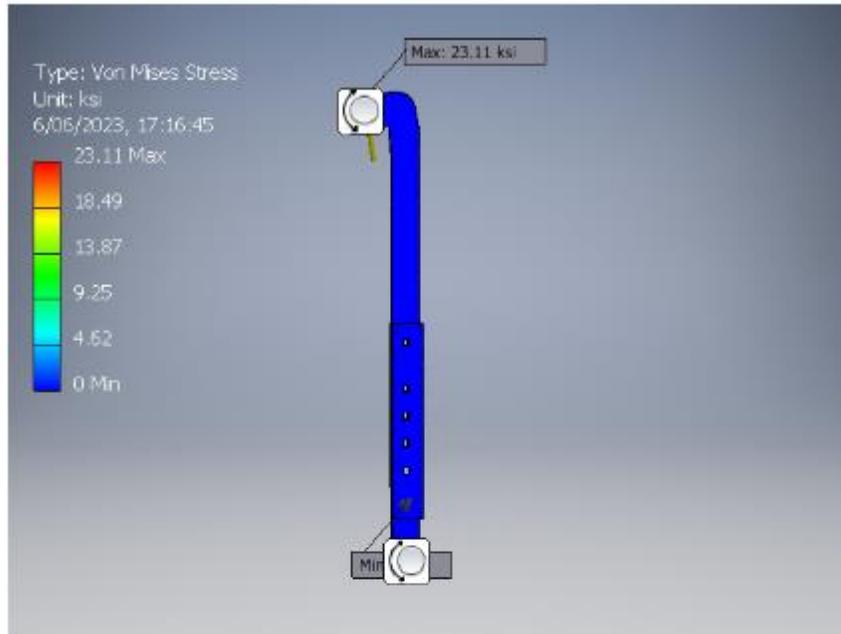
Nombre de restricción	Fuerza de reacción		Momento de reacción	
	Magnitud	Componente (X, Y, Z)	Magnitud	Componente (X, Y, Z)
Restricción de pin: 1	3888,71 lbf	608,725 lbf	0 lbf	0 lbf
		0 lbf		0 lbf
		-3840,78 lbf		0 lbf
Restricción de pin: 2	3888,71 lbf	-608,736 lbf	0 lbf	0 lbf
		0 lbf		0 lbf
		3840,77 lbf		0 lbf

☐ Resumen de resultados

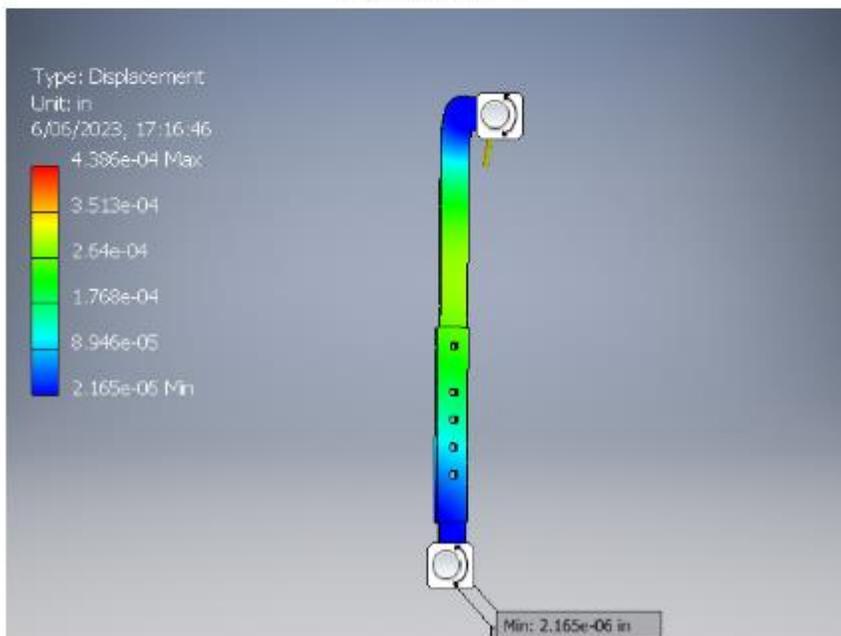
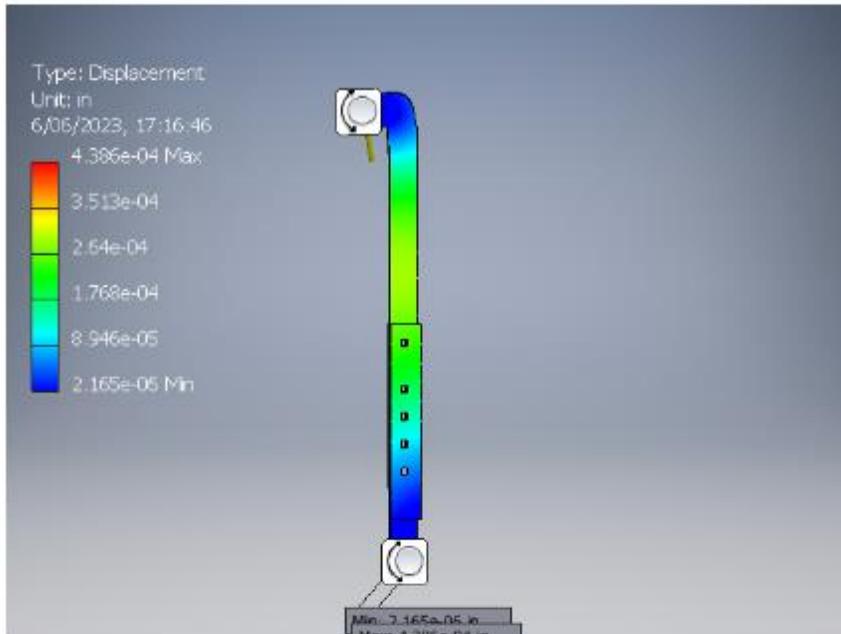
Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	8,39115 pulgadas ³	
Masa	0,818504 lbmasa	
Estrés de Von Mises	0,000363454 ksi	23,1132 ksi
1er Estrés Principal	-3,4657 ksi	21,1887 ksi
3º Estrés Principal	-23,5239 ksi	1,63402 ksi
Desplazamiento	0.00000216457 in	0.000438637 in
Factor de seguridad	1,72565 UL	15 ul
Estrés XX	-21,8827 ksi	15,014 ksi
Estrés XY	-1,16411 ksi	3,08724 ksi
Estrés XZ	-10,8572 ksi	8,93017 ksi
Estrés YY	-8,18575 ksi	5,37491 ksi
Estrés YZ	-1,69921 ksi	2,50118 ksi
Estrés ZZ	-9,3931 ksi	11,4905 ksi
X Desplazamiento	-0.000321607 in	0.000320962 in
Desplazamiento Y	-0.0000926693 in	0.000150643 in
Desplazamiento Z	-0.00029828 in	0.000294824 in
Cepa equivalente	0,000000364434 UL	0,00209753 UL
1ª Cepa Principal	0,0000000495477 UL	0,00196436 UL
3ª Cepa Principal	-0,00222416 ul	-0,000000190256 ul
Cepa XX	-0,00195267 ul	0,00114256 UL
Cepa XY	-0,000154934 ul	0,000410886 UL
Cepa XZ	-0,001445 ul	0,00118853 UL
Cepa YY	-0,000140326 ul	0,000159901 UL
Cepa YZ	-0,000226152 ul	0,000332887 UL
Cepa ZZ	-0,000977522 ul	0,00126058 UL
Presión de contacto	0 ksi	0,0250924 ksi
Presión de contacto X	-0,00509888 ksi	0,0052384 ksi
Presión de contacto Y	-0,00697788 ksi	0,00816123 ksi
Presión de contacto Z	-0,0236998 ksi	0,0126739 ksi

Figuras

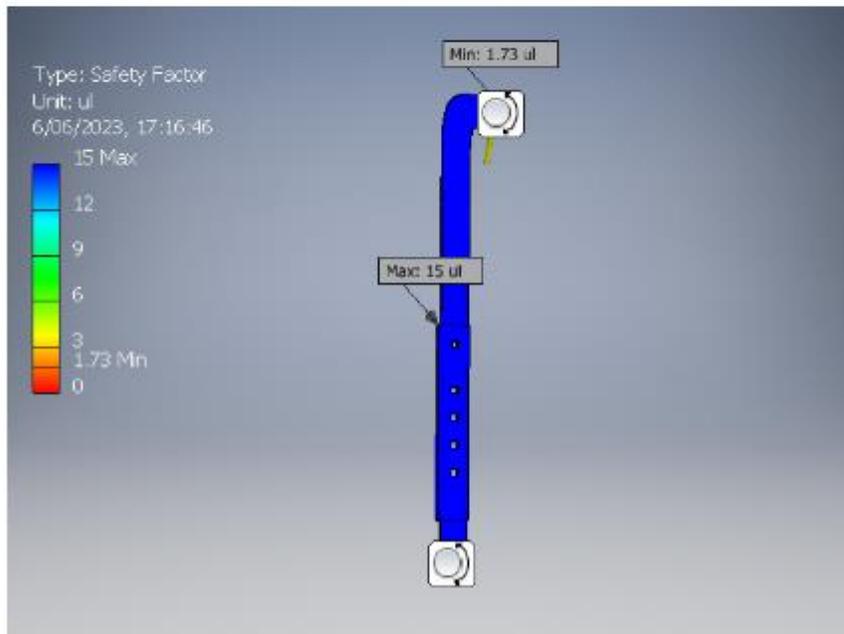
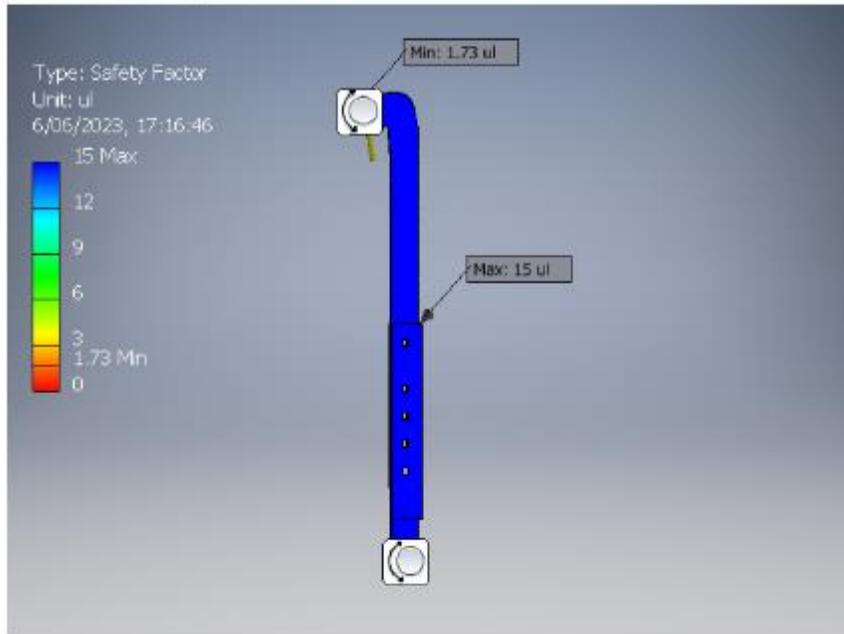
Estrés de Von Mises



Desplazamiento



Factor de seguridad



☐ **Static Analysis:1**

General objective and settings:

Design Objective	Single Point
Study Type	Static Analysis
Last Modification Date	5/06/2023, 18:51
Detect and Eliminate Rigid Body Modes	No
Separate Stresses Across Contact Surfaces	No
Motion Loads Analysis	No

Mesh settings:

Avg. Element Size (fraction of model diameter)	0.1
Min. Element Size (fraction of avg. size)	0.2
Grading Factor	1.5
Max. Turn Angle	60 deg
Create Curved Mesh Elements	No
Use part based measure for Assembly mesh	Yes

☐ **Material(s)**

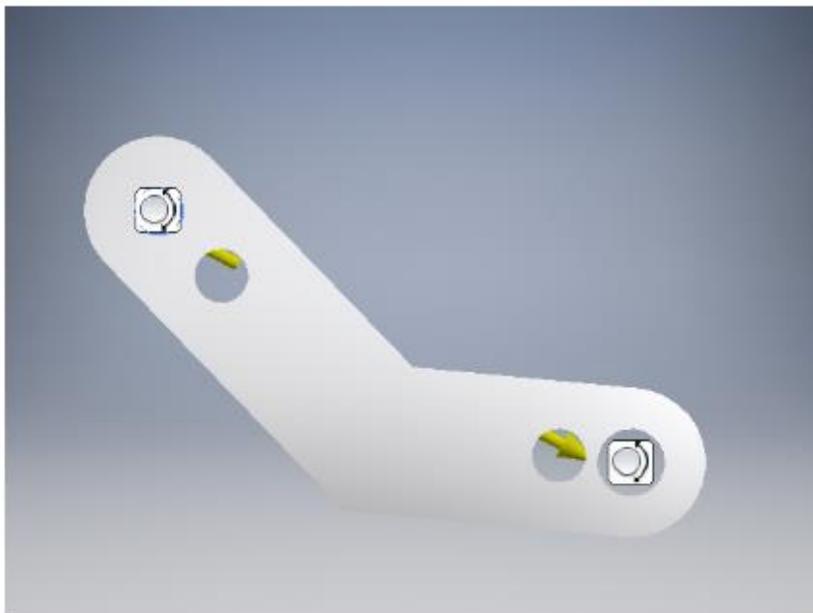
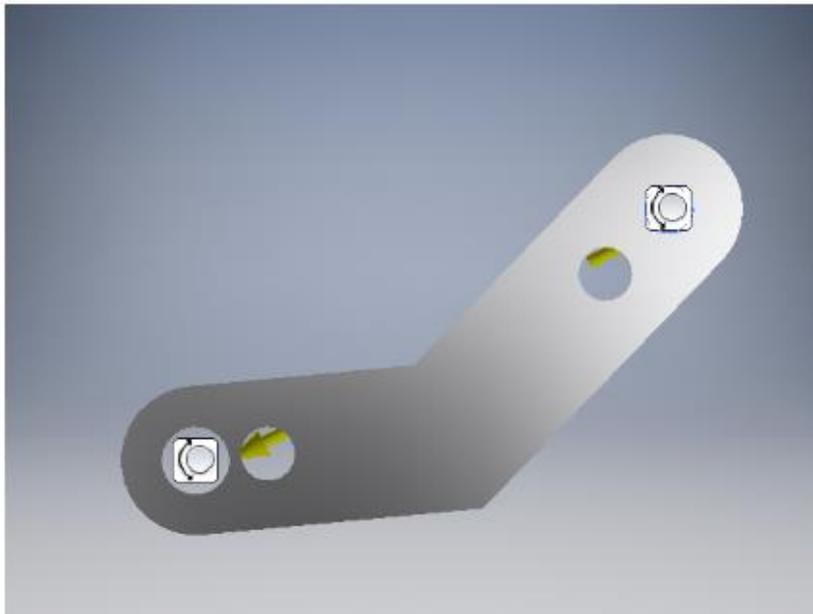
Name	Aluminum 6061	
General	Mass Density	2.7 g/cm ³
	Yield Strength	275 MPa
	Ultimate Tensile Strength	310 MPa
Stress	Young's Modulus	68.9 GPa
	Poisson's Ratio	0.33 ul
	Shear Modulus	25.9023 GPa
Part Name(s)	SELECTSET68	

▣ **Operating conditions**

▣ **Bearing Load:1**

Load Type	Bearing Load
Magnitude	1231.698 lbf
Vector X	1090.998 lbf
Vector Y	0.000 lbf
Vector Z	571.667 lbf

▣ **Selected Face(s)**



Results

Reaction Force and Moment on Constraints

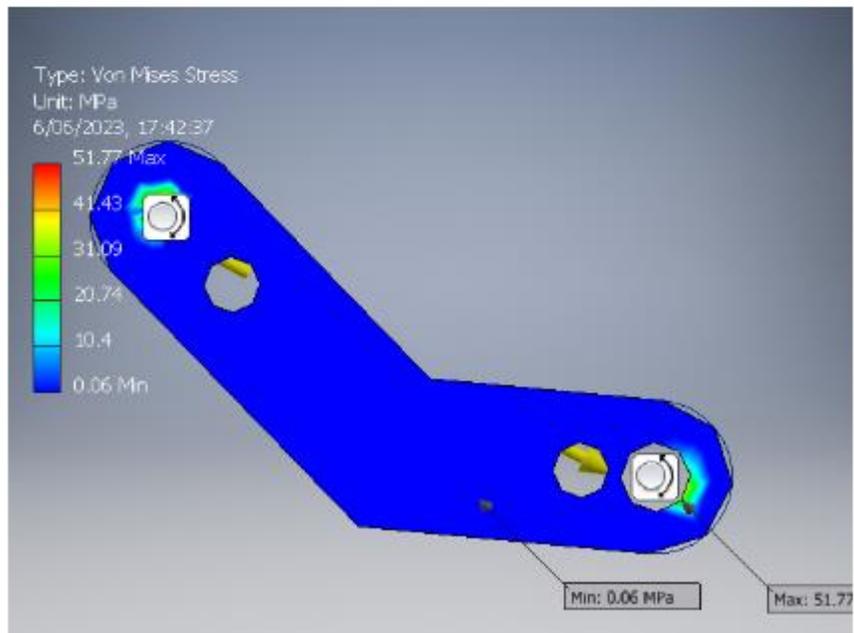
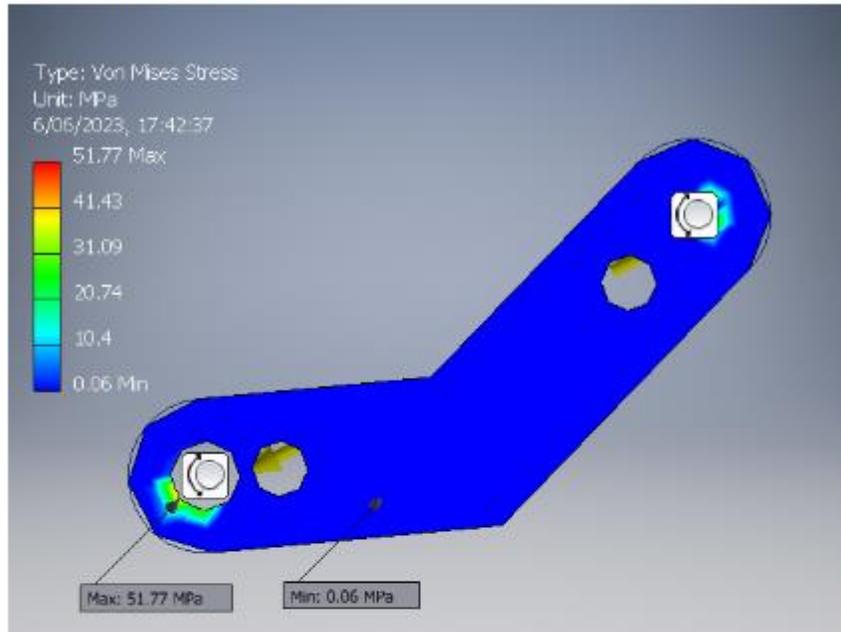
Constraint Name	Reaction Force		Reaction Moment	
	Magnitude	Component (X,Y,Z)	Magnitude	Component (X,Y,Z)
Pin Constraint:1	5406.67 N	-4789.28 N	0 N m	0 N m
		0 N		0 N m
		-2508.97 N		0 N m
Pin Constraint:2	5406.59 N	4789.14 N	0 N m	0 N m
		0 N		0 N m
		2509.06 N		0 N m

Result Summary

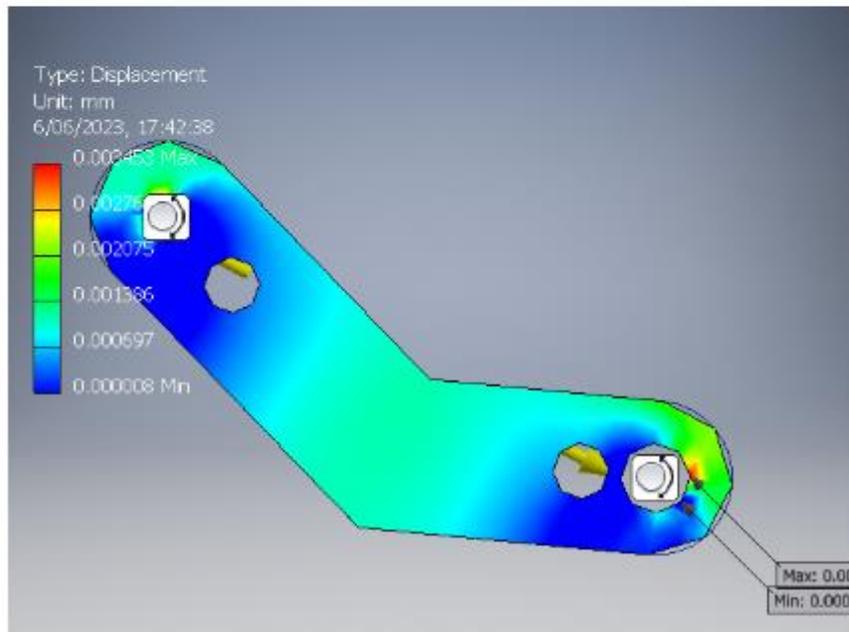
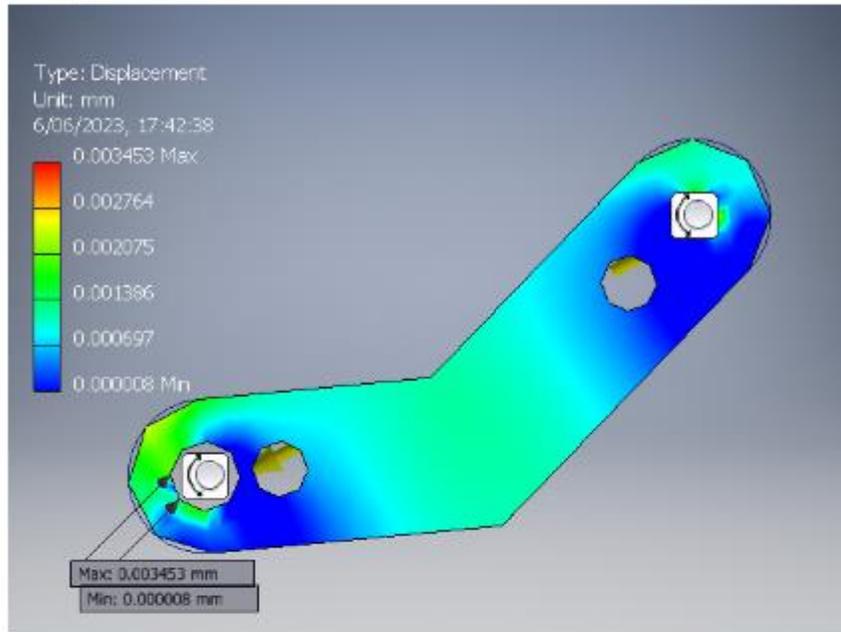
Name	Minimum	Maximum
Volume	40469.8 mm ³	
Mass	0.109269 kg	
Von Mises Stress	0.0628077 MPa	51.7683 MPa
1st Principal Stress	-16.5387 MPa	48.4975 MPa
3rd Principal Stress	-67.2235 MPa	9.02033 MPa
Displacement	0.00000829489 mm	0.00345258 mm
Safety Factor	5.31213 ul	15 ul
Stress XX	-27.8933 MPa	47.6523 MPa
Stress XY	-2.52081 MPa	4.6667 MPa
Stress XZ	-20.7592 MPa	29.1882 MPa
Stress YY	-27.4117 MPa	18.8263 MPa
Stress YZ	-8.99716 MPa	2.87756 MPa
Stress ZZ	-63.5655 MPa	41.6417 MPa
X Displacement	-0.002263 mm	0.00284337 mm
Y Displacement	-0.000482205 mm	0.000534994 mm
Z Displacement	-0.00344879 mm	0.00269305 mm
Equivalent Strain	0.000000836727 ul	0.000666728 ul
1st Principal Strain	0.00000036273 ul	0.000572753 ul
3rd Principal Strain	-0.000768502 ul	-0.000000466645 ul
Strain XX	-0.000376684 ul	0.000556438 ul
Strain XY	-0.0000486601 ul	0.0000900829 ul
Strain XZ	-0.000400723 ul	0.00056343 ul
Strain YY	-0.0000358025 ul	0.0000446192 ul
Strain YZ	-0.000173675 ul	0.0000555466 ul
Strain ZZ	-0.000697889 ul	0.000525204 ul

▣ Figures

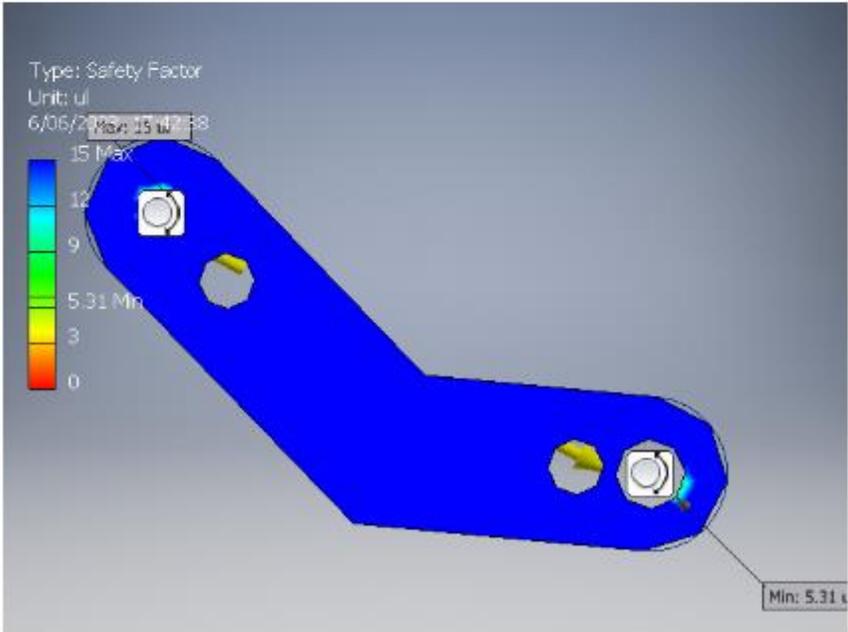
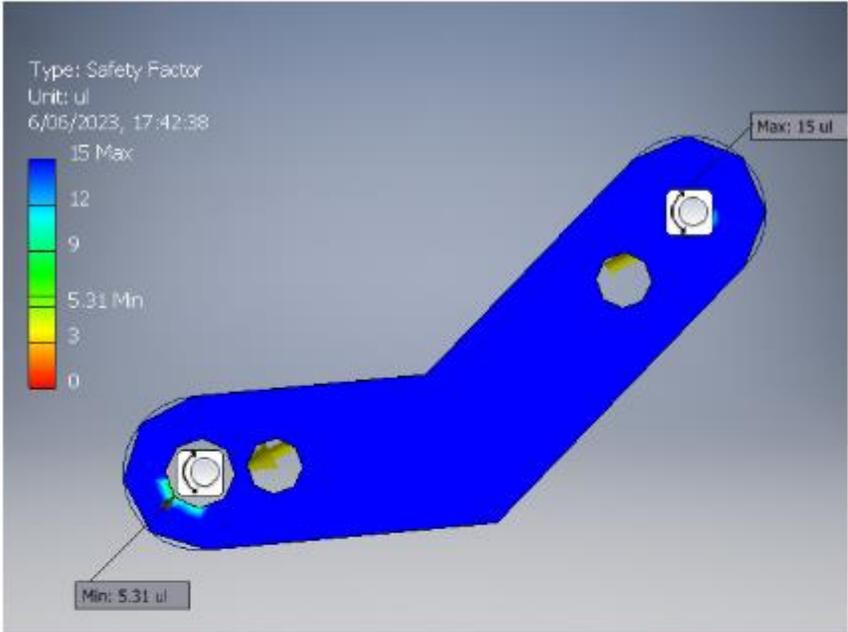
▣ Von Mises Stress



Displacement



☐ Safety Factor



☐ **Static Analysis:1**

General objective and settings:

Design Objective	Single Point
Study Type	Static Analysis
Last Modification Date	5/06/2023, 19:04
Detect and Eliminate Rigid Body Modes	No
Separate Stresses Across Contact Surfaces	No
Motion Loads Analysis	No

Mesh settings:

Avg. Element Size (fraction of model diameter)	0.1
Min. Element Size (fraction of avg. size)	0.2
Grading Factor	1.5
Max. Turn Angle	60 deg
Create Curved Mesh Elements	No
Use part based measure for Assembly mesh	Yes

☐ **Material(s)**

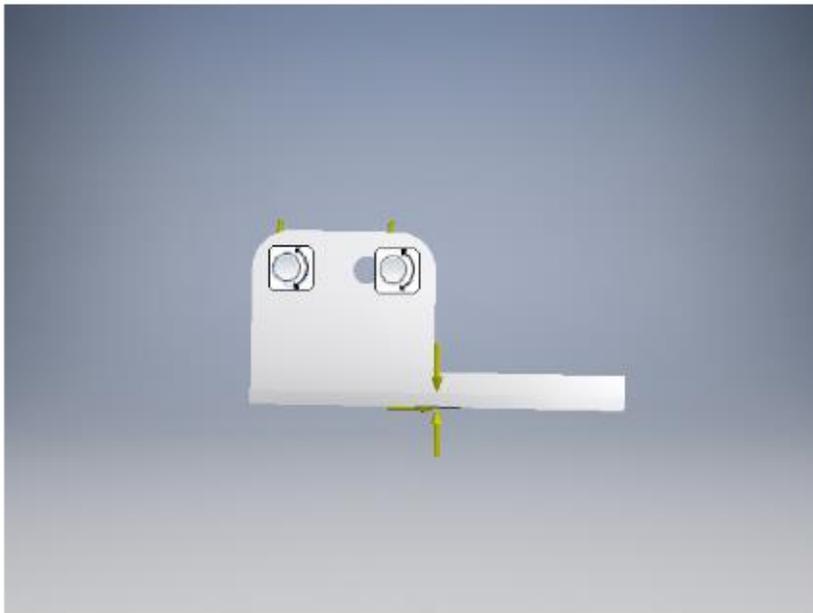
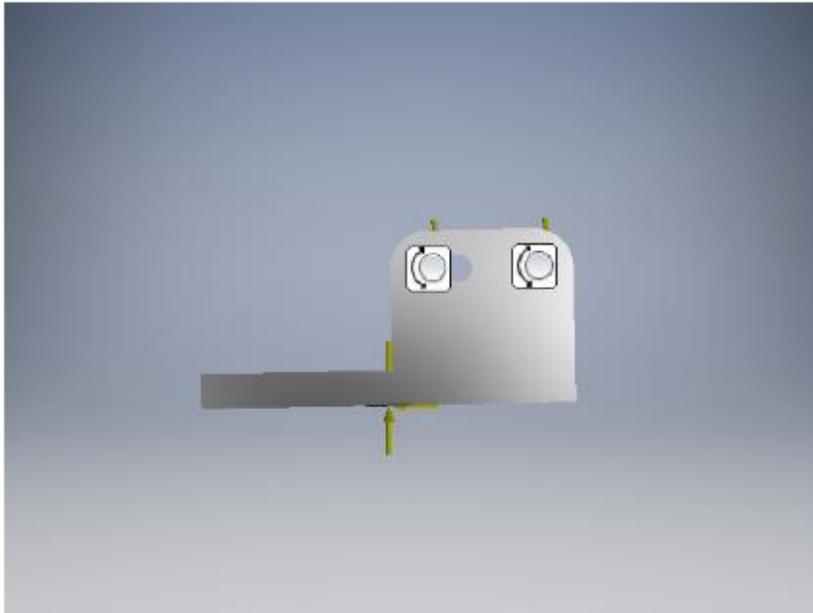
Name	Aluminum 6061	
General	Mass Density	2.7 g/cm ³
	Yield Strength	275 MPa
	Ultimate Tensile Strength	310 MPa
Stress	Young's Modulus	68.9 GPa
	Poisson's Ratio	0.33 ul
	Shear Modulus	25.9023 GPa
Part Name(s)	SELECTSET22 SELECTSET23 SELECTSET24	

▣ **Operating conditions**

▣ **Bearing Load:1**

Load Type	Bearing Load
Magnitude	1945.847 lbf
Vector X	304.391 lbf
Vector Y	0.000 lbf
Vector Z	-1921.892 lbf

▣ **Selected Face(s)**



Results

Reaction Force and Moment on Constraints

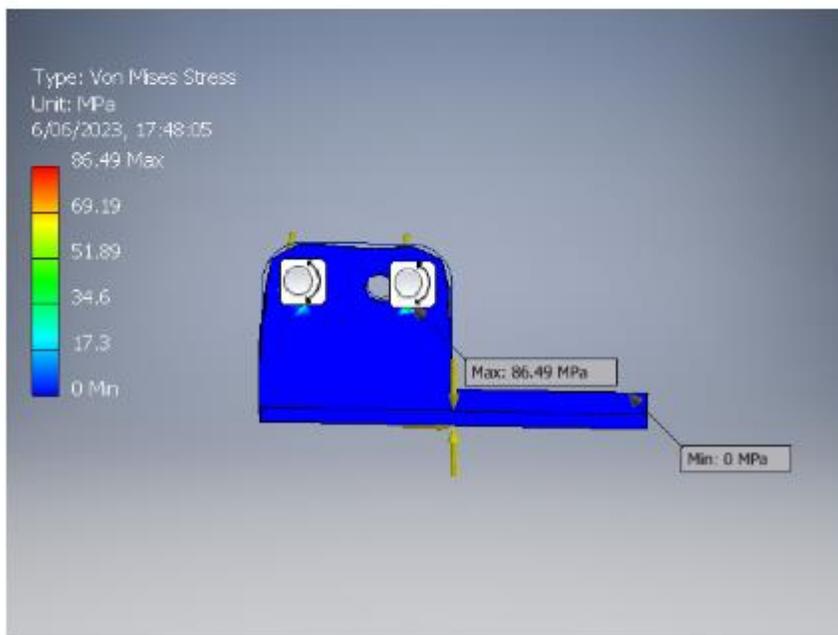
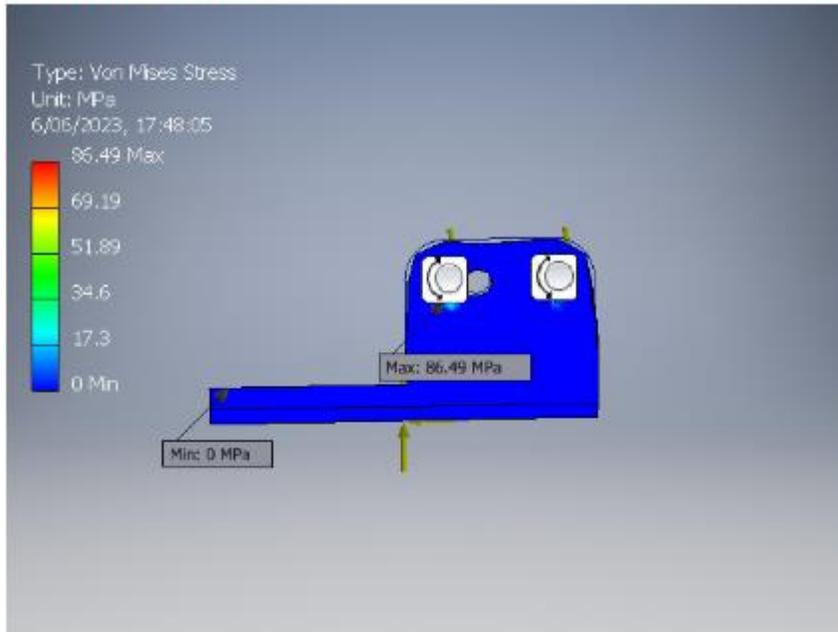
Constraint Name	Reaction Force		Reaction Moment	
	Magnitude	Component (X,Y,Z)	Magnitude	Component (X,Y,Z)
Pin Constraint:1	17007.5 N	-3341.5 N	0.553383 N m	-0.553383 N m
		0 N		0 N m
		16676.1 N		0 N m
Pin Constraint:2	16114 N	-2540.68 N	0.193578 N m	-0.193578 N m
		0 N		0 N m
		15912.5 N		0 N m
Fixed Constraint:1	2105.42 N	465.126 N	149.792 N m	-104.423 N m
		3.8215 N		-107.252 N m
		2053.4 N		-5.51105 N m

Result Summary

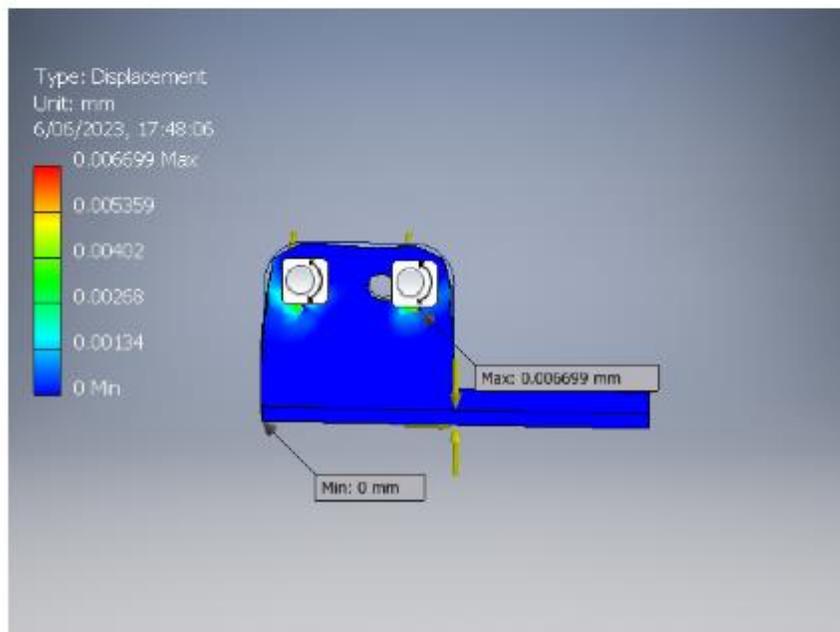
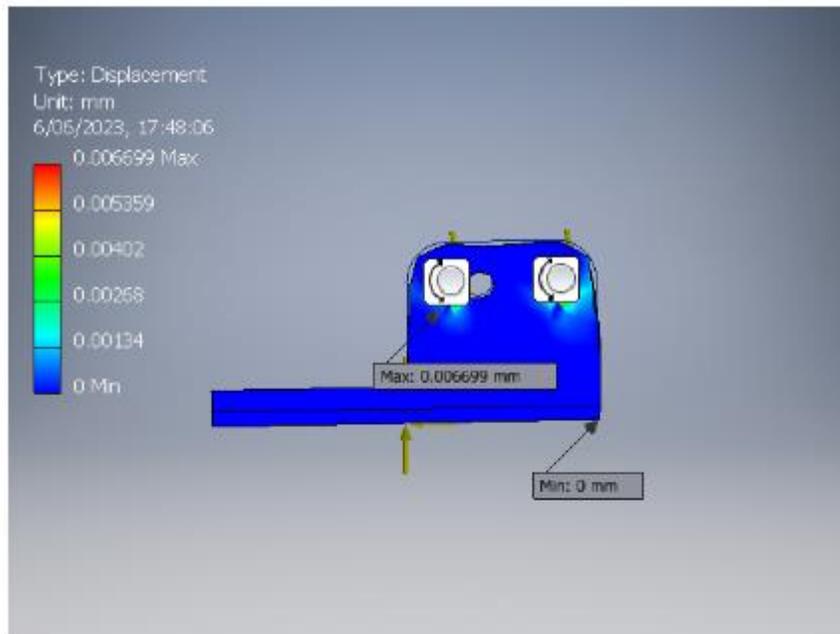
Name	Minimum	Maximum
Volume	198917 mm ³	
Mass	0.537077 kg	
Von Mises Stress	0.000551141 MPa	86.4869 MPa
1st Principal Stress	-36.4944 MPa	66.6133 MPa
3rd Principal Stress	-117.626 MPa	6.6623 MPa
Displacement	0 mm	0.0066992 mm
Safety Factor	3.17967 ul	15 ul
Stress XX	-92.3726 MPa	43.7794 MPa
Stress XY	-8.48134 MPa	12.4744 MPa
Stress XZ	-45.8751 MPa	37.3798 MPa
Stress YY	-49.6135 MPa	22.7616 MPa
Stress YZ	-9.43727 MPa	6.69749 MPa
Stress ZZ	-59.0492 MPa	50.5495 MPa
X Displacement	-0.00464292 mm	0.00410566 mm
Y Displacement	-0.000866337 mm	0.000757031 mm
Z Displacement	-0.00482935 mm	0.0000610203 mm
Equivalent Strain	0.00000000762109 ul	0.00119261 ul
1st Principal Strain	-0.00000000556346 ul	0.000975442 ul
3rd Principal Strain	-0.00138844 ul	-0.00000000673462 ul
Strain XX	-0.000975624 ul	0.000637152 ul
Strain XY	-0.000163718 ul	0.000240798 ul
Strain XZ	-0.000885542 ul	0.000721556 ul
Strain YY	-0.0000868041 ul	0.00010772 ul
Strain YZ	-0.000182171 ul	0.000129284 ul
Strain ZZ	-0.000616296 ul	0.000748325 ul
Contact Pressure	0 MPa	4.61666 MPa
Contact Pressure X	-0.433016 MPa	1.04759 MPa
Contact Pressure Y	-1.91703 MPa	1.77743 MPa
Contact Pressure Z	-4.06708 MPa	0.173466 MPa

▣ Figures

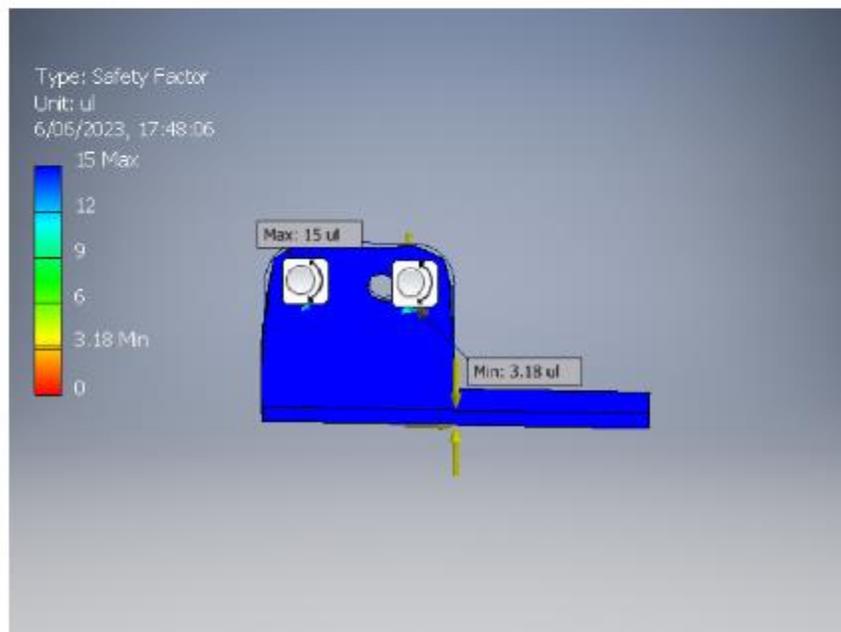
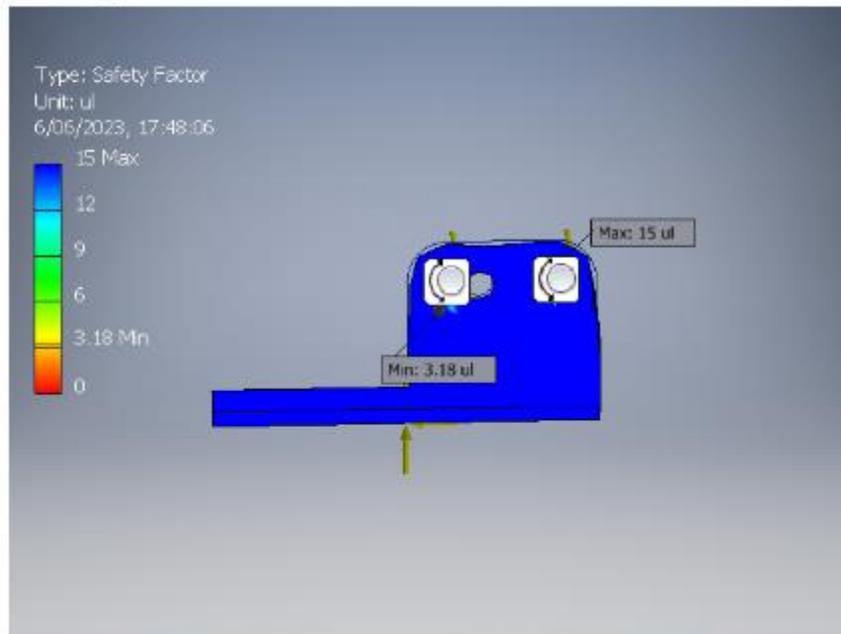
▣ Von Mises Stress



▣ Displacement



□ Safety Factor



Análisis Estructural de Eje Principal

☐ Cargas

Índice	Ubicación	Fuerza radial				Par motor	Deflexión				Ángulo de deflexión
		Y	X	Tamaño	Dirección		Y	X	Tamaño	Dirección	
1	0.984252 pulgadas					131,286 lbforce ft	1316.003 microin	2014.176 microin	2405.986 microin	56,84 grados	0,09 grados
2	2.55906 pulgadas	0.000 lbforce	-1040.908 lbforce	1040.908 lbforce	-90,00 grados		-0,001 micropulgadas	0.000 microin	0.001 microin	180,00 grados	0,09 grados
3	2.55906 pulgadas	-680.390 lbforce	0.000 lbforce	680.390 lbforce	180,00 grados		-0,001 micropulgadas	0.000 microin	0.001 microin	180,00 grados	0,09 grados
4	8.97638 pulgadas	0.000 lbforce	1040.908 lbforce	1040.908 lbforce	90,00 grados		-1064,919 micropulgadas	-1629,442 micropulgadas	1946.570 microin	236,83 grados	0,12 grados
5	8.97638 pulgadas					-65.643 lbforce ft	-1064,919 micropulgadas	-1629,442 micropulgadas	1946.570 microin	236,83 grados	0,12 grados
6	8.97638 pulgadas	680.390 lbforce		680.390 lbforce			-1064,919 micropulgadas	-1629,442 micropulgadas	1946.570 microin	236,83 grados	0,12 grados
7	20.5906 pulgadas	0.000 lbforce	1040.908 lbforce	1040.908 lbforce	90,00 grados		-1065,208 micropulgadas	-1629,426 micropulgadas	1946.714 microin	236,83 grados	0,13 grados
8	20.5906 pulgadas					-65.643 lbforce ft	-1065,208 micropulgadas	-1629,426 micropulgadas	1946.714 microin	236,83 grados	0,13 grados
9	20.5906 pulgadas	680.390 lbforce		680.390 lbforce			-1065,208 micropulgadas	-1629,426 micropulgadas	1946.714 microin	236,83 grados	0,13 grados
10	27.0079 pulgadas	-680.390 lbforce	0.000 lbforce	680.390 lbforce	180,00 grados		-0,000 micropulgadas	0.016 microin	0.016 microin	91,39 grados	0,09 grados
11	27.0079 pulgadas	0.000 lbforce	-1040.908 lbforce	1040.908 lbforce	-90,00 grados		-0,000 micropulgadas	0.016 microin	0.016 microin	91,39 grados	0,09 grados

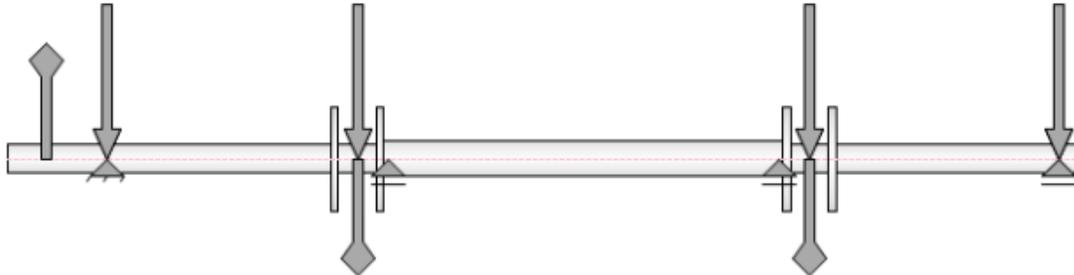
☐ Soporta

Índice	Tipo	Ubicación	Fuerza de reacción					Rendimiento	Tipo	Deflexión				Ángulo de deflexión
			Y	X	Tamaño	Dirección	Fuerza axial			Y	X	Tamaño	Dirección	
1	Fijo	2.55906 pulgadas	-633.700 lbforce	-970.584 lbforce	1159.141 lbforce	236,86 grados			Usuario	-0,235 micropulgadas	-0,358 micropulgadas	0.428 microin	236,71 grados	0,09 grados
2	Gratis	9.76378 pulgadas	636.367 lbforce	970.584 lbforce	1160.602 lbforce	56,75 grados			Usuario	0.001 microin	0.008 microin	0.008 microin	80,59 grados	0,14 grados
3	Gratis	19.8031 pulgadas	636.471 lbforce	970.584 lbforce	1160.659 lbforce	56,74 grados			Usuario	-0,003 micropulgadas	0.008 microin	0.009 microin	108,86 grados	0,13 grados
4	Gratis	27.0079 pulgadas	-634.020 lbforce	-970.584 lbforce	1159.316 lbforce	236,85 grados			Usuario	-0,000 micropulgadas	0.016 microin	0.016 microin	91,39 grados	0,09 grados

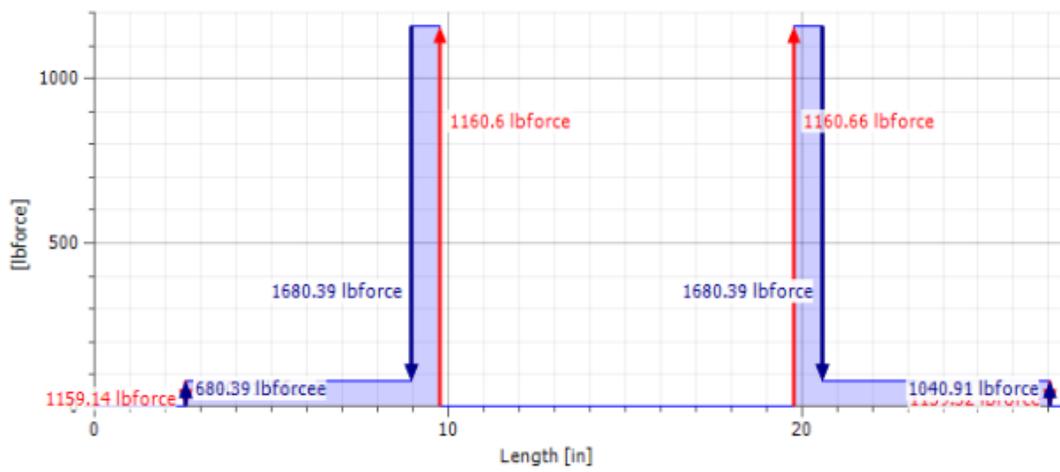
☐ Resultados

Largura	L	27.598 pulgadas
Masa	Masa	5.118 lbmasa
Tensión de flexión máxima	σ_B	13112.845 psi
Esfuerzo cortante máximo	τ_S	2639.536 psi
Tensión torsional máxima	τ	19169.480 psi
Tensión máxima	σ_T	0.000 psi
Estrés máximo reducido	σ_{rojo}	35699.405 psi
Deflexión máxima	$f_{m\acute{a}x.}$	5736.654 microin
Ángulo de torsión	ϕ	2,87 grados

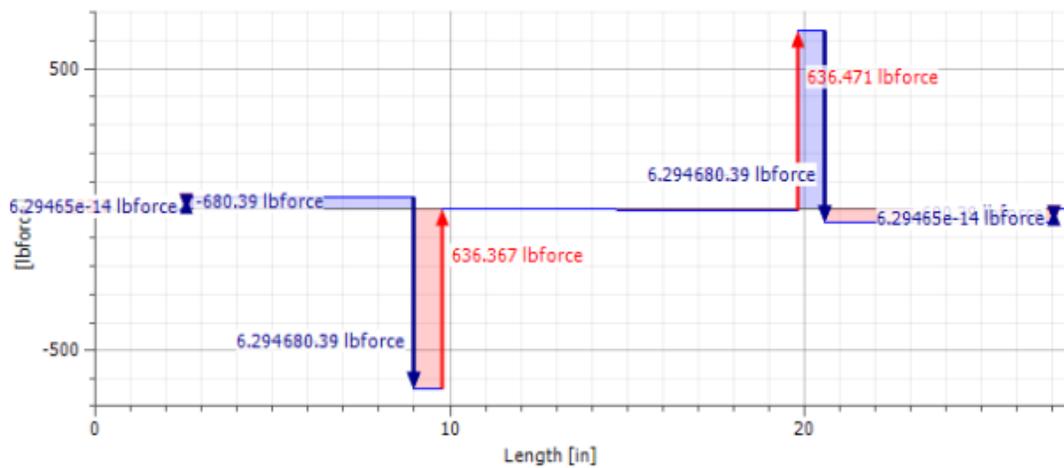
Vista previa



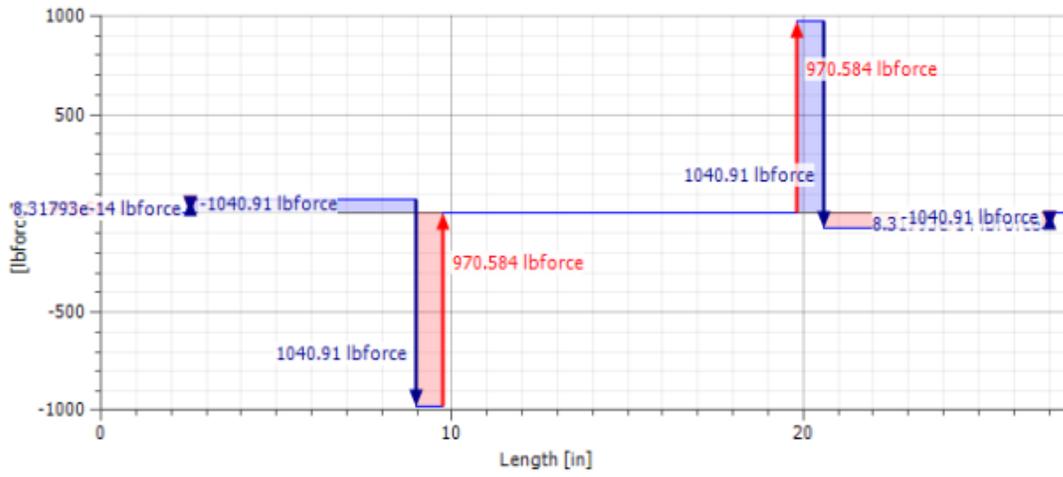
Fuerza de cizallamiento



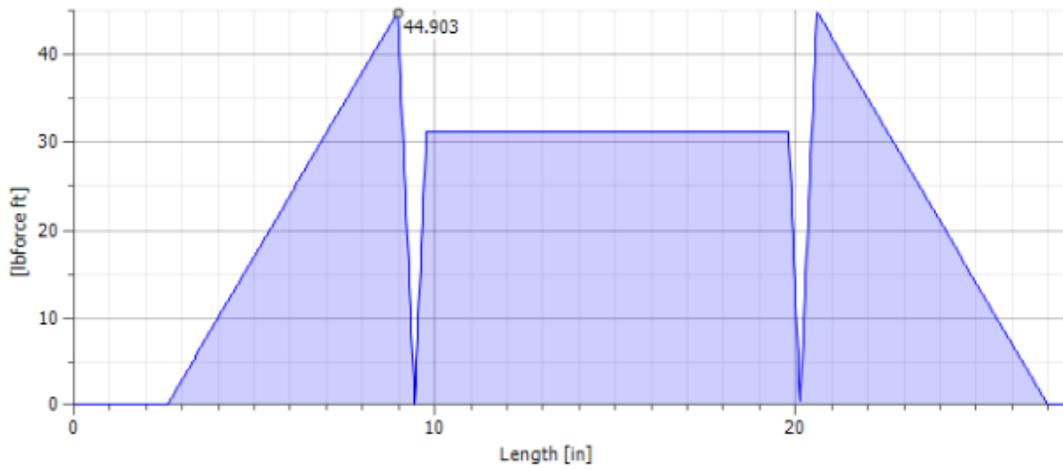
Fuerza de cizallamiento, avión YZ



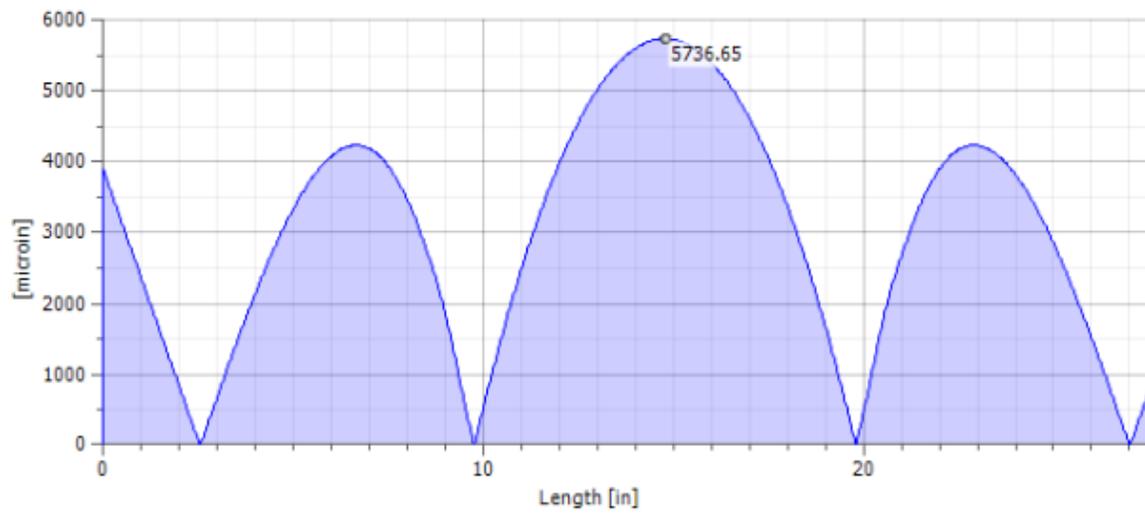
Fuerza de cizallamiento, plano XZ



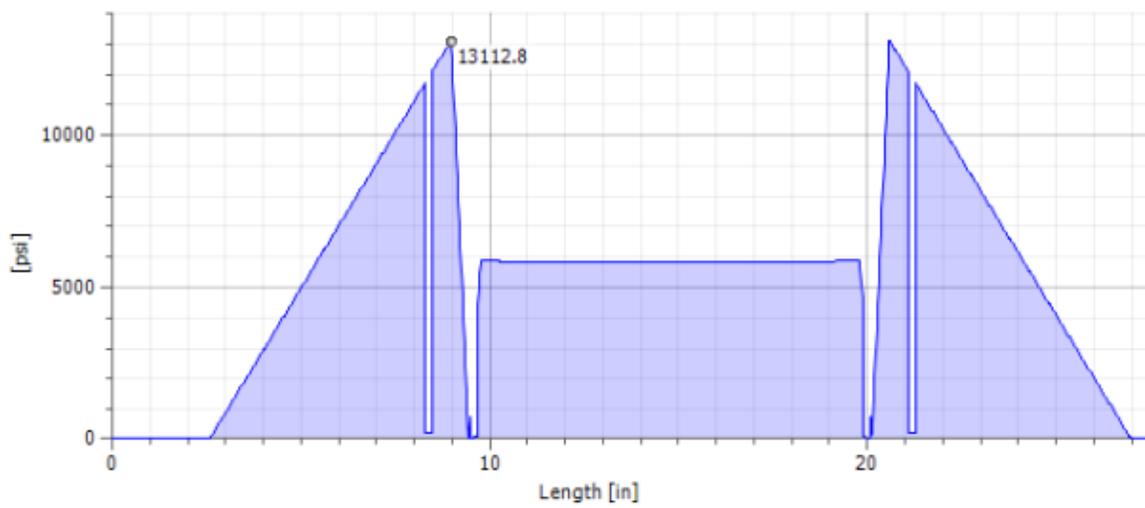
Momento de flexión



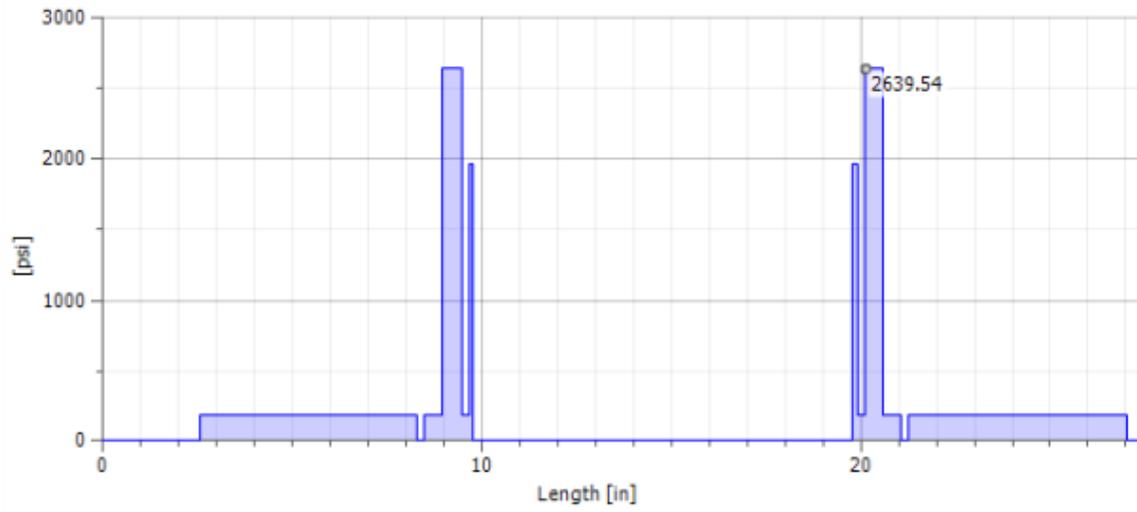
Deflexión



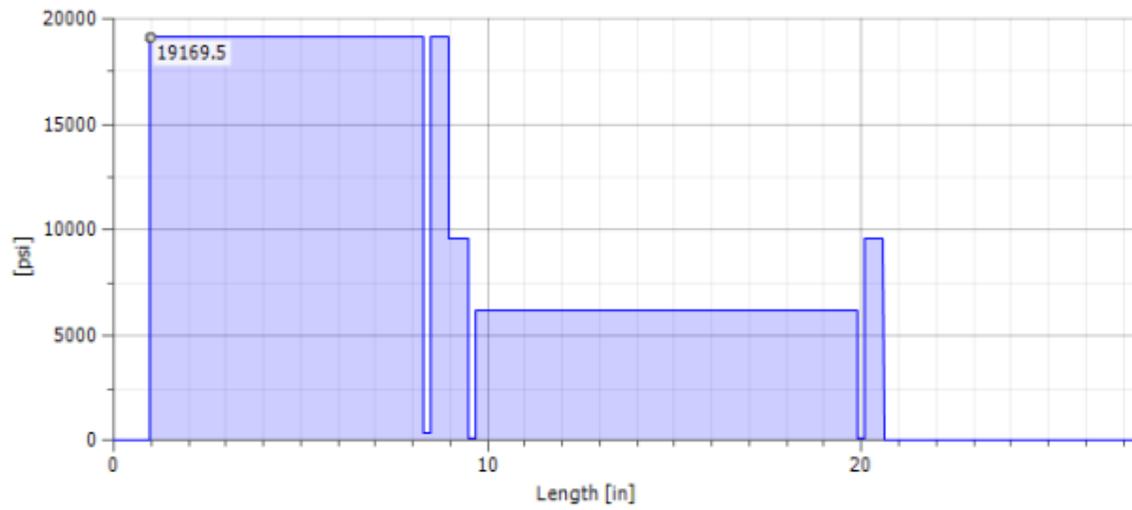
Tensión de flexión



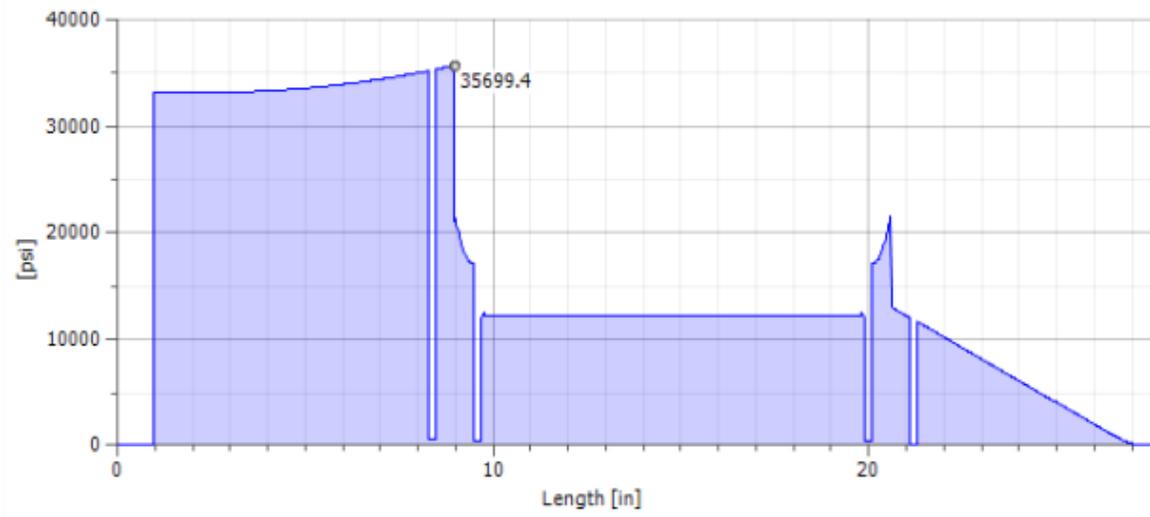
Esfuerzo cortante



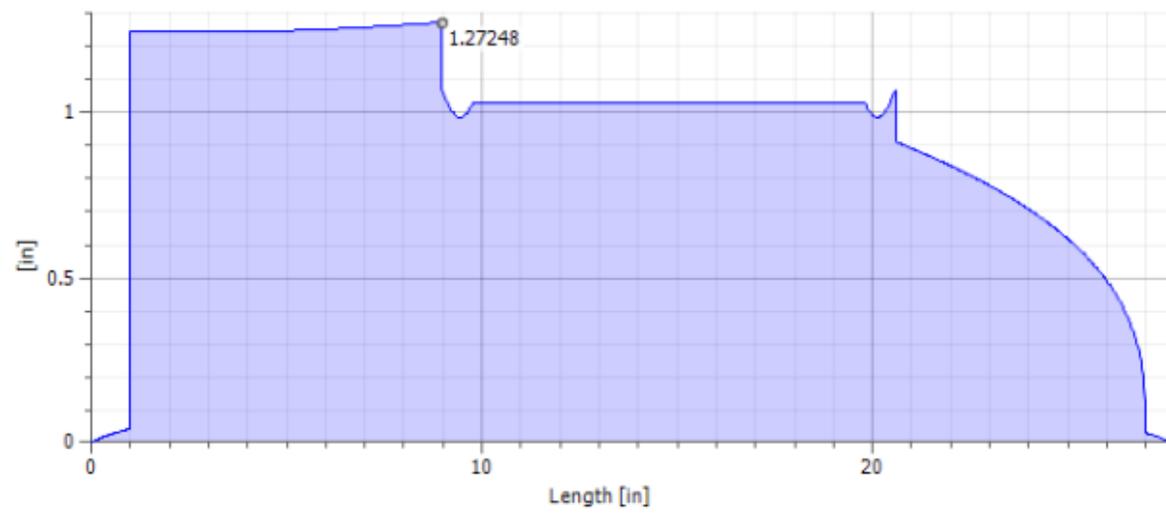
Estrés torsional



Reducción del estrés



Diámetro ideal



Análisis Estructural en Inventor de la Estructura del Exoesqueleto

▣ Análisis estático:1

Objetivo general y configuración:

Objetivo de diseño	Punto único
Tipo de estudio	Análisis estático
Fecha de la última modificación	9/06/2023, 17:32
Detecte y elimine los modos de cuerpo rígido	No
Tensiones separadas a través de las superficies de contacto	No
Análisis de cargas de movimiento	No

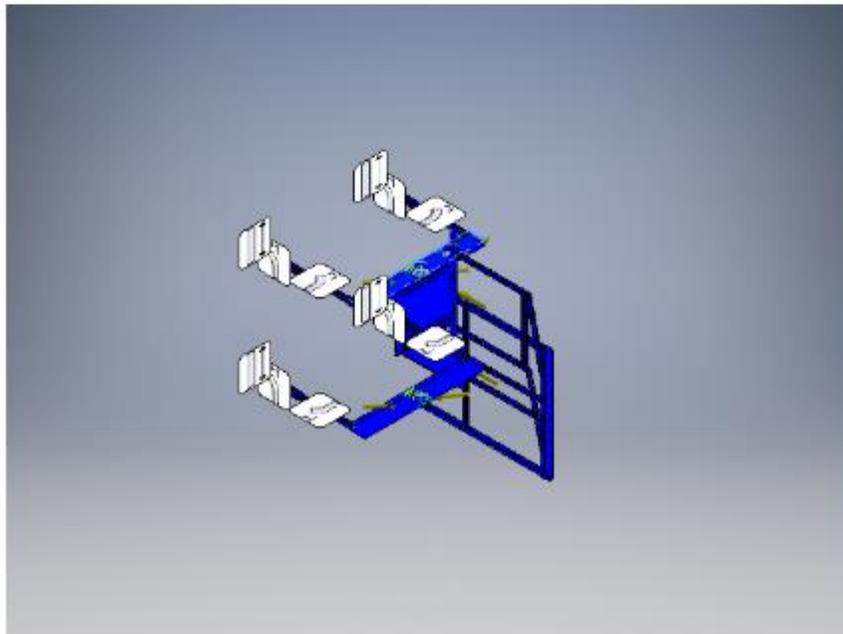
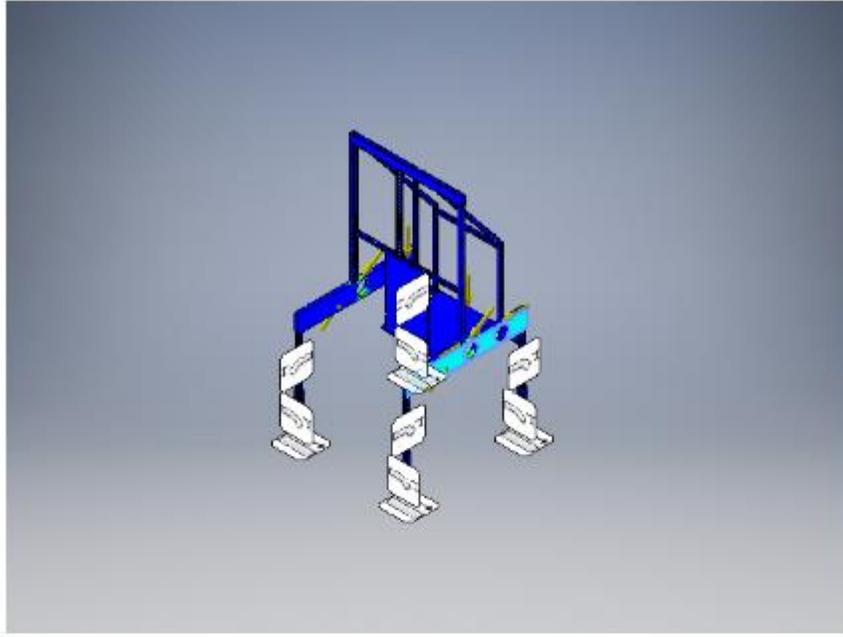
Configuración de malla:

Tamaño medio del elemento (fracción del diámetro del modelo)	0.1
Tamaño mínimo del elemento (fracción del tamaño promedio)	0.2
Factor de calificación	1.5
Ángulo de giro máx.	60 grados
Crear elementos de malla curva	No
Usar una medida basada en piezas para la malla de ensamblaje	Sí

▣ Material(es)

Nombre	Genérico	
General	Densidad	0.0361273 lbmass/in ³
	Límite elástico	0 psi
	Máxima resistencia a la tracción	0 psi
Estrés	Módulo de Young	0,0000145038 ksi
	Proporción de Poisson	0 ul
	Módulo de corte	0,00000725189 ksi
Nombre(s) de pieza	Estructura Skeleton0001	
Nombre	Aluminio 6061	
General	Densidad	0.0975437 lbmass/in ³
	Límite elástico	39885,4 psi
	Máxima resistencia a la tracción	44961,7 psi
Estrés	Módulo de Young	9993,1 ksi
	Proporción de Poisson	0,33 UL
	Módulo de corte	3756,8 ksi

☐ Cara(s) seleccionada(s)



☐ **Resultados**

☐ **Fuerza de reacción y momento sobre las restricciones**

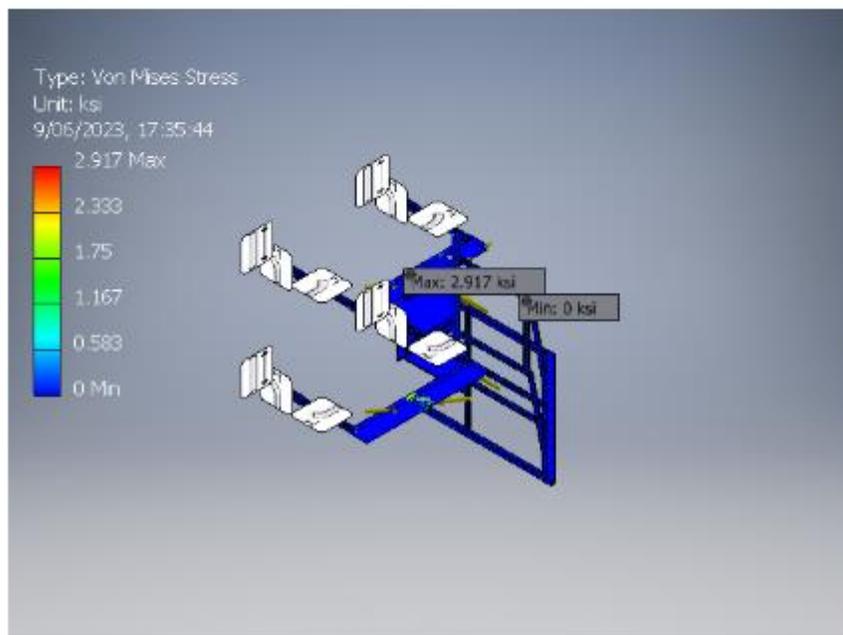
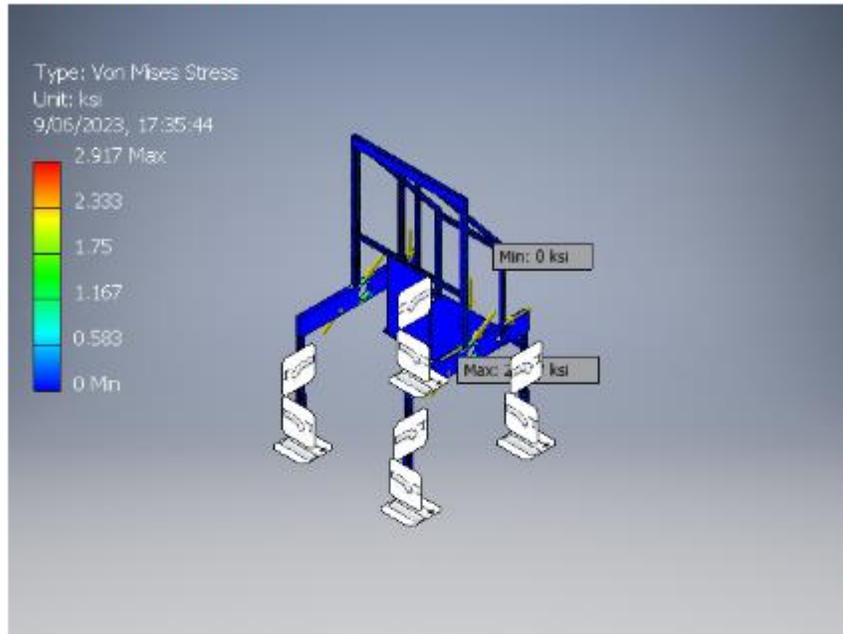
Nombre de restricción	Fuerza de reacción		Momento de reacción	
	Magnitud	Componente (X, Y, Z)	Magnitud	Componente (X, Y, Z)
Restricción sin fricción:1	0,000596984 lbf force	0,0000925091 lbf force	0,0000125009 lbf force ft	-0.0000122295 lbf force ft
		-0.000584317 lbf force		0,000000265476 lbf force ft
		0,0000800356 lbf force		0,00000257666 lbf force ft
Restricción fija:2	0,735388 lbf force	-0.0096289 lbf force	1,51549 lbf force ft	-1.51463 lbf force ft
		0,439912 lbf force		0,0411617 lbf force ft
		-0.58922 lbf force		0,0304929 lbf force ft

☐ **Resumen de resultados**

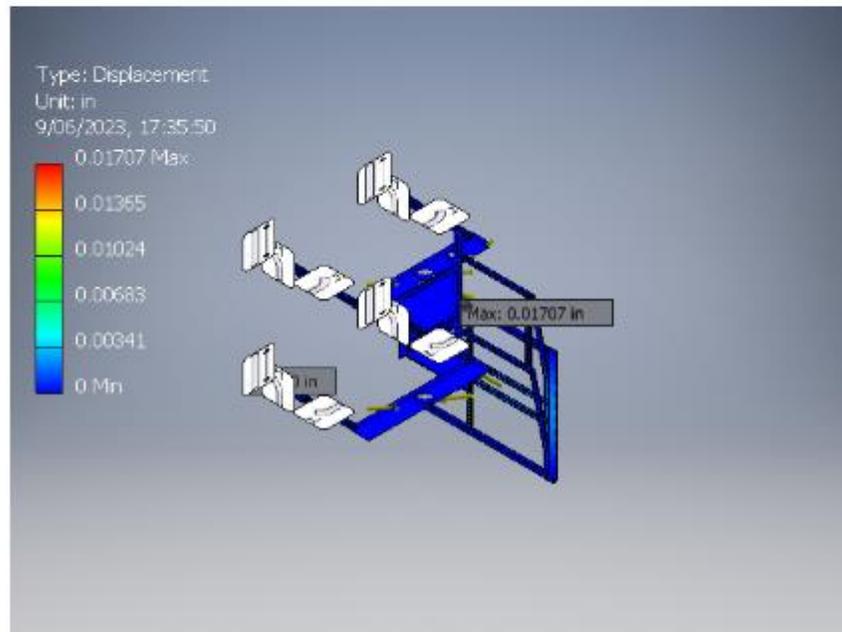
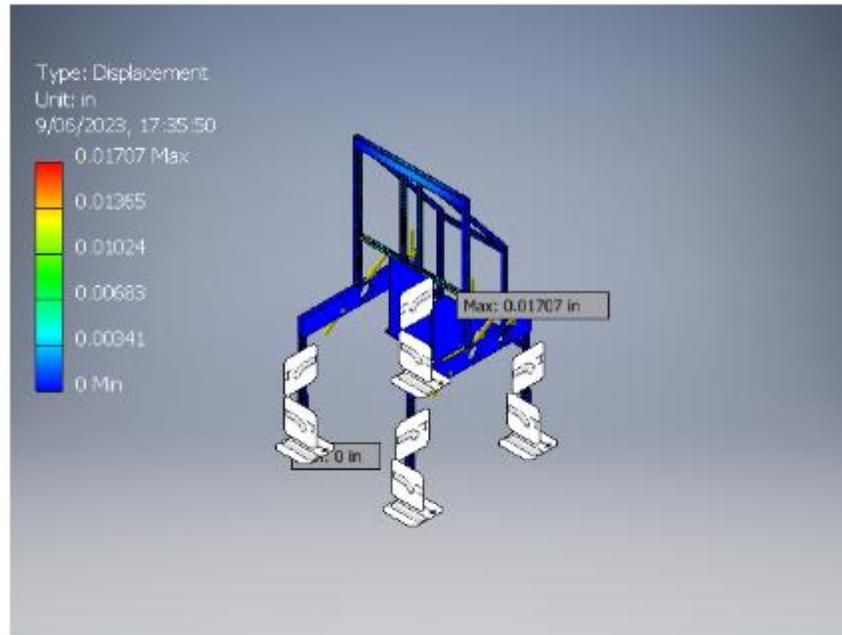
Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	366.453 in ³	
Masa	35,7452 lbmasa	
Estrés de Von Mises	0 ksi	2,91671 ksi
1er Estrés Principal	-0,477244 ksi	2,86488 ksi
3º Estrés Principal	-2,11586 ksi	0,385662 ksi
Desplazamiento	0 pulgadas	0,0170687 pulgadas
Factor de seguridad	13,6748 UL	15 ul
Estrés XX	-1,83956 ksi	1,60722 ksi
Estrés XY	-0,589937 ksi	0,458839 ksi
Estrés XZ	-0,863466 ksi	0,768837 ksi
Estrés YY	-0,940707 ksi	1,01325 ksi
Estrés YZ	-0,788117 ksi	0,595678 ksi
Estrés ZZ	-1,86634 ksi	2,83616 ksi
X Desplazamiento	-0.00184766 in	0,00179871 pulgadas
Desplazamiento Y	-0.0170552 in	0,000153803 pulgadas
Desplazamiento Z	-0.000476047 in	0,00265907 pulgadas
Cepa equivalente	0 ul	0,000262744 UL
1ª Cepa Principal	-0.000000379513 ul	0,000287837 UL
3ª Cepa Principal	-0.000191566 ul	0,000000287387 UL
Cepa XX	-0.000159157 ul	0,000138465 UL
Cepa XY	-0.0000785158 ul	0,0000610677 UL
Cepa XZ	-0.00011492 ul	0,000102326 UL
Cepa YY	-0.000126321 ul	0,0000869534 UL
Cepa YZ	-0.000104892 ul	0,0000792798 UL
Cepa ZZ	-0.000182808 ul	0,000284014 UL
Presión de contacto	0 ksi	12,7155 ksi
Presión de contacto X	-7,0216 ksi	7,01848 ksi
Presión de contacto Y	-5,34418 ksi	4,94775 ksi
Presión de contacto Z	-11,5358 ksi	11,6056 ksi

Figuras

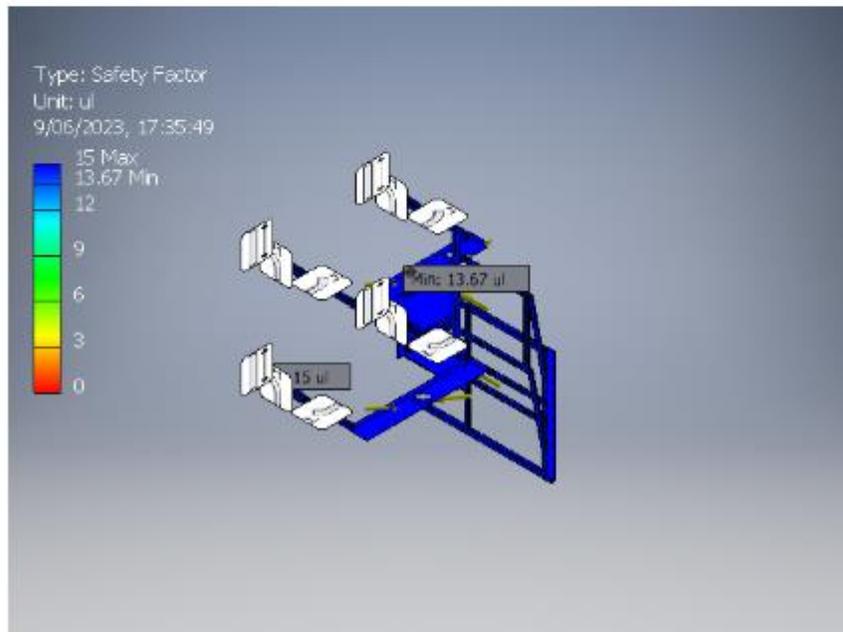
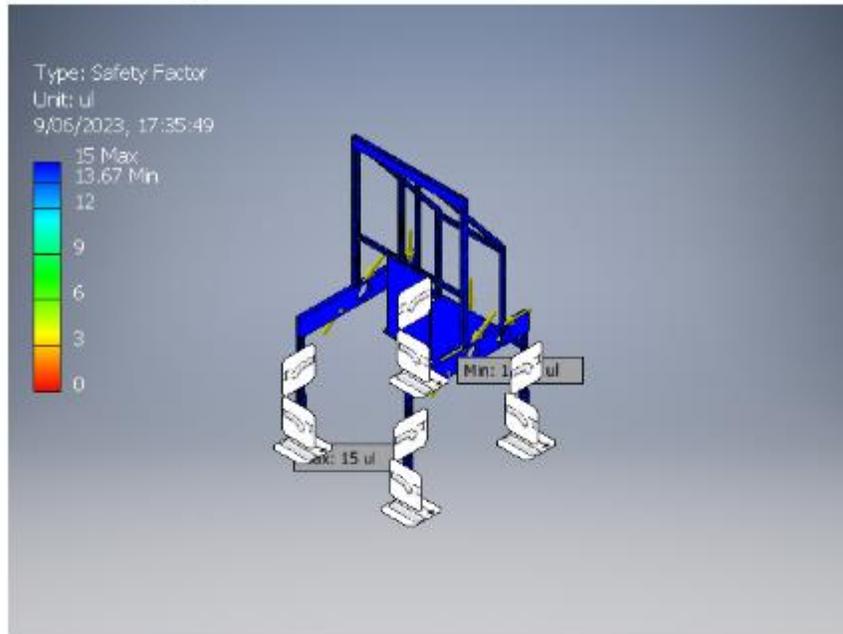
Estrés de Von Mises

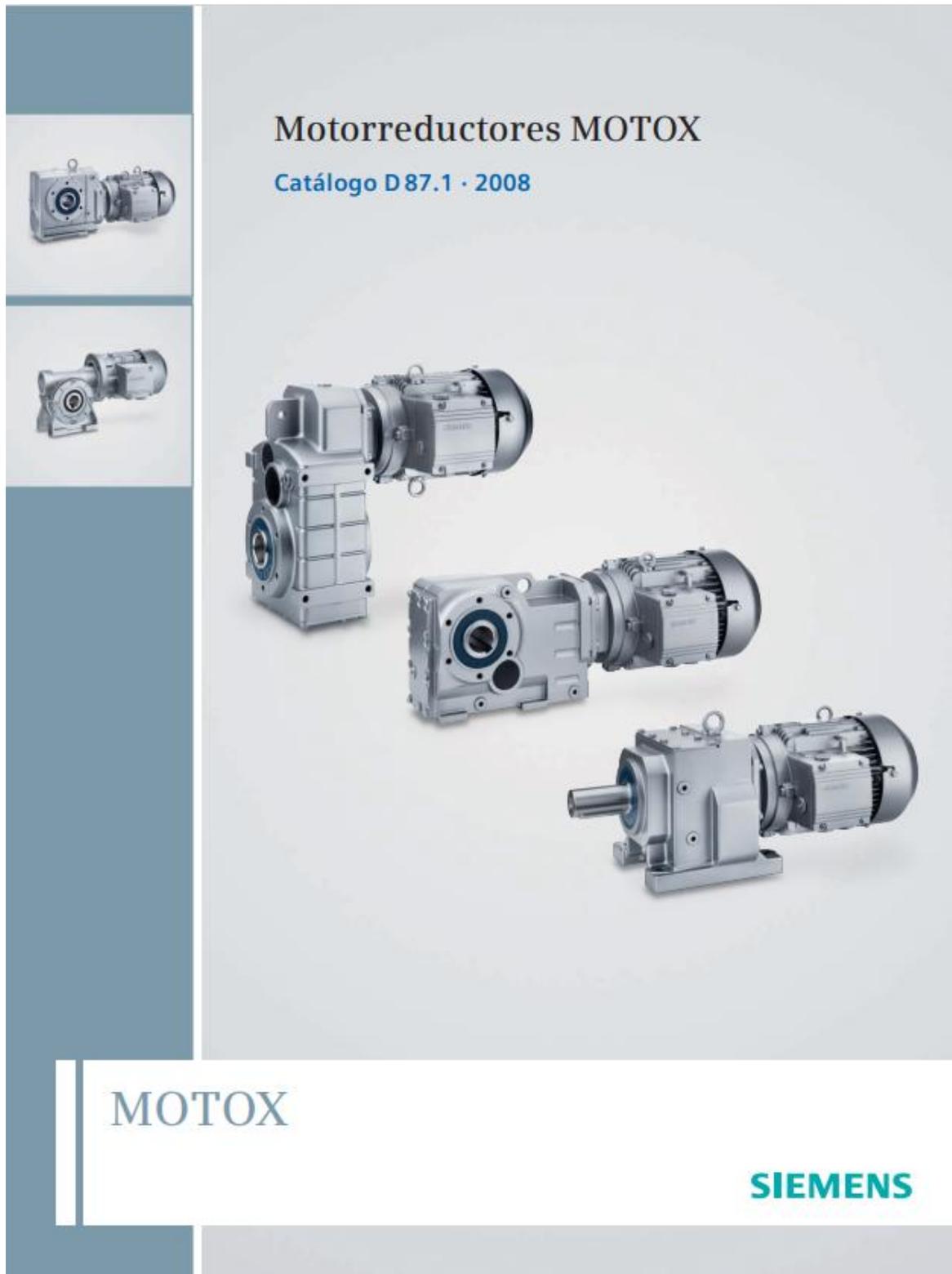


Desplazamiento



Factor de seguridad





POLEAS EN "V"

TRANSMISIÓN DE POTENCIA



CONTENIDO

TRANSMISIÓN DE POTENCIA

POLEAS EN "V"

CORREAS Y POLEAS EN "V"

Las transmisiones por correas en "V"	pág. 2
Tipos de correas en "V"	pág. 3-7
Las poleas en "V"	pág. 8-10
Sistemas de fijación o montaje	pág. 11-13
Cuidado y mantenimiento	pág. 14-15
Tensión de correas	pág. 16-18
Cambio de correas	pág. 19
Balanceo de poleas	pág. 20

SELECCIÓN Y CÁLCULO DE TRANSMISIONES

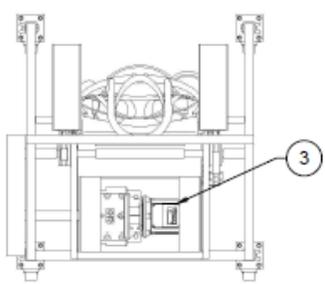
Procedimiento de selección de una transmisión por correas en "V"	pág. 22-24
Factores de servicio típicos	pág. 25
Tablas para seleccionar el tipo o perfil de la correa	pág. 26-27
Fórmula para el cálculo de la longitud de las correas en "V"	pág. 27
Tablas de capacidad de transmisión	pág. 28-55

DIMENSIONES PRINCIPALES DE LAS POLEAS

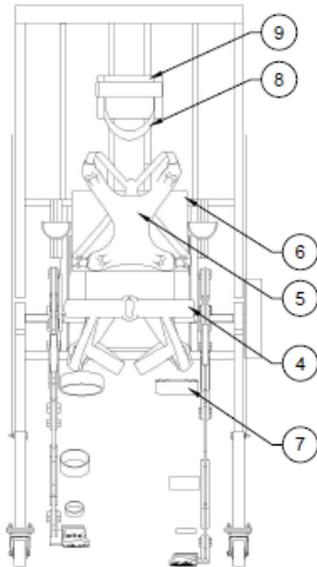
Poleas con Buje QD	pág. 58-100
Poleas con Buje Taper	pág. 101-106
Poleas de Montaje Directo	pág. 107



Anexo 10: PLANOS DE ENSAMBLE GENERAL Y DE DETALLE

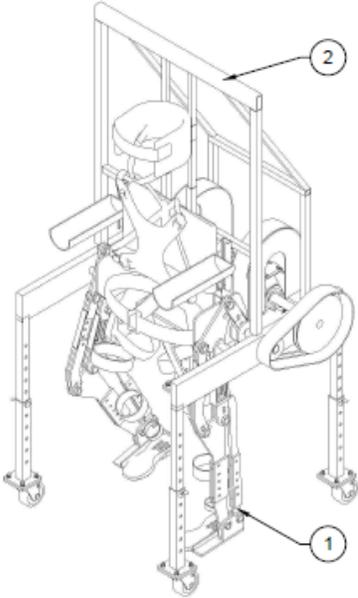


VISTA DE PLANTA
Esc: 1/15



VISTA FRONTAL
Esc: 1/15

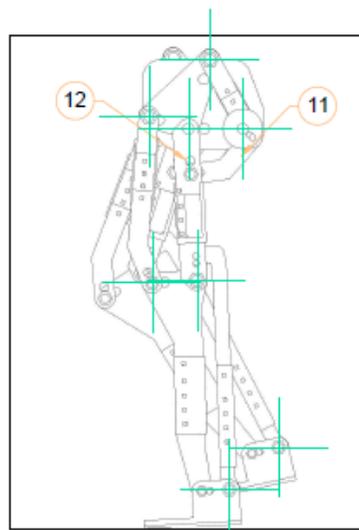
10	1 x 1 m	Poliuretano	Planchas de espuma
9	1	Espuma y poliéster	Sujetador de cabeza NapUp
8	1	Neopreno	Banda mentonera para dormir
7	6	Nylon, neopreno y algodón	Correas de neopreno acolchadas
6	1	Memory foam y gel	Cojín lumbar con gel
5	1	Poliéster y algodón	Cinturón de seguridad para silla de ruedas
4	1	Nylon, poliéster, poliuretano.	Petzi Arnés Macchu para niños
3	1	-	Sistema de transmisión. Plano: A - T - 000
2	1	-	Estructura de soporte. Plano: A - S - 000
1	1	-	Mecanismo de miembros inferiores. Plano: A - M - 000
Ítem	Cant.	Material	Descripción



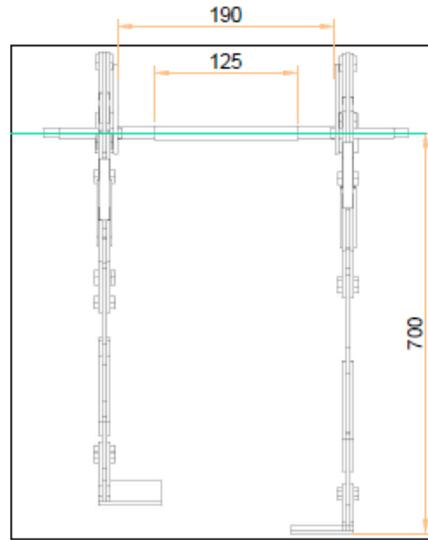
VISTA ISOMÉTRICA

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO			
Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía			
Notas: Todas las medidas están en mm		Integrantes: Ordóñez Mauricio Alejandra Nicol Ospinal Lazo Anyelo César	
Fecha:	Formato	Escala	PLANO DE ENSAMBLE DE LA ESTRUCTURA DE SOPORTE
16/05/23	A4	1:15	Plano n°: A - G - 000



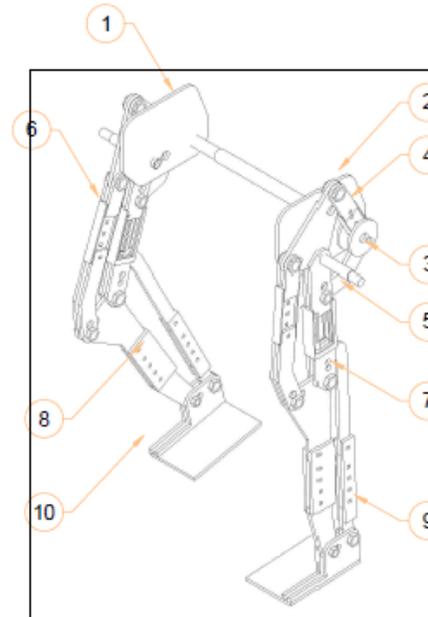


VISTA LATERAL DE ENSAMBLE DE MECANISMO DEL EXOESQUELETO



VISTA FRONTAL DE ENSAMBLE DE MECANISMO DEL EXOESQUELETO

12	2	Acero A36	Eje inmóvil de cadera: Ver plano A-T-000
11	2	Acero A36	Eje móvi de cadera: Ver plano A-T-000
10	2	Aluminio 6061	Tobillo y planta: Ver plano D-M-003
9	2	Aluminio 6061	Eslabón 2 de pierna: Ver plano D-M-003
8	2	Aluminio 6061	Eslabón 1 de pierna: Ver plano D-M-003
7	2	Aluminio 6061	Eslabón 2 de muslo: Ver plano D-M-002
6	2	Aluminio 6061	Eslabón 1 de muslo: Ver plano D-M-002
5	4	Aluminio 6061	Eslabón 2 de cadera: Ver plano D-M-001
4	2	Aluminio 6061	Eslabón 1 de cadera: Ver plano D-M-001
3	4	Aluminio 6061	Disco de cadera: Ver plano D-M-001
2	2	Aluminio 6061	Triángulo de cadera: Ver plano D-M-001
1	2	Aluminio 6061	Extremo de cadera: Ver plano D-M-001
Ítem	Cant.	Material	Descripción



VISTA ISOMÉTRICA DE ENSAMBLE DE MECANISMO DEL EXOESQUELETO

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía

Notas: Todas las medidas están en mm

Integrantes: Ordóñez Mauricio
Alejandra Nicol
Ospinal Lazo Anyelo César

Fecha:

Formato

Escala

PLANO DE ENSAMBLE DE EXOESQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES

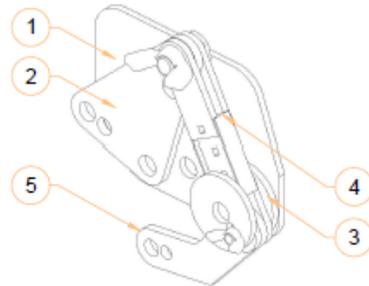
10/04/23

A4

1:10

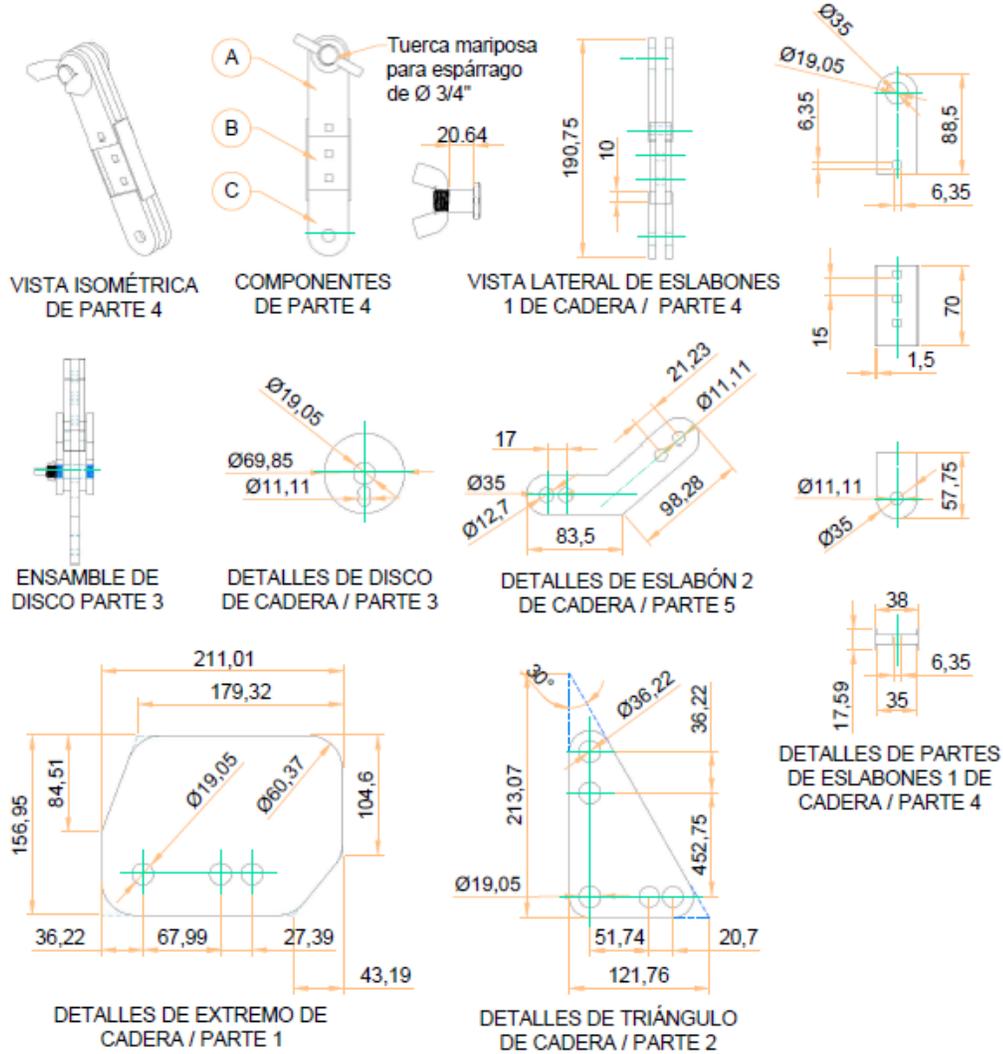
Plano n°: A - M - 000





Las piezas A y B de la parte 4, la parte 1 y 3 del mecanismo se fabrican con platinas de Aluminio 6061 de espesor 6.35 mm. Las piezas 2 y 5 con platinas de Aluminio 6061 de espesor 7.94 mm

VISTA ISOMÉTRICA DE ELEMENTOS DE LA CADERA



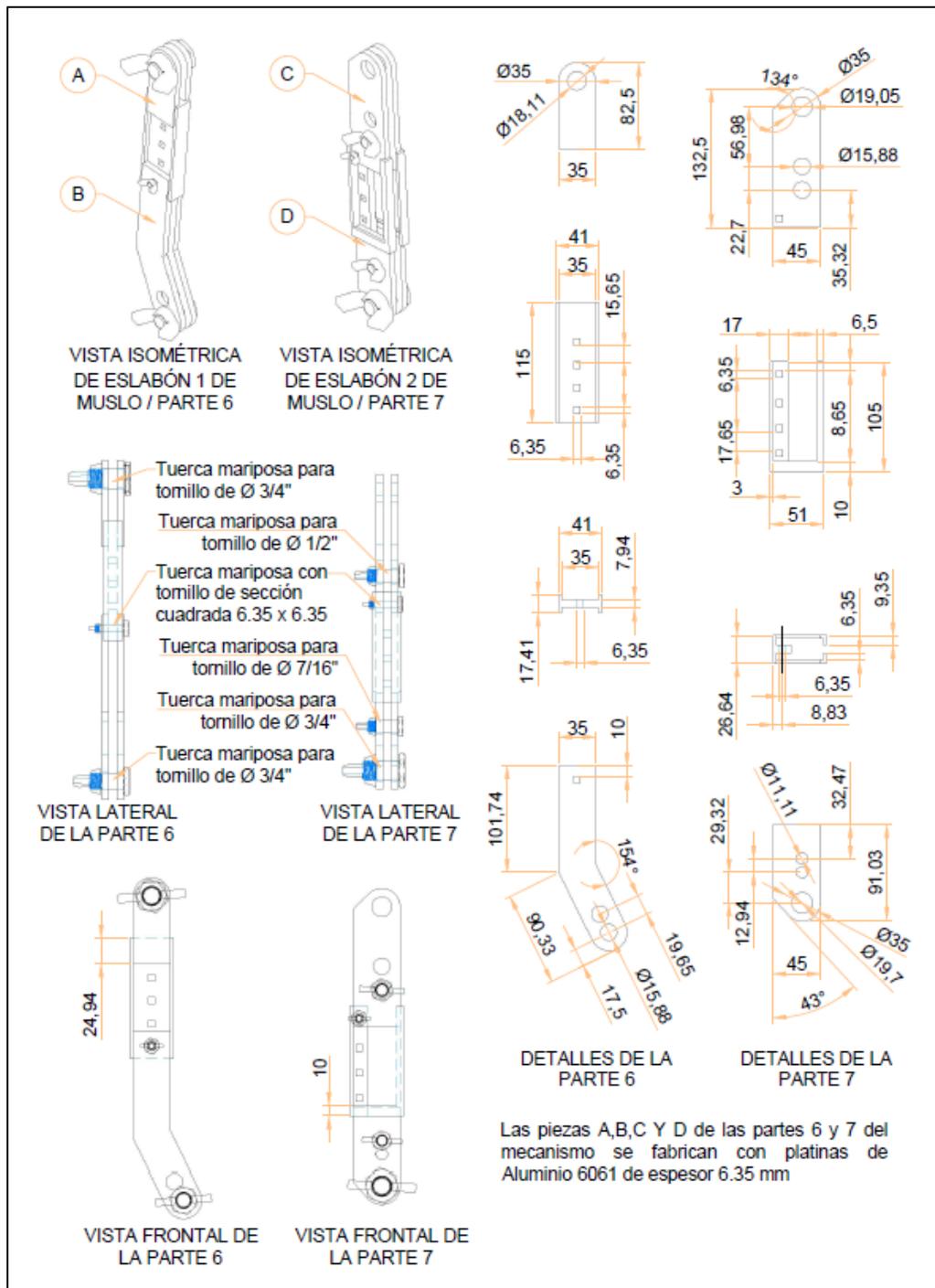
UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía

Notas: Todas las medidas están en mm, tolerancia en agujeros de 9um

Integrantes: Ordóñez Mauricio Alejandra Nicol
Ospinal Lazo Anyelo César

Fecha:	Formato	Escala	PLANO DE DETALLE DE PARTES DEL MECANISMO DEL EXOSQUELETO 1 Plano n°: D - M - 001
13/04/23	A4	1:5	

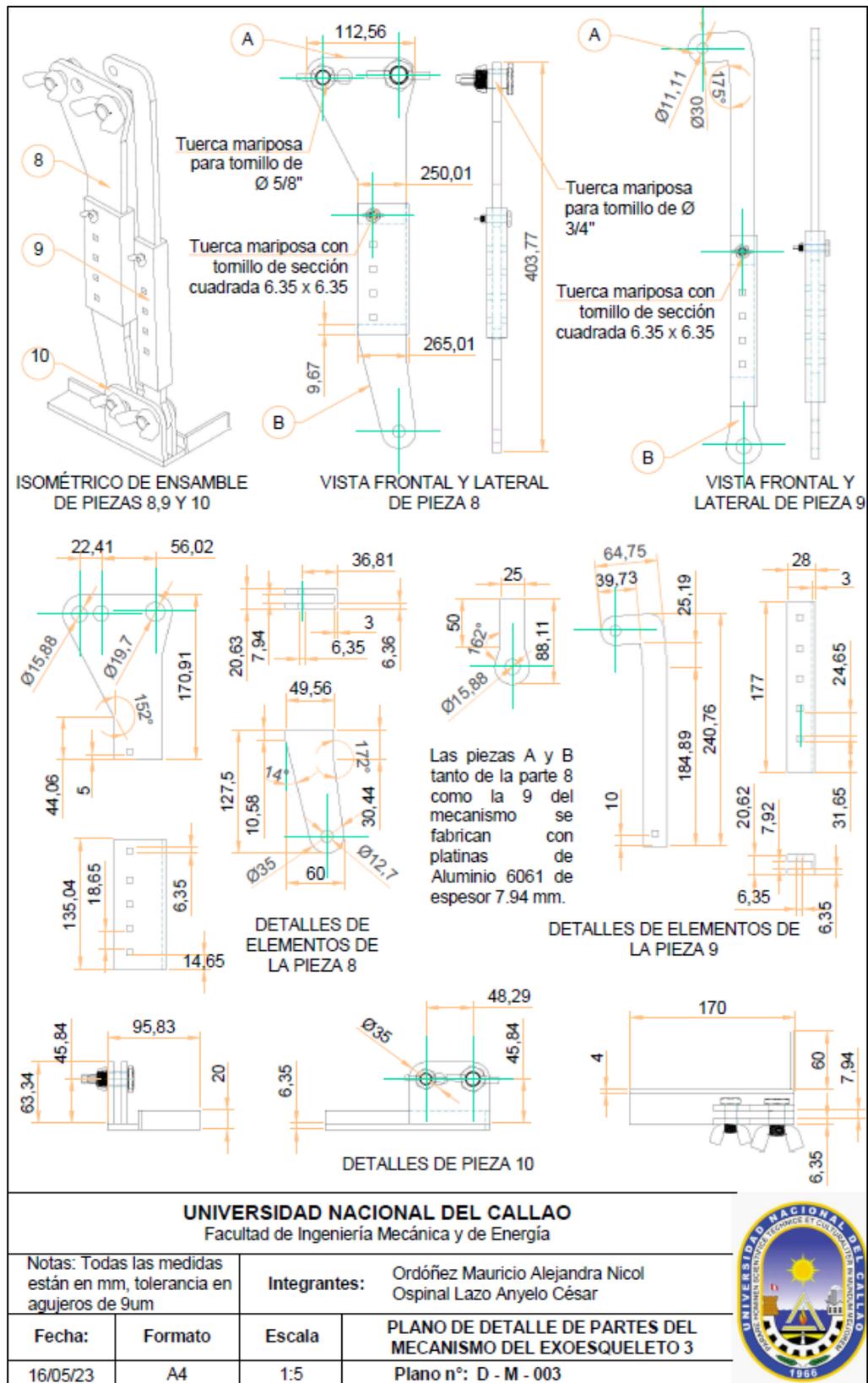


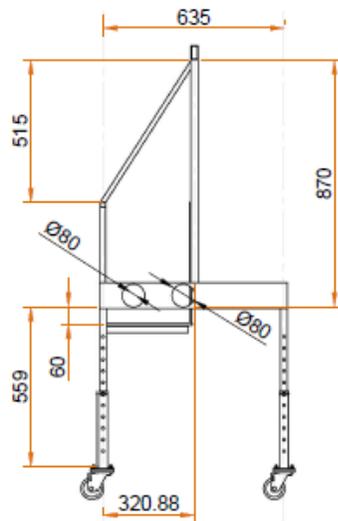


UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía

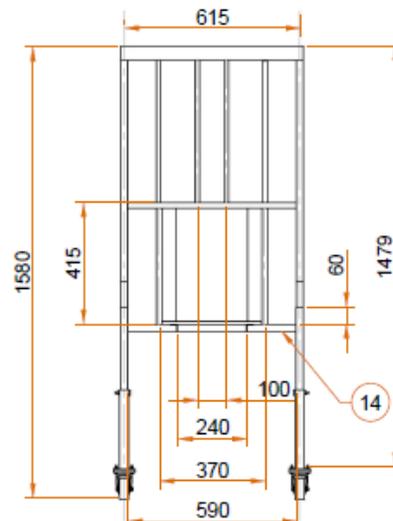
Notas: Todas las medidas están en mm, tolerancia en agujeros de 9µm		Integrantes: Ordóñez Mauricio Alejandra Nicol Ospinal Lazo Anyelo César	
Fecha:	Formato	Escala	PLANO DE DETALLE DE PARTES DEL MECANISMO DEL EXOESQUELETO 2
14/04/23	A4	1:5	Plano n°: D - M - 002





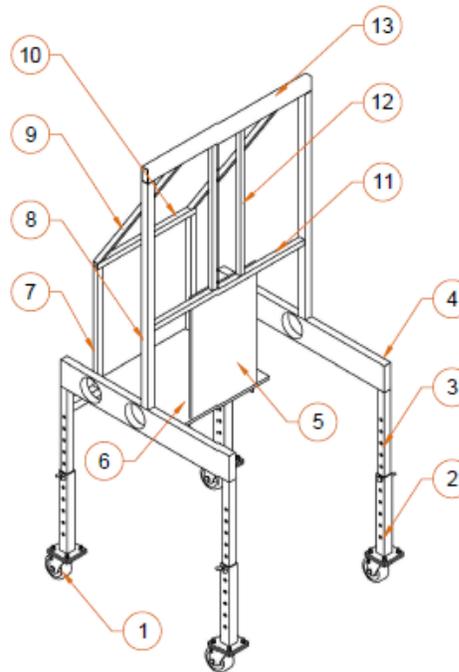


VISTA LATERAL
Esc: 1/20



VISTA FRONTAL
Esc: 1/20

13	1	Aluminio 6061	HSS 50 x 25 x 2.5 de 640 mm de largo
12	2	Aluminio 6061	HSS 20 x 20 x 2 de 515 mm de largo
11	1	Aluminio 6061	HSS 20 x 20 x 2 de 590 mm de largo
10	1	Aluminio 6061	HSS 20 x 20 x 2 de 390 mm de largo
9	2	Aluminio 6061	HSS 20 x 20 x 2 de 606 mm de largo
8	2	Aluminio 6061	HSS 25 x 25 x 2 de 774.75 mm de largo
7	2	Aluminio 6061	HSS 20 x 20 x 2 de 415 mm de largo
6	1	Aluminio 6061	Plancha de 348 x 328 x 9.53
5	1	Aluminio 6061	Plancha de 250 x 415 x 7.94
4	2	Aluminio 6061	FL 90 x 25 / Detalles en plano: D - S - 002
3	3	Aluminio 6061	HSS 25.4 x 25.4 x 3.05 350 cm / Plano: D - S - 001
2	4	Aluminio 6061	HSS 31.75 x 31.75 x 3.05 270 cm / Plano: D - S - 001
1	4	Aluminio 6061	Garrucha con freno 3" - 100 Kg - SKU: 24222 - Promart
Ítem	Cant.	Material	Descripción



VISTA ISOMÉTRICA

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía

Notas: Todas las medidas están en mm

Integrantes: Ordóñez Mauricio Alejandra Nicol
Ospinal Lazo Anyelo César

Fecha:

Formato

Escala

PLANO DE ENSAMBLE DE LA ESTRUCTURA DE SOPORTE

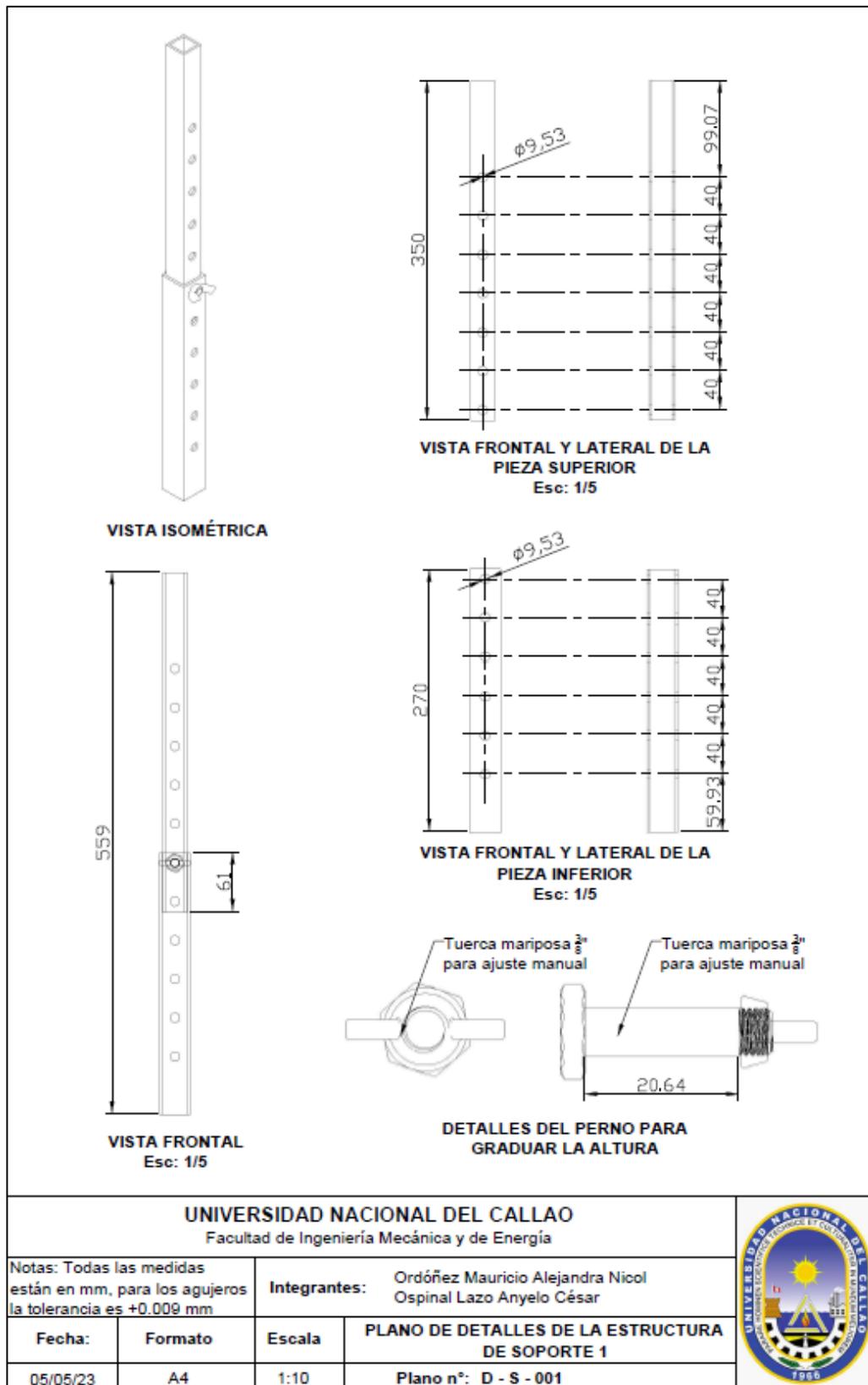
25/04/23

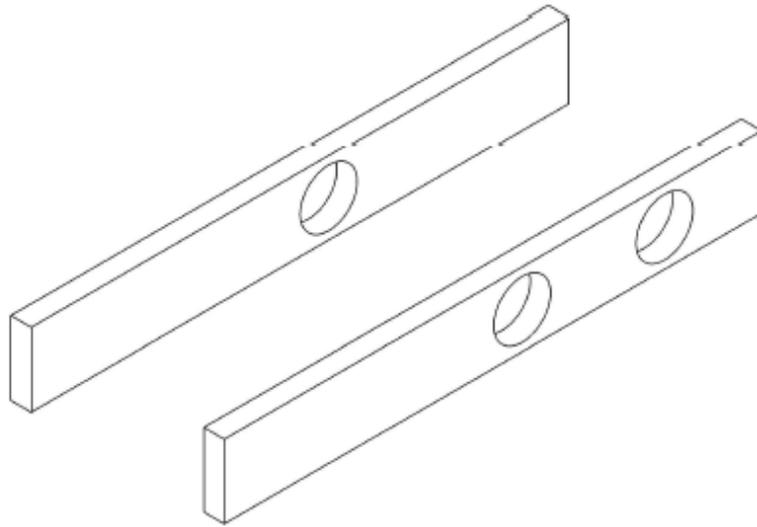
A4

1:20

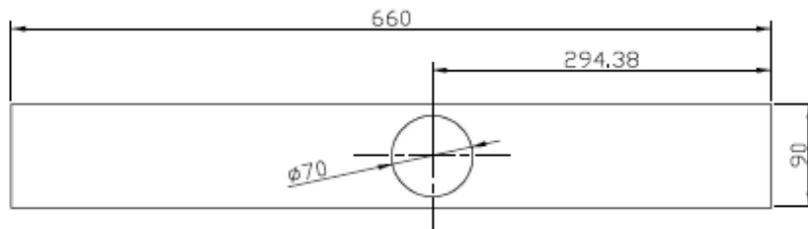
Plano n°: A - S - 000



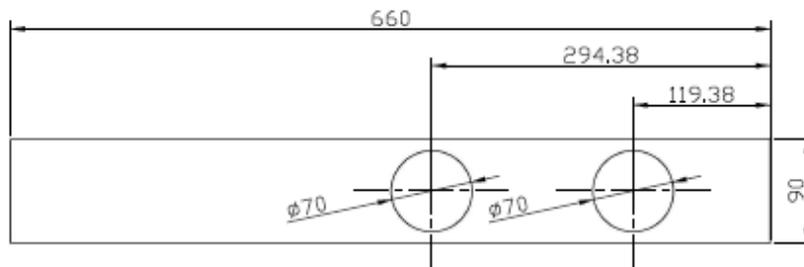




VISTA ISOMÉTRICA DE 2
PLANCHAS FL 90 x 25



VISTA LATERAL DE LA PIEZA A
Esc: 1/5



VISTA LATERAL DE LA PIEZA B
Esc: 1/5

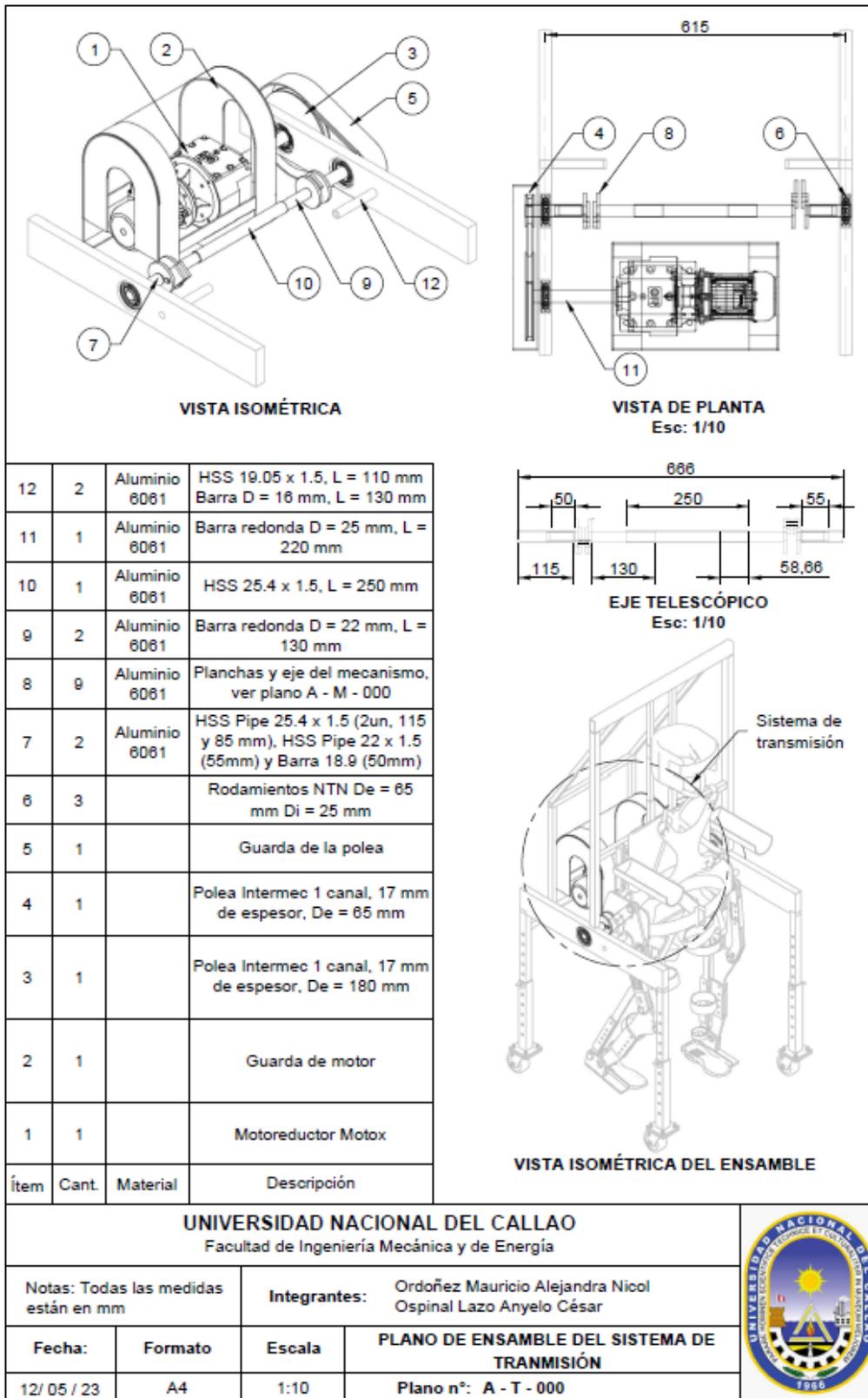
UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía

Notas: Todas las medidas
están en mm, la profundidad de
los agujeros es 25 mm

Integrantes: Ordóñez Mauricio Alejandra Nicol
Ospinal Lazo Anyelo César

Fecha:	Formato	Escala	PLANO DE DETALLES DE LA ESTRUCTURA DE SOPORTE 2
05/05/23	A4	1:5	Plano n°: D - S - 002





Anexo 11: Cotización del mecanismo del exoesqueleto



MITOSIS S.A.C.
RUC N° 20609662795

CLIENTE: Alejandra Nicol Ordóñez Mauricio
EMPRESA: -
RUC: 72407592
DIRECCIÓN: JR. Los limoncillos 3962 Los olivos
FECHA: 15/04/2023

PARTIDA	ÍTEM	DESCRIPCIÓN	CANT	UND	P.UNITARIO	SUBTOTAL
MATERIAL	1	Plancha de aluminio 6.35mm 1x1 m	1	GBL	S/.600,00	S/.600,00
	2	Plancha de aluminio 7.94mm 0.6x0.5m	1	GBL	S/.400,00	S/.400,00
	3	Pernos y tuercas M6 - M19	0,9	KG	S/.700,00	S/.540,00
	4	Shaft cuadrado a medida	8		S/.30,00	S/.240,00
FABRICACIÓN	1	Maquinado CNC router para aluminio	80	m	S/.18,75	S/.1 500,00

NETO	S/.3.280,00
IGV	S/.590,40
TOTAL	S/.3 872,40

Vigencia de cotización: 3 días calendarios
Plazo de entrega: 15 días calendario a partir de la aceptación de cotización.
Cláusulas: Todo trabajo realizado de manera adicional al especificado anteriormente estará sujeto a una nueva cotización.
El medio de pago será bancarizado y se encuentran indicados los números de cuenta respectivos.
El cliente se compromete a realizar el pago del 60% a la aceptación del