



UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO COMO
MULTIPLICADOR DE LAS CAPACIDADES HUMANAS**

Autores:

García P. Gustavo A.

Gubaira V. Carlos A.

Urb. Yuma II, calle N° 3. Municipio San

Diego Teléfono: (0241) 8714240 (master) –

Fax: (0241) 871239



**REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE
EXOESQUELETO COMO MULTIPLICADOR DE LAS
CAPACIDADES HUMANAS**

Proyecto del Trabajo de Grado para optar al título de
INGENIERO MECÁNICO

Autores:

García P. Gustavo A.

C.I.: 28.083.934

Gubaira V. Carlos A.

C.I.: 27.657.510

Tutor:

Fernando Montero Pasamar.

C.I.: 3.058.605

San Diego, abril de 2024



UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
COORDINACIÓN DE PASANTÍA Y TRABAJO DE GRADO

ACTA DE APROBACIÓN

INFORME DE PASANTÍA

TRABAJO DE GRADO

El jurado designado por la Facultad de Ingeniería para la evaluación del Informe de Pasantía o Trabajo de Grado titulado:

Diseño y Construcción de un prototipo de un exoesqueleto como multiplicador de las capacidades humanas.

Realizado por el (la) Br. Carlos Gubaira

C.I. N° 27.657.510 cursante de la carrera de Ing. Mecánica

hace constar, después de haber analizado su contenido y oída la exposición oral, considera que el mismo ha sido:

APROBADO

NO APROBADO

Tutor Académico (Coordinador)
Nombre: Fernando Montero
C.I.: 3.058.608

El Jurado

Jurado
Nombre: Carlos Alfaro
C.I.: 8633778



Jurado
Nombre: Andrea Rodriguez
C.I.: 11547002

Fecha: 12/04/2024



UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
COORDINACIÓN DE PASANTÍA Y TRABAJO DE GRADO

ACTA DE APROBACIÓN

INFORME DE PASANTÍA

TRABAJO DE GRADO

El jurado designado por la Facultad de Ingeniería para la evaluación del **Informe de Pasantía o Trabajo de Grado** titulado:

Diseño y Construcción de un prototipo de
exoesqueleto como multiplicador de las
capacidades humanas

Realizado por el (la) Br. Gustavo Garcia

C.I. N° 28.083.934 cursante de la carrera de Ingeniería Mecánica

hace constar, después de haber analizado su contenido y oída la exposición oral,

considera que el mismo ha sido:

APROBADO

NO APROBADO

El Jurado

Tutor Académico (Coordinador)
Nombre: Fernando Nester
C.I.: 2058.605

Jurado
Nombre: Carlos Alfonso
C.I.: 8633778

Jurado
Nombre: Andira Rodriguez
C.I.: 11544.002



Fecha: 12/04/2024



UNIVERSIDAD
JOSÉ ANTONIO PÁEZ

REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA

UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ

FACULTAD DE INGENIERÍA

FI-N-007-2023-2CR-TG

San Diego, 01 de diciembre de 2023

Ciudadano(s):
GARCÍA PÉREZ, GUSTAVO ADOLFO
C.I.: 28083934
GUBAIRA VISO, CARLOS ANTONIO
C.I.: 27.657.510

Presente. -

Cumplo con informarle que la comisión de Trabajo de Grado y Pasantías de la Facultad de Ingeniería, en su reunión N° 17-2023 de fecha 3/11/2023, aprobó el proyecto de grado titulado:


**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO
COMO MULTIPLICADOR DE LAS CAPACIDADES HUMANAS**

Presentado por usted(es) como requisito para optar al título de Ingeniero Mecánico.

Se ratifica la designación del Tutor Académico que lo asesorará en el desarrollo de este proyecto al profesor Montero Pasamar, Fernando, titular de la cédula de identidad V-3058605.



Atentamente,


Dra. Laura Aurora Sáenz Palencia
Decana de la Facultad de Ingeniería

c.c. Coordinación de Pasantía y Trabajo de Grado de la Facultad de Ingeniería



REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

**CONSTANCIA DE APROBACIÓN PARA LA PRESENTACIÓN
PÚBLICA DEL TRABAJO DE GRADO**

Quien suscribe, Fernando Montero Pasamar, portador de la cédula de identidad N° 3.058.605, en mi carácter de tutor del trabajo de grado presentado por el ciudadano Gustavo Adolfo García Pérez, portador de la cédula de identidad N° 28.083.934, y el ciudadano Carlos Antonio Gubaira Viso, portador de la cédula de identidad N° 27.657.510 titulado "DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO COMO MULTIPLICADOR DE LAS CAPACIDADES HUMANAS.", presentado como requisito parcial para optar al título de Ingeniero Mecánico, considero que dicho trabajo reúne los requisitos y méritos suficientes para ser sometido a la presentación pública y evaluación por parte del jurado examinador que se designe.

En San Diego, a los 05 días del mes de marzo del año dos mil veinticuatro.

MPhil. Fernando Montero Pasamar

C.I: 3.058.605

DEDICATORIA

El presente trabajo de grado está dedicado con gran amor a mi madre, **Karina Pérez**, por todo su apoyo, cariño, amor, esfuerzo y dedicación a lo largo de toda mi vida. Gracias a ella estoy aquí hoy, por lo que este logro es de los dos.

A mi padre, **Gustavo García Sáez**, por las lecciones y la inspiración que me dio para seguir adelante durante la carrera, espero que estés orgulloso y feliz por esto. No hay un día donde no piense en ti, y espero que estés tranquilo sabiendo que las cosas están saliendo bien.

A mis tías, primos y abuela, **Eloísa, Maritza, Diana, Mireya, Gustavo P, Gustavo R, Gustavo A, José, Hernán y Sofía**, por el apoyo y amor que me han brindado siempre.

A mi novia, **Juana Arias**, por su gran apoyo y amor durante estos años, y con quien empecé este viaje. Gracias por todo lo que hemos vivido. Que este sea uno de muchos logros y metas que cumplamos juntos.

A mi compañero de tesis y hermano de la vida, **Carlos Gubaira**, por todo el apoyo, entrega y ánimos dados no solo durante la realización del trabajo de grado, sino durante toda la carrera. Gracias por acompañarme durante la carrera y en esta etapa final.

A mi tutor académico, **Fernando Montero**, por confiar en nosotros y en nuestro potencial al decidir tomar este gran proyecto como un reto. Sin su apoyo, conocimientos y consejos, no habríamos podido realizarlo.

Y, finalmente, **a mí mismo**. Solo uno sabe cuánto tuvo que hacer para llegar a este punto. Todas las horas de trabajo, falta de sueño, tristezas, alegrías, frustraciones, risas, y amarguras las viviste tú. Ha sido un camino larguísimo hasta acá, y te mereces este logro. Estás haciendo feliz a ese niño que soñaba con construir cohetes y tener un impacto positivo en el mundo, inspirando a otros jóvenes, así como lo hicieron contigo en su momento. Y aunque aún falta bastante para eso, un viaje de mil kilómetros empieza con un paso.

Gustavo García

DEDICATORIA

El presente trabajo de grado está dedicado a mi padre, **Humberto Gubaira**, el hombre con quien comparto grandes e importantes historias en mi vida, aquel que me ha mostrado el significado de ser un hombre de familia, respetable, responsable, disciplinado y honrado, a luchar por lo que se desea y por lo que merece, además de todo el amor y el cariño que me ha entregado. Sencillamente te amo.

A mis madres:

Ibis Sánchez, por siempre creer en mí y darme fuerzas cada vez que las necesite y cuando no, por orientarme, escucharme y siempre saber que decir, nunca faltan sus consejos. Esto va dedicado a ti especialmente, tu sobre todos sabes lo mucho que le he dedicado a este proyecto y nada me hace más feliz que dedicártelo a ti con todo mi corazón, te amo.

Carim Viso, porque sé que compartes mi alegría desde donde no te veo, pero te siento y se lo orgullosa que estarías de mi si estuvieras aquí, esto va por ti y por un sueño que una vez fue mutuo y hoy en día continúo en tu honor. Te amo.

A mi querido hermano **Humberto Antonio Gubaira**, mi compañero de vida y por quién cada vez busco ser mejor para poder guiarte con rectitud y buen ejemplo en este mundo, esto va por ti, somos un equipo y estos son triunfos compartidos. Te amo.

A mi tío **Henry Gubaira**, sobran para decirte lo importante y especial que eres para mí, nunca te has apartado de mi lado y siempre has apostado por mis éxitos, hoy compartimos uno nuevo y me contenta que nuevamente seas parte de él ya que por ti también estoy hoy aquí, te amo.

A mi compañero de tesis **Gustavo García**, una amistad que llegó por casualidad y hoy en día se mantiene como hermandad, no hubiese querido cerrar este capítulo con otra persona.

A mi mentor y tutor de tesis, el profesor **Fernando Montero**, quien con el pasar del tiempo se convirtió en una persona clave en mi formación como ingeniero e incluso como persona, debo decir que se ha convertido persona sumamente importante para mí, doy gracias a Dios y a la vida por haber cruzado nuestros caminos.

Finalmente, esta tesis va dedicada a **mi persona**, a ese niño interno que una vez soñó con construir grandes cosas, hoy damos un paso más allá y nos acercamos más a ese proyecto de vida que hemos añorado, cada gota de sudor, cada noche en vela y cualquier cantidad de momentos de desagrado han valido la pena, te mereces esto y mucho más, esto será solo el comienzo...

Carlos Gubaira

AGRADECIMIENTOS

Les doy las gracias a todas las personas que, de alguna forma u otra, hicieron posible la realización de este trabajo de grado. Sin apoyo, nada de esto habría sido posible.

Agradezco principalmente a mi mamá, por apoyarme en cada paso del camino, por el amor y dedicación que siempre me brindó. Gracias por demostrarme que, con el suficiente esfuerzo, todo es posible, y por nunca haber dejado de confiar en mí. Te amo.

Agradezco a mis amigos y futuros colegas, por todas las risas y buenos momentos compartidos. Por el apoyo que siempre nos dimos cuando alguien no entendía algo, y por siempre motivarnos entre nosotros. Sin ustedes, estos últimos años no habrían sido igual. Les deseo lo mejor a todos hoy, mañana y siempre.

Agradezco a mi familia, por siempre hacer todo lo posible por mi bienestar, y por el increíble e incondicional apoyo que me han dado siempre en todo sentido. Sin ustedes, no sería la persona que soy hoy ni estaría en donde estoy. Muchas gracias

A mi novia, gracias por creer en mí, apoyarme, por todo el amor y por hacerme feliz. Eres de las mejores personas que he conocido, y definitivamente de las cosas más bonitas que me llevo de la universidad. Te amo, y que feliz estoy de estar terminando juntos este camino.

A mi compañero de tesis, por haber aceptado explicar un tema que no entendía en segundo semestre, sin saber que luego de eso tendríamos una amistad increíble. Gracias por todo el apoyo, los consejos y las risas que me has dado durante este tiempo. Eres la persona con la que más he convivido durante la universidad, y sin ti, definitivamente nada habría sido igual.

A mis profesores, por todas las lecciones que me dieron a lo largo de la carrera, tanto a nivel profesional como personal. Especialmente la profesora Yndira Rodríguez, el profesor Fredy Barragán, la profesora Alicia de Pizzella y al profesor Giovanni Pizzella.

Un agradecimiento especial al profesor, y nuestro tutor académico en el presente trabajo, Fernando Montero, por inculcar en nosotros el hecho de que el trabajo del ingeniero también debe ser manual. Por abrirnos las puertas de su casa y permitirnos trabajar en su taller. Sin su valiosísima ayuda, este trabajo no habría sido posible.

Finalmente, agradezco a todos los que, de manera directa o indirecta, ayudaron a la realización de este logro. Cada palabra, cada gesto y cada acción, aunque para ustedes en su momento haya sido insignificante, tienen un gran impacto en las personas. Gracias a todos.

Gustavo García.

AGRADECIMIENTOS

Primeramente, siempre es necesario agradecer a Dios por permitirnos vivir estas emociones tan intensas y momentos tan significativos.

Agradezco a mis padres, quienes durante no solo mi carrera profesional si no mi vida han sido un apoyo incondicional, consejeros y modelos a seguir, me han ayudado a seguir el camino cuando muchas veces se ha hecho cuesta arriba, brindándome las herramientas necesarias para triunfar como ser humano con su amor y enseñanzas, gracias por acompañarme en cada paso que he dado, sin ustedes no sería la mitad del hombre que soy hoy en día. Son lo más grande que tengo.

Agradezco a mi hermano ya que es quien mantiene mi niño interior despierto, con sus alegrías y ocurrencias siempre busca la manera de sacarle la sonrisa más bonita a mis días, no tengo dudas de que serás un gran hombre y estaré feliz de verte triunfar y cuidarte en cada uno de tus pasos.

Agradezco a mi tío, quien ha sido como otro padre para mí y desde mi niñez él y mi padre han sido los modelos de hombre que siempre busqué seguir. Gracias tío por siempre acompañarme, celebrar mis éxitos, apoyarme y siempre ayudarme a dar un paso más adelante.

Agradezco a nuestro tutor académico por comprometerse a aceptar este reto con nosotros y confiar en nuestras capacidades para desarrollarlo, además de todo el apoyo y enseñanzas que con mucha dedicación nos brindó a lo largo de la carrera.

A mis familiares y amistades que han sido protagonistas en grandes y bonitos recuerdos durante mi vida, cosa que siempre será combustible para el alma y el corazón.

Gracias a la profesora Yndira Rodríguez y al profesor Freddy Barragán por todo el apoyo que nos brindaron durante esta travesía incluso desde la elección de este proyecto tan retador.

Gracias a mi compañero de tesis y ahora colega, por haber aceptado este reto conmigo, gracias por estar ahí en las buenas y en las malas y por brindarme tu amistad tan sincera. Más allá de haber escogido bien a mi compañero de tesis escogí acertadamente a una de las amistades más bonitas que tengo.

Finalmente, gracias a todos aquellos que no he mencionado, pero han estado presentes a su manera.

Carlos Gubaira.

ÍNDICE GENERAL

CONTENIDO	pp.
LISTA DE CUADROS	xi
LISTA DE FIGURAS.....	xi
RESUMEN.....	xvi
ABSTRACT.....	xvii
INTRODUCCIÓN	
CAPÍTULO	
I EL PROBLEMA.....	4
1.1 Planteamiento del Problema.....	4
1.2 Formulación del Problema.....	9
1.3.1 Objetivo General.....	10
1.3.2 Objetivos Específicos.....	10
1.4 Justificación de la Investigación	10
1.5 Alcance.....	11
II MARCO TEÓRICO	12
2.1 Antecedentes	12
2.2 Teoríascentrales.....	15
2.2.1 Teoría de la energía de distorsión máxima	15
2.2.2 Teoría de control.....	15
2.2.3 Teoría de la mecatrónica aplicada.....	16
2.2.4 Teoría de la Computación	16
2.3 Bases teóricas	16
2.3.1 Ingeniería biomédica.....	16
2.3.2 Biomecánica.....	17
2.3.3 Antropometría	17
2.3.4 Inteligenciaartificial.....	17
2.3.5 Enfermedades musculoesqueléticas.....	18
2.3.6 Par de Apriete.....	18
2.3.7 Esfuerzo simple de tracción y compresión.....	19
2.3.8 Esfuerzo de corte directo	19
2.3.9 Esfuerzo de flexión.....	19

2.3.10 Esfuerzo de torsión.....	20
2.3.11 Factor de seguridad	20
2.3.12 Relación de transmisión	21
2.3.13 Esfuerzo a flexión en dientes de engranajes rectos.....	21
2.3.14 Esfuerzo en sistema de tornillo sinfín.....	22
2.3.15 Pandeo.....	22
2.3.16 Ley de Ohm.....	23
2.3.17 Circuitos en serie y paralelo.....	23
2.4 Bases legales.....	24
2.5 Definición de términos básicos	26

III MARCO METODOLÓGICO 29

3.1 Enfoque metodológico	29
3.2 Tipo de investigación	29
3.3 Diseño de la investigación.....	30
3.4 Nivel de la investigación.....	31
3.5 Población.....	31
3.6 Muestra.....	32
3.7 Técnicas de recolección de datos.....	32
3.8 Instrumentos de recolección de datos	33
3.9 Técnicas de análisis de información.....	35
3.10 Validez del instrumento	35
3.11 Fases metodológicas.....	36
3.12 Cuadro de Operacionalización de Variables.....	37

IV RESULTADOS 39

4.1 Fase I: Diagnóstico de las variables de diseño y sus vinculaciones con el accionar del usuario.	39
4.2 Fase II: Análisis de las variables que intervienen en la movilidad y multiplicación de fuerza en las extremidades superiores del usuario.	49
4.3 Fase III: Selección de la mejor alternativa de diseño que permita potenciar las capacidades humanas.....	54
4.4 Fase IV: Diseño del sistema de exoesqueleto seleccionado para multiplicar las capacidades físicas del cuerpo humano.....	68

4.5 Fase V: Evaluación de la viabilidad técnica, operativa, ambiental y económica del diseño elaborado.	127
4.6 Fase VI: Construcción del prototipo bajo los criterios de diseño seleccionados.	137
CONCLUSIONES	202
RECOMENDACIONES	204
REFERENCIAS.....	206
ANEXOS	210
APÉNDICES.....	256

LISTA DE CUADROS

CUADRO	DESCRIPCIÓN	pp
Cuadro 1.	Cuadro de operacionalización de variables.	38
Cuadro 2.	Lista de Control. Diálogo plasmado: Preguntas y Respuestas de la Entrevista.	44
Cuadro 4.	Ponderación de criterios.	61
Cuadro 5.	Soluciones evaluadas con respecto a C1 (Buena confiabilidad funcional)	62
Cuadro 6.	Soluciones evaluadas con respecto a C2 (Bajo costo de fabricación)	62
Cuadro 7.	Soluciones evaluadas con respecto a C3 (Mayor facilidad de construcción)	63
Cuadro 8.	Soluciones evaluadas con respecto a C4 (Mayor velocidad de respuesta)	64
Cuadro 9.	Soluciones evaluadas con respecto a C5 (Menor mantenimiento)	66
Cuadro 10.	Soluciones evaluadas con respecto a C6 (Menor peso)	67
Cuadro 11.	Valor final de cada solución.	68
Cuadro 12.	Aspectos técnicos necesarios para desarrollar la propuesta	128
Cuadro 13.	Aspectos operativos para evaluar la viabilidad.	130
Cuadro 14.	Aspectos ambientales para evaluar la factibilidad.	131
Cuadro 15.	Costos de fabricación.	133

LISTA DE FIGURAS

FIGURA	DESCRIPCIÓN	pp
Figura 1.	Principio de la palanca tradicional (palanca de primer grado).	5
Figura 2.	Tipos de palanca en el cuerpo humano.	5
Figura 3.	Tipos de palanca según la ubicación del fulcro y las fuerzas.	6
Figura 5.	Luxación o dislocación de hombro.	7
Figura 6.	Fractura de radio y cúbito.	8
Figura 7.	Ejes de rotación de algunas articulaciones.	40
Figura 8.	Grados de libertad del brazo humano.	41
Figura 9.	Representación 3D de los grados de libertad.	41
Figura 10.	Diagrama de Ishikawa	50
Figura 11.	Palanca de tercer grado en el cuerpo humano	52
Figura 12.	Ubicación del centro de gravedad	53
Figura 13.	Punto de desequilibrio	53
Figura 14.	Exoesqueleto con músculos neumáticos.	55
Figura 15.	Exoesqueleto con actuadores neumáticos.	56
Figura 16.	Boceto de exoesqueleto con poleas y guaya.	57
Figura 17.	Distribución de fuerzas en un polipasto.	58
Figura 18.	Exoesqueleto con motor de limpiaparabrisas	59
Figura 19.	Exoesqueleto con actuadores lineales.	60
Figura 20.	Opciones para la ubicación del actuador	71
Figura 21.	Diagrama de momento de las opciones para la ubicación del actuador	71
Figura 23.	Perfil de aluminio de 38,1mm con espesor de pared de 2,4mm	72
Figura 24.	Distancia C del perfil de aluminio	73
Figura 25.	Pletinas para articular codos graduables.	76
Figura 26.	Pletina de codo ensamblada.	76
Figura 27.	Pasadores de acero.	78
Figura 28.	Bocinas de bronce fosforoso.	80
Figura 29.	Ensamblaje del diseño del brazo.	81
Figura 30.	Puntos máximos y mínimos del brazo	82
Figura 31.	Dirección de la fuerza en el brazo.	83
Figura 32.	Alma del tornillo.	85
Figura 33.	Motor DC RS555 de 200W y 35000RPM.	88
Figura 34.	Tornillo sinfín y corona	89

Figura 35. Engranajes rectos.....	91
Figura 36. Representación de la línea de paso del engrane.....	92
Figura 37. Factor Kv según la calidad y la velocidad de la línea de paso.....	95
Figura 38. Nomenclatura en un tornillo sinfín.....	99
Figura 39. Corona.....	102
Figura 40. Brazo y actuador lineal.....	107
Figura 41. Transmisión del actuador del brazo.....	107
Figura 42. Fibras en la dirección del esfuerzo.....	110
Figura 43. Vista de sección del pistón.....	110
Figura 44. Sección transversal del tubo de 1 pulgada.....	111
Figura 45. Fijaciones en los extremos del pistón.....	112
Figura 46. Rodamiento 639.....	114
Figura 47. Ensamblaje de caja reductora.....	117
Figura 48. Diseño de la espalda.....	118
Figura 49. Ensamblaje exoesqueleto.....	119
Figura 50. Ensamblaje exoesqueleto.....	119
Figura 51. Arreglo de baterías para alimentar motores.....	122
Figura 52. Puente H usando relés.....	125
Figura 53. Conexiones del sistema electrónico hacia el Arduino UNO.....	126
Figura 54. Diagrama de flujo del sistema.....	127
Figura 55. Tuerca entrando a molde 2.....	140
Figura 56. Moldeado de la tuerca.....	140
Figura 57. Secado de la tuerca.....	141
Figura 58. Inserción de tuerca en el perfil.....	141
Figura 59. Vástago culminado.....	142
Figura 60. Vástagos culminados.....	142
Figura 61. Desbastado de la rosca de la barra roscada.....	144
Figura 62. Taladrado de agujeros de pletinas de fijación.....	145
Figura 63. Corte de pletinas de fijación.....	146
Figura 64. Doblez de pieza U.....	147
Figura 65. Fijación de pieza U.....	147
Figura 66. Brazo visto desde arriba.....	148
Figura 67. Brazo visto lateralmente.....	148
Figura 68. Brazos culminados.....	149
Figura 69. Hombrera vista desde arriba.....	150
Figura 70. Hombrera vista lateralmente.....	151
Figura 71. Tubería eléctrica de aluminio.....	151

Figura 72. Hombreras presentadas.....	152
Figura 73. Espalda presentada	153
Figura 74. Estructura ensamblada vista desde atrás.....	154
Figura 75. Estructura ensamblada vista lateral	154
Figura 76. Soldadura de circuitos	155
Figura 77. Panel de circuitos de control de motores	156
Figura 78. Circuitos montados en la espalda	157
Figura 79. Exoesqueleto en reposo	158
Figura 80. Exoesqueleto ensamblado vista lateral	159
Figura 81. Exoesqueleto ensamblado vista posterior.....	160



**REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA**

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO COMO MULTIPLICADOR DE LAS CAPACIDADES HUMANAS

Autores:

García P. Gustavo A.

Gubaira V. Carlos A.

Tutor: Mphil. Fernando Montero.

Fecha: abril 2024

RESUMEN

El presente trabajo de grado tiene como título “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO COMO MULTIPLICADOR DE LAS CAPACIDADES HUMANAS”. Se centra en la creación de un prototipo funcional de exoesqueleto que releve al ser humano a la hora de elevar o transportar una carga externa, permitiendo una actividad suave y libre de lesiones, además de demostrar que el cuerpo humano puede ser potenciado mecánicamente por medios externos. El presente trabajo requirió de un análisis sustancial acerca de la biomecánica del cuerpo humano, con el fin de obtener un diseño que permitiera cumplir con los objetivos establecidos. Tomando en cuenta las diferentes tecnologías existentes para la movilización de un sistema afín, se basó el diseño en la utilización de actuadores lineales, permitiendo una alta ganancia mecánica mientras garantiza al operador una seguridad plena gracias a su posibilidad de bloqueo al estar desenergizado. Se presenta una investigación del tipo tanto especial, documental como de campo ya que englobó actividades que son representativas de cada categoría, a su vez se le dio un enfoque cuantitativo por el hecho de que los resultados obtenidos fueron medidos bajo los parámetros de diseño en comparación a lo obtenido en la realidad.

Descriptor: Exoesqueleto, Diseño, Biomecánica, Mecatrónica



**BOLIVARIAN REPUBLIC OF VENEZUELA
JOSE ANTONIO PAEZ UNIVERSITY
FACULTY OF ENGINEERING
SCHOOL OF MECHANICAL ENGINEERING**

DESIGN AND CONSTRUCTION OF AN EXOSKELETON TO IMPROVE HUMAN'S CAPABILITIES

Authors:

García P. Gustavo A.

Gubaira V. Carlos A.

Tutor: Mphil. Fernando Montero

Date: april 2024

ABSTRACT

The present degree work is entitled "DESIGN AND CONSTRUCTION OF AN EXOSKELET PROTOTYPE AS A MULTIPLICATOR OF HUMAN CAPABILITIES". It focuses on the creation of a functional exoskeleton prototype that relieves the human being when lifting or carrying an external load, allowing a smooth and injury-free activity, as well as demonstrating that the human body can be mechanically enhanced by external means. The present work required a substantial analysis of the biomechanics of the human body, in order to obtain a design that would meet the established objectives. Taking into account the different existing technologies for the mobilization of a related system, the design was based on the use of linear actuators, allowing a high mechanical gain while guaranteeing full safety to the operator thanks to its possibility of blocking when de-energized. A special, documentary and field research is presented, since it included activities that are representative of each category, and it was given a quantitative approach because the results obtained were measured under the design parameters in comparison to what was obtained in reality.

Keywords: Exoskeleton, Design, Biomechanics, Mechatronics.

INTRODUCCIÓN

Las enfermedades o lesiones musculoesqueléticas son una realidad que puede perseguir a cualquier persona a lo largo de su vida, afectando incluso en el desarrollo de su vida útil laboral, y muchas veces siendo esto la causa de un problema a la empresa donde desempeñen sus actividades, ya que la misma deberá cargar con la responsabilidad de la lesión. Muchas técnicas e indicaciones se han normalizado a la hora de realizar diversos trabajos repetitivos o que involucren esfuerzos musculares mayores a los nominales, pero a pesar de ello, el cuerpo siempre seguirá sufriendo de cierta manera.

El cuerpo humano se puede modelar perfectamente como una máquina, de hecho, cuenta con un almacenamiento de energía el cual debe recargarse constantemente, se agota, se sobrecarga, cuenta con actuadores, sistema eléctrico y su propio computador para procesar la información; la diferencia entre el cuerpo humano y las máquinas realizadas por el hombre es que el primero es totalmente autorregulable y sostenible, haciéndolo la máquina perfecta, pero como máquina al fin, no está exento de problemas mecánicos, el mismo sufre de desgaste, roturas, fatiga y con el tiempo su vida útil se va acortando, los músculos y huesos se debilitan e incluso las mismas articulaciones se van limitando en cuanto al movimiento. Esto es una realidad que vive el ser humano en su ciclo de vida, solo que no todos lo presentan con la misma frecuencia ni en el mismo periodo de su vida, las actividades diarias y sus estilos de vida serán aceleradores o ralentizadores de estos efectos.

La tecnología moderna ha propuesto diversas soluciones a problemas de esfuerzo humano donde una de las herramientas para solventar la problemática es la mecatrónica, la cual presenta un diseño de dispositivo que se conoce como exoesqueleto, el cual busca emular la coraza externa que presentan muchos insectos con el fin de potenciar y optimizar las capacidades motrices del cuerpo humano, reduciendo la carga a soportar por la estructura ósea y con ello una disminución del esfuerzo muscular. Dicho esto, el exoesqueleto se postula como un candidato interesante para la resolución del problema referente a las lesiones musculoesqueléticas e incluso llegando a ser una opción aplicable en distintas industrias donde las actividades requieran de esfuerzo físico humano, a nivel militar optimizando la condición física de tropas de infantería e incluso en el hogar.

Es probable que la propuesta a primera instancia genere dudas y un poco de escepticismo especialmente a los industriales en vista que la tecnología de los exoesqueletos no suele ser la más

económica, a pesar de qué ciertamente es una inversión que garantizará una reducción exponencial del riesgo de lesiones musculoesqueléticas en el entorno laboral reflejándose a largo plazo como una cantidad de dinero considerable que se ahorrará la propia empresa. La condición que se presenta actualmente en el mercado de esta tecnología es el elevado precio de los prototipos y modelos actuales, por lo que esta investigación sentará sus bases en el diseño de un prototipo que cumpla con el hecho de ser funcional y de ser económicamente viable para la aplicación deseada.

A pesar de trabajar con tecnologías existentes, se agrega un toque de innovación, simplificando sistemas de alta complejidad y adaptándolo a aplicaciones mucho más cotidianas de las que se destinan para los exoesqueletos hasta la fecha que se conoce.

El presente trabajo de investigación se desarrolla a lo largo de 4 capítulos, distribuido de la siguiente manera:

El **capítulo I** titulado “El Problema” corresponde a todo aquello referido a la problemática a tratar, desde el planteamiento del problema en sí, el objetivo general en el que se va a desarrollar la investigación, los objetivos específicos que no son más que los pasos claves a seguir para llegar a la solución, por otro lado se presenta la justificación de la investigación en áreas como la industria, la academia, la tecnología e incluso la economía para así finalizar el capítulo primero con el alcance que tendrá la investigación.

En el **capítulo II** bajo el nombre de “Marco Teórico” donde se navega un poco por los antecedentes al trabajo de investigación, además se fundamenta el mismo en las teorías centrales que lo rigen y aquellas que aportan al mismo conformando las bases teóricas, sin dejar a un lado sus fundamentos jurídicos y normativas presentadas en las bases legales, concluyendo el capítulo con una definición de términos básicos comunes para la investigación.

El **capítulo III** cuya titulación corresponde al “Marco Metodológico” dando explicación de la naturaleza o enfoque metodológico de la investigación a desarrollar en conjunto con el tipo y diseño de la misma sin dejar a un lado el grado de profundidad o nivel al que se desea llegar; la población y muestra bajo la cual se aplicaron las técnicas e instrumentos para la recolección de datos no dejan de formar parte del capítulo mencionado para así poder definir las técnicas de análisis de información más adecuadas que acompañarán al investigador durante las seis fases metodológicas presentes en el proyecto; el capítulo culmina con el cuadro de las variables metodológicas a tratar.

Para finalizar, se presenta el **capítulo IV** denominado “Resultados” Incluye el desarrollo

de cada uno de los objetivos específicos con el fin de dar respuesta a la problemática con resultados prácticos a partir del diseño propuesto de la solución, este capítulo va a converger en el desarrollo de la solución tecnológica para el problema a tratar.

CAPÍTULO I

EL PROBLEMA

1.1 Planteamiento del Problema

El cuerpo humano es por mucho considerado la máquina perfecta, todo esto por sus sistemas de autorregulación, intercambios energéticos, capacidades motrices y grados de libertad bajo una estabilidad óptima. Sin embargo, a pesar de estas consideraciones, existen límites infranqueables que residen en la estructura ósea y muscular, ya que los huesos pueden fracturarse. Por otro lado, están los tendones, que a pesar de que estos pueden aumentar su tamaño y fortalecerse, no son capaces de exceder un límite de fuerza sin romperse, por ello, para el ser humano, el hecho de elevar sus capacidades físicas siempre ha sido un reto, ya que una persona promedio puede desarrollar potencias de trabajo de 70W a 140W de manera continua y más de 3000W de manera instantánea, encontrándose posterior a dicho umbral en una zona de peligro para su integridad física.

Como toda máquina, la estructura anatómica humana presenta limitantes que acotan las capacidades físicas mencionadas previamente, donde estas limitantes van desde la resistencia mecánica de los huesos, las tensiones máximas que soportan los músculos, las inserciones de tendones y ligamentos que limitan grados de movilidad e incluso la actividad respiratoria y circulatoria, ya que al realizar actividades de manera aeróbica se obtiene la energía a partir del oxígeno por períodos largos de tiempo y de baja intensidad, por otro lado, su contraparte, las actividades anaeróbicas requieren alto bombeo de sangre a los músculos para realizar actividad física de alta intensidad por cortos períodos de tiempo, obteniendo energía en ausencia de oxígeno.

Mecánicamente, el cuerpo humano no está diseñado para hacer fuerza, sino más bien para desarrollar un amplio rango de movimiento, esto se puede ejemplificar con el principio de la palanca, la pregunta es, ¿Cómo funciona una palanca? Primeramente se requiere de un punto de apoyo o pivote (fulcro), el cual dividirá la palanca en dos brazos, donde si se aplica una fuerza en el brazo largo, la misma se representará multiplicada en el brazo corto según la relación de distancias entre los brazos, pudiendo así mover objetos pesados con un mínimo de esfuerzos, pero en el cuerpo humano ocurre el efecto contrario; si observamos el brazo humano, se puede apreciar que claramente el codo es quien hace de fulcro o de apoyo y a la hora de ejercer una fuerza para elevar un objeto es el bíceps quien desarrolla este esfuerzos, ahora bien, esto no genera una

multiplicación de fuerza ya que la misma se aplica desde el brazo corto, reduciendo así la fuerza en vez de multiplicándola, pero, por otro lado, funciona bajo el principio de catapulta, permitiendo a partir de un movimiento corto, desarrollar un amplio rango de movilidad o en otros términos, multiplicar la velocidad angular.

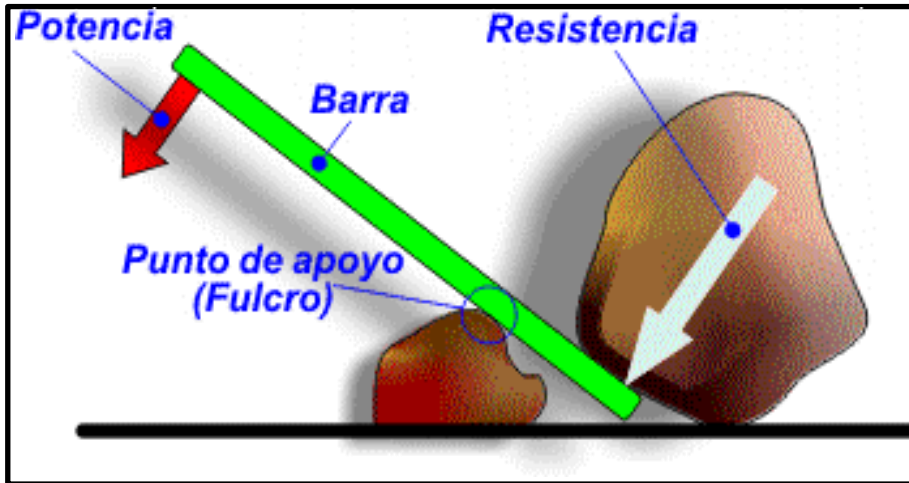


Figura 1. Principio de la palanca tradicional (palanca de primer grado).

Fuente: CEJAROSU (2005)

Teniendo en cuenta la definición del principio de la palanca enunciada anteriormente y representado en la figura 1 (una palanca de primer grado), al llevarla a un caso de actividad anaeróbica, es claro que el cuerpo está en desventaja mecánica, ya que para levantar objetos pesados debe desarrollar mucha más fuerza que la que el objeto en sí representa como un peso muerto. Estas actividades anaeróbicas serán de gran interés para la presente investigación ya que en ellas se ubica uno de los eslabones más débiles o de las mayores limitaciones motrices humanas.

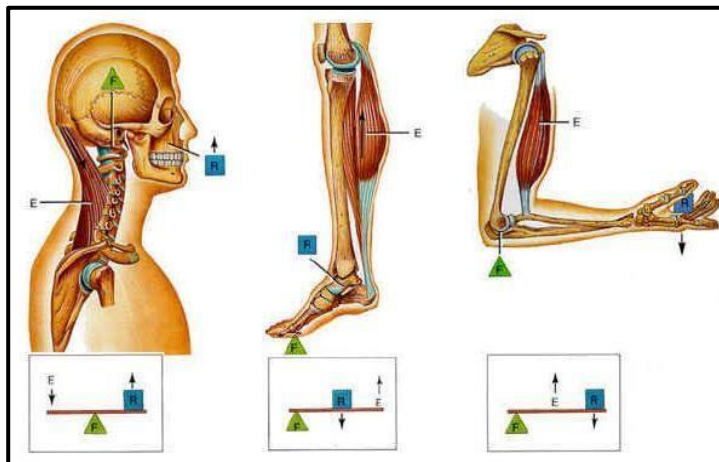


Figura 2. Tipos de palanca en el cuerpo humano.

Fuente: GSE (2001)

En la figura 2 se puede ver los 3 tipos de palanca según el grado de cada una y como se relacionan con distintas zonas del cuerpo humano, presentando una palanca de primer grado en el cuello, donde el fulcro se encuentra en el medio entre la resistencia a vencer y la fuerza a ejercer (dependiendo de la distancias de los brazos respecto al fulcro puede ser multiplicadora, reductora o neutra la palanca), en la punta del pie se tiene una palanca de segundo grado donde la resistencia a vencer está entre la fuerza ejercida y el fulcro, siendo esta claramente un caso de multiplicación, ya que el brazo de la fuerza ejercida es mayor al de la resistencia y por último, el caso de mayor interés, la palanca que existe en el brazo humano, aquella de tercer grado, donde ahora es la fuerza ejercida la que se encuentra entre el fulcro y la resistencia a vencer, siendo este caso el menos provechoso para levantar peso por el hecho de que la resistencia se encuentra bajo un brazo de palanca mucho mayor al de la fuerza aplicada; estas palancas aplicadas en otros casos se pueden apreciar en la figura 3.

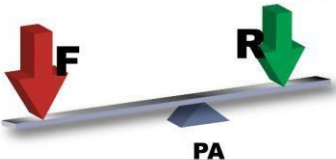
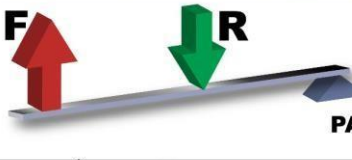
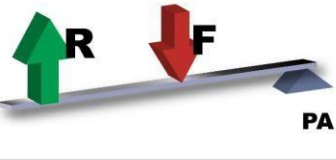
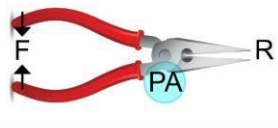
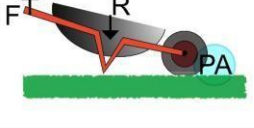
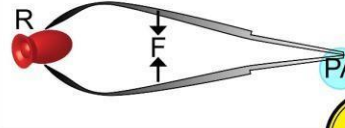
Primer género	Segundo género	Tercer género
El PA está entre F y R	La R está entre el PA y F	La F está entre R y el PA
		
		

Figura 3. Tipos de palanca según la ubicación del fulcro y las fuerzas.

Fuente: Issuu (2020)

Durante su vida, el ser humano se ve obligado a someter su cuerpo a esfuerzos repetitivos o cargas que le resultan difíciles de trasladar, tanto en su entorno laboral como personal, siendo esto un caso tan sencillo como mover un botellón de 20 litros de agua en su hogar o tan extremo como manipular materia prima pesada en una industria de manufactura de metales, estos esfuerzos realizados de la manera incorrecta y por períodos de tiempo moderados convergen en el desarrollo progresivo de enfermedades laborales del tipo músculo esqueléticas como pueden ser: Tendinitis del manguito rotador, Epicondilitis, Síndrome del túnel carpiano, Lumbalgia, Síndrome cervical por tensión, incluso otras que no entran en la gama de enfermedades crónicas, como pueden ser lesiones del orden de desgarros de ligamentos, fractura de huesos, dislocación de articulaciones,

esguinces, laceración en los tendones, entre otras. Muchas de estas lesiones se pueden observar en las figuras 4,5 y 6.

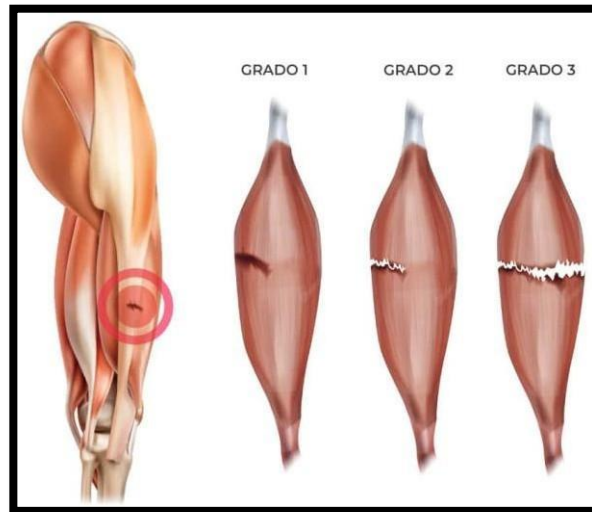


Figura 4. Desgarros musculares según su gravedad.

Fuente: Fisiostreet (2021)

En la figura 4 se pueden apreciar los 3 tipos de desgarros musculares según su gravedad, siendo estas unas de las lesiones musculoesqueléticas más comunes, sobre todo en deportistas de alto rendimiento.



Figura 5. Luxación o dislocación de hombro.

Fuente: TopDoctors (2016)

La figura 5 presenta un hombro luxado donde se puede apreciar con claridad que la rótula

del mismo se encuentra desarticulada, otro tipo de lesión común de gravedad moderada puesto que la mayoría de los casos se puede volver a insertar en su sitio



Figura 6. Fractura de radio y cúbito.

Fuente: Clínica Martín Gómez

Es fácil detallar en la figura 6 una fractura en el antebrazo, específicamente en el radio y cúbito, donde en la radiografía izquierda se aprecia en primera plana el cúbito roto, se puede ver daño en el radio en la radiografía derecha, pero mucho más leve.

Es por esto que por la presencia de estos factores de riesgo se han establecido, mayormente en la industria, recomendaciones y normativas para el desarrollo de actividades que requieran esfuerzos poco deseados, donde una de las principales premisas es el hecho de mantenerse en el 25% de la capacidad máxima muscular para poder trabajar constantemente sin sufrir de fatiga muscular; Por otro lado existen posturas donde se minimizan las lesiones al someter al cuerpo a cargar objetos pesados y en el caso de los deportes, que se rigen por técnicas para el mejor desempeño anatómico del cuerpo sin comprometer gravemente la salud.

Autores como Ponce, G. (2022) alega que “De acuerdo con cifras de la OIT (2022), cada año 402 millones de personas sufren accidentes o enfermedades laborales no fatales y 2,9 millones de trabajadores mueren por estas causas”, así como también la Revista Fasecolda (189); donde claramente las cifras expuestas son indicativo de que mundialmente las enfermedades laborales son un problema de suma importancia y de elevada gravedad, por ende, como con todo problema, existen múltiples opciones de solución que buscan cubrir el espectro, desde fisioterapias hasta tecnologías que sirvan de apoyo y asistencia a las capacidades humanas nominales, estas últimas siendo objeto de interés y estudio en la presente investigación, todo con el fin de compensar las

limitaciones normales del cuerpo humano y extender un poco dicha brecha.

A nivel industrial las enfermedades musculoesqueléticas representan un problema no solo para el trabajador sino también para la empresa en sí, ya que de ser posible demostrar que la misma fue contraída por el trabajador durante horas de servicio en planta o en alguna actividad dentro de la empresa que haya detonado la lesión, la empresa deberá hacerse cargo de los gastos dentro de la recuperación del trabajador, generando esto tanto egresos del capital de la misma como una falta de productividad en el área donde esté asignado el empleado lesionado. Los casos donde es más probable que ocurran este tipo de lesiones son en aquellas industrias manufactureras donde hay movimiento de maquinaria pesada, materiales e incluso en almacenes donde muchos empleados deben cargar y descargar la mercancía.

Latinoamérica es un continente en el que generalmente el desarrollo tecnológico es bajo y los problemas musculoesqueléticos en el área laboral son elevados en comparación a naciones más industrializadas y automatizadas (aquellas que implementan la industria 4.0), todo como consecuencia de que los trabajos pesados suelen recaer en personal cuya vida útil se verá limitada de acuerdo a los trabajos y esfuerzos a los que se someta en el día a día, generando en el proceso efectos negativos para la industria que arrope a personal que haya contraído la lesión en sus instalaciones, ya que debe cubrir con los gastos de la misma “Las pérdidas económicas por enfermedades y lesiones laborales en América Latina oscilan entre 9% y 12% del PIB” (García-Salirrosas & Sánchez-Poma, 2020, p.06).

El caso de Venezuela en cuanto a la problemática de las lesiones musculoesqueléticas es quizás un poco más pronunciado ya que se encuentra en la brecha entre países industrializados y no industrializados de Latinoamérica, donde el sector industrial no cuenta con los suficientes avances tecnológicos que permitan delegar trabajos rutinarios a máquinas en vez de a seres humanos, donde nuevamente entra el juego el tópico principal de la investigación el cual no es más que potenciar las capacidades del cuerpo humano, las cuales se ven enfrentadas con las cargas laborales cíclicas abriendo el telón para futuras lesiones músculo esqueléticas a mediano y/o largo plazo.

1.2 Formulación del Problema

¿Cómo se pueden potenciar las capacidades físicas del cuerpo humano mediante el uso de la tecnología actual?

1.3 Objetivos de la Investigación

1.3.1 Objetivo General

Diseñar y construir un prototipo de exoesqueleto como multiplicador de las capacidades físicas del cuerpo humano, que permita al usuario realizar trabajos repetitivos y reduzca el riesgo de lesiones.

1.3.2 Objetivos Específicos

- 1) Diagnosticar las variables del diseño y sus vinculaciones con el accionar del usuario
- 2) Analizar las variables que intervienen en la movilidad y multiplicación de fuerzas en las extremidades superiores de usuario
- 3) Seleccionar la alternativa que permita potenciar las capacidades físicas del cuerpo humano, y permita al usuario realizar trabajos repetitivos con las extremidades superiores, reduciendo el riesgo de lesiones
- 4) Diseñar el sistema de exoesqueleto seleccionado para multiplicar las capacidades físicas del cuerpo humano
- 5) Evaluar la viabilidad técnica, operativa, ambiental y económica del diseño elaborado.
- 6) Construir el prototipo bajo los criterios de diseño seleccionados.

1.4 Justificación de la Investigación

Esta investigación se sustenta en la necesidad de mejorar las capacidades físicas del ser humano, llegando incluso hasta el punto de poder prolongar la vida útil del sistema músculo esquelético del mismo, siendo esto un beneficio directo a la salud de las personas, particularmente aquellas que lleven una rutina diaria en la que se vean obligados a realizar actividades forzosas (trabajos rutinarios, cargas elevadas, malas posturas, entre otras) tanto en un entorno doméstico como laboral.

Asimismo, la incorporación de exoesqueletos en el sector industrial otorga beneficios a ambas caras de la moneda, tanto al personal como para la institución, ya que por un lado, cuida la salud de los trabajadores, permitiendo así un desempeño seguro y eficiente de sus actividades dentro de una planta y por el otro lado, reduce los riesgos de enfermedades o lesiones laborales contraídas en la planta que de existir deberán ser cubiertas por la propia empresa, siendo entonces esto un gasto que el uso del exoesqueleto puede evitar. Otra virtud es el hecho de que un operador mediante el uso del equipo pueda realizar trabajos en un menor tiempo y lógicamente con un menor esfuerzo de su parte, ya que reduce los tiempos de descanso por cansancio físico y es la máquina

quien desarrollará la mayoría del esfuerzo.

Por otro lado, desde el punto de vista académico es un avance importante en la nación, ya que, en Venezuela existe únicamente un exoesqueleto, el cual fue diseñado y construido en la Universidad Simón Bolívar (USB) por el Grupo de Investigación de Mecatrónica, convirtiéndose así el proyecto a desarrollar en esta investigación en el segundo exoesqueleto funcional de Venezuela y el primero destinado a potenciar (más no rehabilitar) las capacidades físicas del cuerpo humano a diferencia de su homólogo de la USB. Se trata además de un campo aún por explorar en la nación, el cual cuenta con un potencial de desarrollo tanto científico como industrial considerable, pudiendo abrir puertas a investigaciones posteriores de temas afines.

En el ámbito tecnológico, a pesar de que a nivel mundial existen proyectos e investigaciones previas a la que se presenta, aún no se ha logrado dar con un dispositivo que además de ser funcional cuente también con ergonomía, portabilidad y sea de grado comercial, por ende todavía queda demasiada tela que cortar y camino por recorrer, donde la presente investigación sienta las bases de nuevos diseños o nuevas opciones de abordar el problema del diseño de un dispositivo como el que se plantea, sirviendo de referencia para futuros prototipos siendo parte del historial de posibles soluciones.

1.5 Alcance

La presente investigación se enfoca en el desarrollo de un dispositivo que permita servir de potenciador de las capacidades humanas con usos múltiples, ya sean industriales, cotidianos e incluso militares; a pesar de que las características de diseño tienden a variar según el área en el que se desee usar, el prototipo mismo puede dirigirse con un enfoque más dedicado a un área específica de interés ya que la proyección de la investigación tiene la suficiente profundidad y contenido como para desembocar en futuros estudios, abriendo la puerta a nuevos avances tecnológicos.

Esta investigación no abarca tópicos como la construcción de un producto definitivo con vista a ser comercializado ni en un área particularmente delimitada, como se menciona previamente, mucho menos con fines de rehabilitación médica o fisioterapeuta. Se centrará únicamente en el diseño y construcción de un prototipo básico y funcional, elaborado con metales ligeros como el aluminio, en conjunto con piezas impresas en 3D en materiales como nylon, PLA o PETG, que permita demostrar la efectividad y funcionamiento como potenciador de capacidades humanas y reductor de riesgo de enfermedades o lesiones músculo esqueléticas.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

El marco teórico presenta aspectos importantes de la investigación, otorgando un contexto teórico y conceptual para el trabajo. Propone las teorías, antecedentes e investigaciones previas con las que se sustenta la investigación. Al respecto, Arias (2018, p.106) indica que “es el producto de la revisión documental-bibliográfica, y consiste en una recopilación de ideas, posturas de autores, conceptos y definiciones, que sirven de base a la investigación por realizar”.

2.1 Antecedentes

Los antecedentes proporcionan una vista a los estudios previos realizados sobre temas afines a la investigación. Arias (2018, p.106) establece que “los antecedentes reflejan los avances y el estado actual del conocimiento en un área determinada y sirven de modelo o ejemplo para futuras investigaciones”. Asimismo, menciona que los antecedentes pueden ser trabajos y tesis de grado, trabajos de ascenso, artículos e informes científicos relacionados con el tema planteado, en donde es importante señalar a los autores, el año de realización del estudio, los objetivos y los principales hallazgos de la investigación.

Peña, J. (2021), realizó una investigación titulada **“Diseño de los miembros superiores de un exoesqueleto de cuerpo completo para incrementar la capacidad de carga de la persona”**. Dicho proyecto fue realizado para optar por el título de ingeniero mecatrónico en la Pontificia Universidad Católica Del Perú. El trabajo tuvo como objetivo crear un exoesqueleto con cinco grados de libertad que pueden reproducir los principales movimientos durante la acción de elevar una carga desde el suelo con una capacidad de 30Kg. Presentándose una investigación de tipo proyecto factible y una metodología cuantitativa. El investigador determinó las fuerzas, momentos y fuerzas a las que estaría sometida la estructura, propuso un sistema de control y obtuvo un modelo cinemático del mismo.

Esta investigación presenta un gran aporte en la materia del diseño del sistema de control del exoesqueleto, presentando una solución detallada a una de las partes más complejas de la construcción de un exoesqueleto: su control. Asimismo, presenta una importante contribución en los modelos cinemáticos del exoesqueleto teniendo en cuenta la morfología de una persona promedio en Latinoamérica. La investigación se limitó al diseño de los miembros superiores del cuerpo, siendo el diseño de tipo potenciador, ya que cuenta con motores. La investigación fue un

proyecto factible con diseño documental.

Análogamente, Centeno, D. (2021) presenta una investigación bajo el título **“Exoesqueleto para codo”**, en la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México, con vistas a obtener la titulación de Maestro en Ciencias de la Electrónica, planteando como objetivo el diseño y fabricación de un sistema motorizado para la asistencia de la flexión y extensión del codo involucrando las fuerzas que actúan en la articulación del mismo. Presentándose una investigación de tipo proyecto especial y una metodología cuantitativa. La investigación se basó en el diseño de un prototipo y el control de su movimiento por medio de un control PD con compensación adaptable, determinando que el control adaptable era superior al control dinámico, ya que permite el seguimiento de una trayectoria a una velocidad y aceleración deseadas, aunque exista incertidumbre en los parámetros, razón por la cual al aplicar dicho tipo de control se evita la necesidad de medir los parámetros físicos del usuario, facilitando que el dispositivo pueda ser utilizados por individuos de distintas complexiones.

Por otro lado, Camacho, M. (2018) presentaron una investigación titulada **“Diseño de una prótesis biomédica del miembro superior para mejorar el desempeño de actividades cotidianas en jóvenes utilizando materiales accesibles”**, en La Universidad Privada Del Norte, Lima, Perú. El proyecto fue realizado para optar por el título de ingeniero mecatrónico. El objetivo principal de la investigación era determinar la influencia del diseño de una prótesis biomédica del miembro superior en el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes con discapacidad del Perú. El motivo de la investigación era aportar un avance científico al área de la biomédica, específicamente en prótesis de miembros superiores controlados con impulsos mioeléctricos.

Los investigadores estudiaron los movimientos que realizan los individuos para sujetar un objeto, tomando esos datos como punto de partida para su diseño. De igual manera, realizó el diseño mecánico y del sistema de control de mano robótica, y finalizó con la construcción de la misma. Los investigadores concluyeron que su diseño de prótesis biomédica mejora el desempeño en actividades cotidianas en jóvenes con discapacidad, ya que esta fue capaz de realizar todos los tipos de agarres básicos que establecieron.

Esta investigación se considera sumamente importante en el área, principalmente por haber llevado a la realidad su diseño, no quedando únicamente como un proyecto factible. Entre sus principales contribuciones se encuentra el diseño de los miembros inferiores de un exoesqueleto, junto al sistema de control que recibe las señales y lo mantiene en funcionamiento de la manera

esperada gracias a sus distintos sensores. En adición, dicha investigación presenta una serie de simulaciones de la marcha de un ser humano, siendo grandes aportes a la hora de tomar consideraciones durante el diseño.

De igual forma, Cervantes, J. y Vásquez, M. (2021) efectuaron una investigación titulada **“Extracción de intención de movimiento en señales electroencefalográficas para el control de una prótesis de mano”**, en La Universidad de Guadalajara, México, como requisito para optar al título de ingeniero biomédico. El objetivo principal de la investigación consistía en la extracción de la intención de movimiento en señales electroencefalográficas de un individuo. El proyecto fue motivado por las grandes dificultades que le trae a una persona perder parcial o totalmente la capacidad de mover una extremidad caminar luego de haber sufrido algún accidente, por lo que consideraron crucial que la medicina y la ingeniería se unieran para solventar esta problemática. Los autores aseveran que las regiones cerebrales que se activan al imaginar un movimiento son similares a las que se generan al realizarlo, por lo que es posible de esa forma obtener las señales.

Los autores concluyeron que sus resultados preliminares son prometedores, ya que su método propuesto alcanza un rendimiento estadístico aproximado de 82.5%. Consideran que presenta resultados aceptables en cuanto a la detección de movimientos imaginarios.

Esta investigación se considera relevante ya que proporciona una manera de análisis y obtención de datos para el control de prótesis que simulan partes del cuerpo. Se estableció que las señales al realizar un movimiento son más limpias que las mismas al imaginarlo, por lo que se puede considerar como un método alternativo de control.

Del mismo modo, Arango, L. (2018) presentó una investigación titulada **“Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para miembro inferior de infantes con discapacidad motriz”** en la Universidad Tecnológica de la Mixteca. El proyecto fue realizado para optar por el título de ingeniero en mecatrónica. El objetivo de la investigación era diseñar y construir un prototipo de exoesqueleto de miembro inferior como apoyo para la rehabilitación de infantes con discapacidad motriz, la cual pueda ser tratada con terapia física y asistencia del fisioterapeuta. El motivo de la investigación es el poder solucionar los padecimientos de aquellos individuos que sufren de una discapacidad, concretamente niños en este caso.

El investigador se planteó la creación de un dispositivo capaz de emular la marcha humana, mientras proporciona equilibrio y es fácil de transportar, ajustado para niños de entre 90 y 140 cm. Se inició creando un modelo mecánico equivalente, al cual posteriormente se le realizaron sus

respectivos análisis cinemáticos. Tras la construcción del prototipo, el investigador observó que se ajustaba adecuadamente a la altura de niños entre 6 y 12 años, pudiendo incluso ser usado por adultos siempre que su peso no sea mayor a los 50 Kg. También notó que los individuos de complexión delgada necesitaban un ajuste para usar el prototipo, para que les quede adecuadamente. El investigador también concluyó que los usuarios podrían realizar una terapia de pie utilizando bastones como apoyo para el equilibrio con el exoesqueleto.

2.2 Teorías centrales

2.2.1 Teoría de la energía de distorsión máxima

También llamada Teoría de Von Misses-Hencky en honor a sus autores; dicha teoría es muy utilizada en la predicción de fallas de materiales medianamente dúctiles (como ciertos aceros) sometidos a distintos tipos de cargas, relacionando así a partir del círculo de Mohr los esfuerzos principales con la tensión máxima admisible. El autor Mott (1992, p.153) hace referencia a esta teoría indicando que “Ofrece una proyección muy precisa de fallas en materiales dúctiles que se someten a la acción de cargas estáticas, tensiones combinadas, tensiones por esfuerzo de corte, o bien, tensiones normales inversas por completo”. Se define matemáticamente como:

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

σ_{VM} : Esfuerzo combinado (kg/mm^2)

σ : Esfuerzo a flexión (kg/mm^2)

τ : Esfuerzo cortante (kg/mm^2)

2.2.2 Teoría de control

La teoría de control estudia el control de sistemas dinámicos, modificando las variables del sistema para poder obtener el resultado deseado. Se trata de una combinación de las matemáticas y las distintas ramas de la ingeniería, como lo son la electrónica, la mecánica y la computación. Mediante el control automático de sistemas, es posible regular variables como la presión, caudal, temperatura, humedad, viscosidad, entre otras variables de un sistema. Es fundamental en la ingeniería moderna, ya que permite un mejor desempeño en los procesos, especialmente en los que son más complejos. Ogata (1998, p.8) indica que “La ventaja del diseño basado en la teoría de control moderna es que permite al diseñador producir un sistema de control óptimo en relación con el índice de desempeño considerado”

2.2.3 Teoría de la mecatrónica aplicada

La mecatrónica se define como el área multidisciplinaria de la ingeniería que abarca las ramas de la mecánica, electrónica, informática y la ingeniería de control, permitiendo desarrollar sistemas automatizados e inteligentes a partir de la integración de las áreas previamente mencionadas que en la mayoría de los casos buscan aliviar o simplificar tareas a los seres humanos. Bolton (2013, p.3) la define como “Filosofía en la Tecnología de la Ingeniería en la cual hay una integración coordinada y concurrentemente desarrollada de la ingeniería mecánica con la electrónica y el control inteligente por computadora, en el diseño y manufactura de productos y procesos. Como resultado, los productos mecatrónicos tienen varias funciones mecánicas que se sustituyen con las electrónicas. Esto da como resultado una mayor flexibilidad, rediseño y reprogramación sencillos, y la capacidad de recopilar datos automatizados e informar”.

2.2.4 Teoría de la Computación

La teoría de la computación o informática se basa en el hecho de traducir problemas a lenguaje de símbolos, reglas lógicas y algoritmos que puedan sistematizar una solución, una vez sistematizado el proceso se puede decir que la solución fue computarizada. Para que una computadora entonces pueda generar un proceso computacional o algorítmico primero debe poder ser escrito según lenguajes lógicos, Brookshear (1993, p.1) limita el proceso computacional enunciando “Al ejecutar estos procesos, los computadores son capaces de resolver problemas; al contrario, un computador no puede resolver problema que no tenga una solución algorítmica. Así cualquier limitación de las capacidades de los procesos computacionales es también una limitación de las capacidades de una máquina computadora”.

2.3 Bases teóricas

Las bases teóricas hacen referencia tanto a las teorías que sustentan la investigación como a los conceptos clave sobre el problema. Arias (2018, p.107) indica que “Las bases teóricas implican un desarrollo amplio de los conceptos y proposiciones que conforman el punto de vista o enfoque adoptado, para sustentar o explicar el problema planteado”.

2.3.1 Ingeniería biomédica

Área de la ingeniería que combina disciplinas como la electrónica, mecánica e informática en conjunto con diversas ramas de las ciencias de la vida con la finalidad de diseñar y crear tecnologías que sirvan de apoyo como equipos médicos, prótesis, avances en el mundo de los

biomateriales, entre otras tareas. La define Gismondi (2010, p.5) como “La Ingeniería biomédica es la rama de la ingeniería que implementa los principios de las tecnologías en el campo de la medicina. Se dedica fundamentalmente al diseño y construcción de equipos médicos, prótesis, dispositivos médicos, dispositivos de diagnóstico (imagenología médica) y de terapia. También interviene en la gestión o administración de los recursos técnicos ligados a un sistema de hospitales”.

2.3.2 Biomecánica

Se puede definir la biomecánica, a partir de los conceptos de la mecánica tradicional, como aquella rama que se encarga del estudio y análisis cinemático y dinámico de los eslabones que componen a un organismo vivo (en este caso, el cuerpo humano) pudiendo entonces determinar características como: cargas, rangos de movimiento, cantidad de movimiento, palancas, momentos, entre otras. Comprende desde el estudio de fuerzas que actúan sobre un cuerpo y aquellas generadas por el mismo hasta los efectos de dichas fuerzas sobre los tejidos, líquidos o materiales utilizados para propósitos de diagnóstico, tratamiento o investigación.

Describe las características del movimiento de un humano o un objeto utilizando parámetros como la velocidad y la dirección, la manera en la que se crea el movimiento a través de la aplicación de fuerzas, tanto dentro como fuera del cuerpo, y las posiciones y acciones óptimas del cuerpo para un movimiento eficiente y efectivo (Hamill, 2015, p.05).

2.3.3 Antropometría

La autora Arellano (2009) expresa que la antropometría “es la ciencia de la determinación y aplicación de las medidas del cuerpo humano, tanto en reposo como en movimiento; estas medidas están determinadas por la longitud de los huesos, músculos y de la forma de las articulaciones”. (p.1)

Se puede definir antropometría como el estudio de todas las dimensiones de partes del cuerpo como son, hueso, músculo, y adiposo (grasa) del tejido. Dentro del ámbito laboral es aplicada actualmente en relación a la seguridad como también la ergonomía, permitiendo así crear un espacio de trabajo adecuado con un correcto diseño de equipos y adecuadas características geométricas.

2.3.4 Inteligencia artificial

Se puede hacer referencia al término como aquellos sistemas computarizados que en base

a diversos tipos de algoritmos y redes neuronales buscan imitar la capacidad de análisis y resolución de problemas como si de la mente humana se tratase. McCarthy (2007, p.2) expresa: "Es la ciencia y la ingeniería de la fabricación de máquinas inteligentes, especialmente programas informáticos inteligentes. Está relacionada con la tarea similar de usar computadoras para entender la inteligencia humana, pero la IA no tiene que limitarse a métodos que son biológicamente observables".

2.3.5 Enfermedades musculoesqueléticas

La Organización Mundial de la Salud (2021) las cataloga como:

“Los trastornos musculoesqueléticos comprenden más de 150 trastornos que afectan el sistema locomotor. Abarcan desde trastornos repentinos y de corta duración, como fracturas, esguinces y distensiones, a enfermedades crónicas que causan limitaciones de las capacidades funcionales e incapacidad permanente.”

Básicamente este tipo de enfermedades engloban todas aquellas lesiones que pueden ocurrir en el sistema óseo y/o muscular, ocasionando problemas o deficiencias motrices en el cuerpo humano, ya sea por el padecimiento de lesiones puntuales y transitorias (esguinces, fracturas, fisuras) o enfermedades degenerativas que con el pasar del tiempo degradan la vida útil de la zona afectada (crónicas, como tendinosis, síndrome del túnel carpiano, epicondilitis).

2.3.6 Par de Apriete

Dentro del diseño de uniones atornilladas el par de apriete es una característica que se relaciona directamente con el tensado o fuerza axial que ejerce el tornillo, de hecho, Vanegas (2018) la define como “El apriete de los pernos produce fuerzas normales de compresión en las superficies de las partes a unir. Con el fin de lograr que el perno adquiera determinada fuerza inicial, debe calcularse un par de apriete “. El fenómeno del par de apriete presenta una condición en la que con un par pequeño (dependiendo de las características del tornillo) se pueden obtener grandes fuerzas de pretensado o axiales, característica muy aprovechada en los tornillos de potencia, donde los mismos se utilizan como actuadores lineales en gran cantidad de aplicaciones por las grandes fuerzas que desarrollan.

Por su parte, este par de apriete para tornillos de fuerza cuenta con dos ecuaciones, una para elevar carga y la otra para descenderla extraídas del Mott R. (1992, p700):

$$T_u = \frac{FD_p}{2} \cdot \left[\frac{(L + f\pi D_p)}{(\pi D_p - f.L)} \right]$$

$$T_d = \frac{FD_p}{2} \cdot \left[\frac{(f\pi D_p - L)}{(\pi D_p + f.L)} \right]$$

T_u : Par de apriete para subir ($kg.cm$)

T_d : Par de apriete bajar ($kg.cm$)

D_p : Diámetro de paso (cm)

F : Fuerza axial (kg)

f : Coeficiente de fricción

L : Desplazamiento (cm)

2.3.7 Esfuerzo simple de tracción y compresión

Según Mott R. (1992, p.90) se define como “La unidad de resistencia contra una carga externa aplicada. Los esfuerzos normales son de tensión (positivos) y compresión (negativos)”. El mismo presenta como ecuación:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

σ : Esfuerzo a la tracción (kg/mm^2)

F : Fuerza a la que se somete (kg)

A : Área (mm^2)

2.3.8 Esfuerzo de corte directo

Este esfuerzo es definido por Mott R. (1992, p.92) “Se produce cuando la fuerza aplicada tiende a cortar el elemento como si fuese una tijera o navaja, o como cuando se usa un troquel para perforar una lámina”. El mismo se rige bajo la siguiente ecuación:

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

τ : Esfuerzo cortante (kg/mm^2)

F : Fuerza cortante (kg)

A : Área (mm^2)

2.3.9 Esfuerzo de flexión

El esfuerzo a flexión está definido por Mott R. (1992, p.105) como “Esfuerzos normales

que son de tensión o compresión. La magnitud del esfuerzo de flexión varía linealmente dentro del área transversal, desde el valor cero del eje neutro hasta el esfuerzo de tensión máximo en un lado del eje neutro y hasta el esfuerzo de compresión máximo al otro lado del eje neutro”. Se determina mediante la ecuación:

$$\sigma = \frac{M \cdot c}{I}$$

σ : Esfuerzo flector (kg/mm^2)

M : Momento flector ($kg \cdot mm$)

c : Distancia a la fibra más alejada (mm)

I : Momento de inercia (mm^4)

2.3.10 Esfuerzo de torsión

Se habla del esfuerzo de torsión por el autor Mott R. (1992, p.95) como “Cuando un par de torsión se aplica a un elemento tiende a deformarlo por torcimiento, lo cual causa rotación de una parte del elemento respecto a otra. Ese torcimiento provoca una fuerza cortante en el miembro”. La ecuación para este tipo de esfuerzo es:

$$\tau = \frac{T \cdot r}{J}$$

τ : Esfuerzo de torsión (kg/mm^2)

T : Par torsor ($kg \cdot mm$)

r : Radio de la sección (mm)

J : Momento polar de sección (mm^4)

2.3.11 Factor de seguridad

Según Mott R. (1992, p.185) “el factor de diseño es una medida de la seguridad del componente bajo la acción de una carga. En la mayoría de los diseños la resistencia relativa del material se divide entre el factor de diseño para determinar el factor de diseño”. En función de obtener el factor de seguridad sabiendo el esfuerzo de diseño y conociendo la resistencia del material se presenta la siguiente ecuación:

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

N : Factor de seguridad (adimensional)

S_y : Límite elástico del material (kg/mm^2)

σ : Esfuerzo de diseño (kg/mm^2)

2.3.12 Relación de transmisión

La relación de transmisión o relación de velocidades de un par de engranajes es definida por Mott R. (1992, p.322) como “La relación de la velocidad angular del engrane en la entrada a la del engranaje de salida. Si la relación de velocidades es mayor a 1 se tiene un reductor de velocidad, si se desea incrementar la velocidad la relación de velocidades es menor que 1. Para un tren de engranajes la relación de transmisión es la relación entre la velocidad de entrada al tren respecto a la de salida del mismo”. Se enuncia mediante la siguiente ecuación:

$$RT = \frac{N_G}{N_P} = \frac{T_G}{T_P} = \frac{W_P}{W_G}$$

RT : Relación de transmisión

N_G : Número de dientes del engrane

N_P : Número de dientes del piñón

W_G : Velocidad angular del engrane

W_P : Velocidad angular del piñón

T_G : Torque del engrane

T_P : Torque del piñón

2.3.13 Esfuerzo a flexión en dientes de engranajes rectos

Este concepto es explicado por el autor Mott R. (1992, p.385) como “Una fuerza tangencial produce un momento flexionante en el diente del engrane parecido al de una viga en voladizo. El esfuerzo flexionante que resulta es máximo en la base del diente, en el chaflán que une el perfil de involuta con el fondo del espacio entre dientes”. Este esfuerzo se calcula haciendo uso de la siguiente formula:

$$\sigma_b = \frac{W_t \cdot P_d}{F \cdot J} \cdot \frac{K_a \cdot K_m}{K_v} K_S \cdot K_B \cdot K_I$$

σ_b : Esfuerzo a flexión del diente (PSI)

W_t : Fuerza tangencial (lbf)

P_d : Paso diametral (*l1/pulg*)

F : Ancho de cara (*pulg*)

J : Factor geométrico a flexión

K_a : Factor de aplicación de carga

K_m : Factor de distribución ambientañ

K_v : Factor dinámico según la velocidad de la línea de paso y el índice de calidad

K_s : Factor de tamaño

K_B : Factor de espesor de aro

K_I : Factor de engranaje interno o loco

2.3.14 Esfuerzo en sistema de tornillo sinfín

En sistemas de tornillo sinfín y corona lo usual es determinar el esfuerzo a flexión en esta última ya que quien se verá sometido a desgaste y/o picadura será el sinfín, por ende, el autor Mott R. (1992, p.481) enuncia “Los dientes de la corona no tienen una superficie uniforme en sentido transversal al ancho de cara, por lo que no es posible llegar a una solución exacta. Sin embargo, el método que se presenta calcula el esfuerzo flexionante con la exactitud suficiente para comprobar el diseño” este fenómeno se rige por la siguiente ecuación:

$$\sigma = \frac{W_d}{yFp_n}$$

σ : Esfuerzo de flexión en los dientes de la corona (*psi*)

W_d : Carga dinámica en los dientes (*lb*)

y : Factor de forma de Lewis

F : Ancho de cara (*pulg*)

p_n : Paso circular normal (*pulg*)

2.3.15 Pandeo

Los elementos de cierta longitud sometidos a compresión están tentados a sufrir el efecto de pandeo, de hecho, el autor Mott R. (1992, p.232) enuncia que “La tendencia de una columna a pandearse dependerá de la forma y dimensiones de su sección transversal y también de su longitud y la forma de fijarla a miembros o apoyos adyacentes”. Existen 2 maneras de diseñar un elemento que pueda someterse a pandeo, ya sea por el criterio de

columnas largas de Euler o para el caso de columnas cortas de Johnson, la selección de dicho criterio dependerá de la relación de esbeltez, siendo esta última definida por Mott R. (1992, p.234) como “El cociente de la longitud efectiva sobre su radio de giro”. Las ecuaciones para el criterio de Euler y de Johnson serán respectivamente:

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 EA}{(nh/r)^2}$$

$$P_{cr} = A \left[S_y - \left(\frac{S_y}{2\pi} \right)^2 \cdot \frac{1}{nE} \left(\frac{h}{r} \right)^2 \right]$$

P_{cr} : Carga crítica para pandeo (N)

r : radio de giro (mm)

I : Momento de inercia (mm^4)

A : área de sección transversal (mm^2)

n : factor de fijación

E : módulo de elasticidad (GPa)

S_y : Esfuerzo de fluencia (MPa)

h : Altura de la columna (mm)

2.3.16 Ley de Ohm

La ley de Ohm se puede enunciar como “La corriente que atraviesa la mayoría de las sustancias es directamente proporcional a el voltaje V que se le aplica.” (Openstax, 2021) siendo este factor de proporcionalidad lo que se conoce como resistencia. Esta ley se fundamenta bajo la siguiente ecuación:

$$V = I \cdot R$$

V : Voltaje (V)

I : Corriente (A)

R : Resistencia (Ω)

2.3.17 Circuitos en serie y paralelo

Al hablar de circuitos en serie o en paralelo se habla intrínsecamente de la naturaleza de la corriente en cada uno de ellos, ya que en un circuito en serie la corriente que circula por el mismo es idéntica mientras que para un circuito en paralelo la misma se dividirá en cada nodo, por ende, al tratarse de conexiones de baterías se puede decir que “Al conectar

baterías en serie, se aumenta el voltaje total, lo que es ventajoso para aplicaciones que requieren mayor voltaje, como sistemas de energía. La conexión en paralelo de dos baterías iguales, permite obtener una salida dos veces la capacidad de las baterías individuales. Pero a la vez, manteniendo el mismo voltaje nominal.” (Baterías y Amperios, 2024).

2.4 Bases legales

Las bases legales constituyen todos los parámetros legales sobre los cuales se va a realizar la investigación. A continuación, se presentan algunas de las bases legales del proyecto:

La presente investigación se rige por la Ley Orgánica de Prevención, Condiciones y Medio Ambiente de Trabajo (Gaceta oficial N° 38.236 del 26 de Julio de 2005), la cual tiene por objeto, establecer las instituciones, normas y lineamientos de las políticas, y los órganos y entes que permitan garantizar a los trabajadores y trabajadoras, condiciones de seguridad, salud y bienestar en un ambiente de trabajo adecuado.

- 1) **Artículo 60**, Relación Persona, Sistema de Trabajo y Máquina. El empleador o empleadora deberá adecuar los métodos de trabajo, así como las máquinas, herramientas y útiles utilizados en el proceso de trabajo.
- 2) **Artículo 61**, Política y Programa de Seguridad y Salud en el Trabajo de la Empresa. Toda empresa, establecimiento, explotación o faena deberá diseñar una política y elaborar e implementar un Programa de Seguridad y Salud en el Trabajo, específico y adecuado a sus procesos.

Por otro lado, leyes que abarcan temas de salubridad y seguridad laboral son de gran impacto dentro del tópico a tratar, basándose en aquellas planteadas para la Constitución de la República Bolivariana de Venezuela de 1999:

- 3) **Artículo 83**, La salud es un derecho social fundamental, obligación del Estado que lo garantiza como parte del derecho a la vida. El Estado promoverá y desarrollará políticas orientadas a elevar la calidad de vida, el bienestar colectivo y el acceso a los servicios. Todas las personas tienen derecho a la protección de la salud, así como el deber de participar activamente en su promoción y defensa, y el de cumplir con las medidas sanitarias y de saneamiento que establezca la ley, de conformidad con los tratados y convenios internacionales suscritos y ratificados por la república.
- 4) **Artículo 87**, Todo patrono o patrona garantizará a sus trabajadores y trabajadoras

condiciones de seguridad, higiene y ambiente de trabajo adecuados. El estado adoptará medidas y creará instituciones que permitan el control y la promoción de estas condiciones, las cuales velarán por que el trabajador pueda ejercer su tarea de forma digna y justa.

El desarrollo de la investigación se rige bajo las normativas estipuladas tanto por la Organización Internacional de Normalización (ISO), como por la Comisión Venezolana de Normas Industriales (COVENIN), con el fin de garantizar los estándares y lineamientos adecuados para la elaboración del proyecto en cada una de sus etapas. Entre las normas a tener en cuenta están las siguientes:

- 5) **ISO 7250-1:** Definiciones de las medidas básicas del cuerpo humano para el diseño tecnológico.
- 6) **ISO 14971:** Aplicación de la gestión de riesgos a dispositivos médicos y productos sanitarios.
- 7) **ISO 13485:** Sistema de gestión de calidad de dispositivos médicos.
- 8) **ISO 22523:** Prótesis de miembros externos y ortesis externas. Requisitos y métodos de ensayo.
- 9) **UNE EN ISO 13482:** Robots y dispositivos robóticos. Requisitos de seguridad para robots no industriales. Norma armonizada Robots de asistencia personal no médicos.
- 10) **ISO 13485:** Especifica los requisitos de un sistema de gestión de la calidad en la industria de dispositivos médicos. Está pensada y creada para su implementación en el diseño y proceso de manufactura, instalación, servicios y ventas.
- 11) **ISO 14971:** norma para la gestión del riesgo en los dispositivos médicos. Se establece la metodología para determinar la seguridad de un producto durante todo el ciclo de vida del producto (diseño y manufactura).
- 12) **IEC 60601:** Sobre seguridad eléctrica. Esta incluye todo sobre requisitos de seguridad para sistemas eléctricos.
- 13) **IEC 62353:** Sobre pruebas recurrentes posteriores a la reparación de equipos médicos.
- 14) **Norma Venezolana COVENIN 4004:2000:** Sistemas de Gestión para la

Seguridad e Higiene Ocupacional.

- 15) **Norma Venezolana COVENIN 2237-89:** Ropa, equipos y dispositivos de protección personal.
- 16) **Norma Venezolana COVENIN 2260-88:** Programa de higiene y seguridad industrial.
- 17) **Norma Venezolana COVENIN 2273-91:** Principios Ergonómicos: Concepción de Sistemas Trabajo.

Estas normas especifican los requisitos de gestión de calidad que serán utilizados en el diseño y desarrollo, así como en la realización de ensayos de un exoesqueleto ergonómico para potenciar las capacidades humanas.

2.5 Definición de términos básicos

Actuador: Artefacto o dispositivo que por medio de una entrada de energía (ya sea neumática, eléctrica, hidráulica, entre otras) produce movimiento y puede servir para dar fuerza a un sistema.

Actuador lineal: Sistema que transforma el movimiento rotatorio de un motor convencional en movimiento lineal a partir de una reducción que aumenta el torque para hacer girar un tornillo de potencia que desplaza un vástago axialmente mediante el movimiento relativo entre el tornillo y la tuerca contenida en el vástago.

Capacidad de carga: Hace referencia a la corriente que una batería puede proporcionar en unidad de tiempo, se suele representar en Ah.

Cargas de trabajo: En la ingeniería, se hace referencia a carga de trabajo a aquella fuerza a la que una pieza, material o elemento de máquina se ve sometida durante la ejecución de su tarea, originando así un esfuerzo a vencer. Desde el punto de vista físico-laboral se puede definir como la exigencia de requerimientos físicos a los que se ve sometido un trabajador durante su jornada laboral.

Construcción: Proceso mediante el cual, a partir de materiales y suministro que por procesos de fabricación se convierten en piezas y partes que serán ensambladas para conformar una máquina o equipo.

Esfuerzos límites (permisible): Es el máximo esfuerzo para el cuál se diseña un sistema, donde una vez alcanzada dicha tensión, el material tenderá a deformar plásticamente.

Exoesqueleto: Estructuras externas que pueden servir de apoyo para el cuerpo humano con el fin de aliviar fatiga en posiciones incómodas o para potenciar las capacidades humanas mediante

actuadores que permitan desarrollar fuerza extra.

Fatiga muscular: Agotamiento de las fibras musculares luego de actividades que involucren bien sea cargas considerables o rutinarias, ocasionando en casos extremos rotura de ciertas capas de musculatura.

Fluencia: Máxima deformación que admite un material antes de que esta se vuelva del tipo permanente o plástica.

Fuerza axial: Fuerza que actúa paralela al eje de rotación y tiende a empujar al mismo mediante una fuerza indeseable que se debe contrarrestar con el uso de cojinetes.

Grado de libertad: Número de movimientos independientes que puede realizar un objeto o sistema mecánico.

Palanca de fuerza: Tipo de máquina simple que transfiere fuerza por medio de un punto de apoyo o pivote y una barra o brazo de palanca, muchas veces con el fin de amplificar la fuerza ejercida en otro punto dentro del brazo de palanca o por el contrario obtener una mayor velocidad angular, pero con el costo de una fuerza inferior a la aplicada.

Mecanismos de transmisión de potencia: Sistema conformado por elementos de máquinas que busca transferir energía mecánica desde una entrada (bien sea un motor) hasta el punto de salida deseado, teniendo distintas relaciones de transmisión que pueden o no reducir o aumentar el torque y generando el efecto inverso para la velocidad angular.

Momento flector: Fuerza aplicada a cierta distancia del apoyo de un elemento que provoca un efecto de doblez o flexión en el mismo.

Momento torsor: Es la fuerza aplicada a un elemento a cierta distancia de su eje de revolución provocando una torsión o rotación respecto al mismo eje.

Potencia: Cantidad de energía liberada o de trabajo realizado en un tiempo determinado.

Puente H: Circuito electrónico utilizado para invertir el sentido de rotación de motores DC mediante la utilización de compuertas lógicas.

Señales Electromiográficas: Señales eléctricas producidas durante el intercambio de iones cuando un músculo se contrae o se extiende, las mismas son proporcionales al grado de expansión o contracción del músculo.

Torque: Fuerza ejercida a cierta distancia de un eje de revolución para producir un movimiento giratorio.

Motor DC: Motor eléctrico ampliamente utilizado debido a su versatilidad y facilidad para regular

su velocidad y sentido de giro. Pueden trabajar a velocidades altas y bajas, y suelen utilizarse en conjunto con cajas reductoras para aumentar su torque.

Velocidad angular: Arco o revolución recorrida por unidad de tiempo por una partícula.

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO

Una vez planteados los objetivos a desarrollar durante la investigación se hace necesario diseñar un plan de ataque para llevar a cabo los mismos de manera metódica, sistemática y organizada, todo con el fin de obtener la solución a la problemática a tratar. En su obra "El Proyecto de Investigación" (2018, p.110), Arias hace referencia al marco metodológico enunciando que “es el cómo se realizará el estudio para responder al problema planteado”, por ende, en el presente capítulo se presentarán las acciones a llevar a cabo, instrumentos a utilizar y pasos a seguir para la realización de los objetivos planteados en la investigación

3.1 Enfoque metodológico

El enfoque metodológico es el conjunto de estrategias y técnicas que se utilizan al llevar a cabo una investigación. Palella y Martins (2012) en su obra Metodología de la Investigación Cuantitativa, en relación al enfoque cuantitativo afirman que:

Se caracteriza por privilegiar el dato como esencia sustancial de su argumentación. El dato es la expresión concreta que simboliza una realidad. Esta afirmación se sustenta en el principio de que lo que no se puede medir no es digno de credibilidad. Por ello, todo debe estar soportado en el número, en el dato estadístico que aproxima a la manifestación del fenómeno. El paradigma que se adscribe en este enfoque concibe la ciencia como una descripción de fenómenos que se apoya en los hechos dados por las sensaciones y no se preocupa por explicarlos.

Sobre las consideraciones anteriores, la presente investigación tiene un enfoque cuantitativo, ya que se recolectarán los datos necesarios para el diseño del exoesqueleto potenciador de las capacidades humanas, para su posterior construcción.

3.2 Tipo de investigación

Palella y Martins (2012, p.97) definen los proyectos especiales como aquellos “destinados a la creación de productos que puedan solucionar deficiencias evidenciadas, se caracterizan por su valor innovador y aporte significativo en cualquier área del conocimiento”. Mientras que la UJAP (2020, p.13) aporta que los proyectos especiales “Son trabajos que conllevan a la creación de objetos tangibles, para ser usados como solución a problemas, intereses o necesidades

demostradas”. Se evidencia que la presente investigación es del tipo proyecto especial debido a que la construcción de un prototipo conlleva la creación de un objeto tangible como se ha mencionado con anterioridad

Asimismo, se considera que es una investigación innovadora y con un aporte significativo tanto en el área de la ingeniería como en el de la medicina, ya que aplica los conocimientos, técnicas, teorías y estrategias de la primera área para solucionar tópicos que abordan la salud del ser humano; cabe destacar que del tema se tienen relativamente pocos estudios similares, esto incluso otorgando cierto grado de innovación y vanguardismo al trabajo de investigación a llevar a cabo.

3.3 Diseño de la investigación

El diseño de la investigación son los métodos, estrategias y técnicas seleccionadas por el investigador luego de conocer el problema. Esto le otorga las herramientas necesarias para decidir la forma en la que abordará el problema, al igual que cómo obtendrá la información. Se trata de una guía para el investigador para llevar a cabo el proyecto, permitiendo recolectar, medir y analizar los datos.

Parella y Martins (2012, p.83) proponen la existencia de 3 diseños de investigaciones: experimental, no experimental y documental. Acerca del diseño experimental, explican que es aquel “según el cual el investigador manipula una variable experimental no comprobada, bajo condiciones estrictamente controladas. Su objetivo es describir de qué modo y por qué causa se produce o puede producirse un fenómeno”. Asimismo, Arias (2018, p.34) asevera que “La investigación experimental es un proceso que consiste en someter a un objeto o grupo de individuos, a determinadas condiciones, estímulos o tratamiento (variable independiente), para observar los efectos o reacciones que se producen (variable dependiente)”

De este modo, el diseño de la investigación puede englobar dos tipos, pues es del tipo experimental, ya que se pretende manipular distintas variables en el exoesqueleto como lo son las fuerzas, los momentos, las señales, resistencia de materiales, mecanismos de transmisión, entre otras variables, para que se pueda dar su funcionamiento de la manera en que se prevé y para ello, a pesar de contar con un diseño de ingeniería previo sustentado matemáticamente, debe de pasar por una fase de prueba y error que no es más que experimentar con el diseño una vez materializado; por otro lado involucra un diseño de campo que engloba todos los aspectos de recolección de datos y entrevistas a realizar durante la propia investigación.

3.4 Nivel de la investigación

Arias (2018, p.23) define el nivel de la investigación como el “grado de profundidad con que se aborda un fenómeno u objeto de estudio”. Entre los niveles de investigación se tiene el descriptivo, del cual Palella y Martins (2012, p.92) aseveran que “el propósito de este nivel es el de interpretar realidades de hecho. Incluye descripción, registro, análisis e interpretación de la naturaleza actual, composición o procesos de los fenómenos.”. De igual forma, el autor mexicano Tamayo y Tamayo (2018, p.35) hace énfasis en que la investigación descriptiva “comprende la descripción, registro, análisis e interpretación de la naturaleza actual, y la composición o proceso de los fenómenos. El enfoque se hace sobre conclusiones dominantes o sobre grupo de personas, grupo o cosas, se conduce o funciona en presente.”.

Por medio del estudio de las variables obtenidas se aplican conocimientos de ingeniería y biomecánica para diseñar un prototipo funcional y ergonómico que permiten potenciar las capacidades humanas, todo con el fin de reducir la carga mecánica a la que se somete el cuerpo humano y delegar la misma al dispositivo, esto trayendo como consecuencia una reducción del desgaste físico minimizando la probabilidad de padecer de lesiones musculo esqueléticas.

3.5 Población

La población dentro de una investigación no son más que todos aquellos elementos que comparten características comunes y son de interés para el análisis de la problemática, todo con el fin de obtener información y datos necesarios para poder formular hipótesis y proponer una solución al problema, Arias (2018, p.81), la define como “el conjunto finito o infinito de elementos con características comunes para los cuales serán extensivas las conclusiones de la investigación. Esta queda delimitada por el problema y por los objetivos de estudio”.

La población de este estudio se reduce a los distintos tipos de exoesqueleto existentes, pudiendo clasificarse en dos tipos: exoesqueletos potenciadores y exoesqueletos de apoyo. Siendo los primeros los orientados a aumentar la fuerza del portador, empleando medios eléctricos, hidráulicos o neumáticos para fungir como actuadores que relevan a la estructura ósea y muscular de su trabajo. Por su parte, los exoesqueletos de apoyo se limitan a aliviar las cargas físicas en las actividades, haciendo que el usuario deba esforzarse menos, para cumplir una tarea permitiéndole mayor confortabilidad en posturas que usualmente generan incomodidad, dolores o fatiga a la persona sin la implementación de actuadores externos.

3.6 Muestra

Se hace referencia a la muestra como aquel subconjunto de la población que será objeto de estudio directo en la investigación, básicamente es tomar un fragmento de la población para llevar a cabo los análisis y estudios pertinentes, Tamayo y Tamayo (2018, p.38), expresan que la muestra “es el grupo de individuos que se toma de la población, para estudiar un fenómeno estadístico”.

Como muestra de la presente investigación se tomarán los exoesqueletos potenciadores, esto debido a que los mismos son capaces de aumentar las capacidades motrices humanas, siendo este uno de los objetivos de la investigación, ya que permitirá converger en un rango más amplio del espectro de fuerzas límites a las que se puede ver sometido el cuerpo humano sin sufrir consecuencias negativas en su estructura ósea o en su sistema muscular.

3.7 Técnicas de recolección de datos

Durante el desarrollo de una investigación, la recolecta de datos es fundamental para la misma. Arias (2018, p.67) las define como “el procedimiento o forma particular de obtener datos o información”. Las técnicas que se usarán durante la investigación son:

3.7.1. Observación: Algunos autores como Arias (2018) indican lo siguiente:

“La observación es una técnica que consiste en visualizar o captar mediante la vista, en forma sistemática, cualquier hecho, fenómeno o situación que se produzca en la naturaleza o en la sociedad, en función de unos objetivos de investigación preestablecidos.” (Arias, 2018, p.69).

En la presente investigación se utilizará la observación directa tanto estructurada como no estructurada, comenzando desde las primeras fases del diseño para conocer los rangos de movimiento del cuerpo, inserciones musculares, ángulos límites, capacidades promedio del ser humano, entre otros. Por otro lado, en etapas de construcción se extrapolan sistemas de control y mecanismos que permitan ser adaptados a la aplicación deseada, para ello se deben conocer referencias previas de otros sistemas análogos mediante la observación de los mismos.

3.7.2. Análisis documental: consiste en la adquisición de información por medio de la bibliografía del estudio. En la presente investigación será utilizada para la obtención de medidas antropomórficas estándar, uso de sensores electromiográficos y de posición angular, aplicación de los actuadores ideales para el prototipo (eléctricos, neumáticos o hidráulicos), entre otros. A pesar de esta ser una técnica generalmente aplicada a un tipo de investigación documental, para un proyecto de la escala que propone la presente investigación es pertinente documentar cada avance, paso y/o descubrimiento, con el fin de que la misma una vez culminada sirva de guía para

investigaciones posteriores bajo el mismo tópico

3.7.3 Entrevista: Acerca de las entrevistas, primeramente, cabe destacar que “La entrevista, más que un simple interrogatorio, es una técnica basada en un diálogo o conversación “cara a cara”, entre el entrevistador y el entrevistado acerca de un tema previamente determinado, de tal manera que el entrevistador pueda obtener la información requerida” (Arias, 2018, p.75). El tipo de entrevista que está más acorde con los lineamientos del tipo de investigación planteada es la entrevista estructurada o formal ya que las mismas serán destinadas a personas particulares que dominen el área de la ingeniería biomédica y mecatrónica y que puedan aportar información necesaria acerca del diseño del prototipo, por lo que la entrevista contará con un libreto para poder recopilar la información justa y necesaria.

Se buscará saber el ¿cómo? ¿cuándo? y ¿por qué? comenzó el deterioro de su cuerpo, ya sea en un entorno laboral, deportivo o incluso por el estilo de vida que se acostumbró a llevar en su hogar; todo esto con el fin de conectar los eslabones y encontrar si existen coincidencias en cuanto a la razón de padecimiento del daño a su sistema musculoesquelético.

3.8 Instrumentos de recolección de datos

En síntesis, “Un instrumento de recolección de datos es cualquier recurso, dispositivo o formato (en papel o digital), que se utiliza para obtener, registrar o almacenar información.” (Arias, 2018, p.68). Los instrumentos que se utilizarán en la investigación son:

3.8.1. Computadoras y sus unidades de almacenaje: serán vitales para el desarrollo del proyecto. Inicialmente, se obtendrá la información requerida por medio de motores de búsqueda, donde se navegará con el fin de ubicar foros, libros digitales, manuales técnicos e incluso videos de guía y referencia que permitan ser aprovechados como documentación para su posterior almacenaje y análisis. Todos los datos obtenidos a partir de estos instrumentos serán postprocesados en los mismos ya sea en softwares de diseño CAD y programas de alto cómputo numérico como Matlab u Octave siendo estos resultados parte de la documentación almacenada en los equipos y unidades de computación.

3.8.2 Fichas y diario: Dentro de la documentación de la investigación un diario o fichas pueden ser instrumentos sumamente útiles en casos donde se tenga una idea fugaz, bosquejos del sistema a diseñar e incluso en la mayoría de los casos en los que no se cuenta con un computador o dispositivo inteligente de almacenamiento de información en el momento.

3.8.3 Listas de cotejo: Acerca de las listas de cotejo, algunos autores afirman lo

siguiente: “también denominada lista de control o de verificación, es un instrumento en el que se indica la presencia o ausencia de un aspecto o conducta a ser observada” (Arias, 2018, p.70). La lista de cotejo será utilizada durante las pruebas que se realicen en el exoesqueleto una vez haya culminado su construcción, al igual que en el estudio de la viabilidad técnica, operativa y ambiental.

3.8.4 Diario de campo: Nuevamente un diario puede ser la mejor herramienta para un investigador, en el que se lleve un control de las actividades realizadas o por realizar, pero además de eso de todo aquello observado durante la fase de observación, desde problemas notablemente visuales en los pacientes a tratar, mecanismos análogos en sistemas externos, entre otros.

3.8.5 Cámaras fotográficas y de video: Servirán en distintas técnicas de recolección de datos, tanto en la observación mediante la recopilación de evidencia multimedia (fotografías y videos) de distintos pacientes como también de analogías de diseños e incluso sistemas afines que puedan ser adaptados al prototipo a diseñar. Por otro lado, las cámaras de video serán de gran utilidad a la hora de realizar entrevistas presentando una alternativa (aunque no necesaria) a las grabadoras y diarios, teniendo la ventaja de ser documentación audiovisual.

3.8.6 Grabadoras: Herramientas de recopilación de material de audio que permitirán almacenar la plática llevada a cabo durante cada entrevista con el fin de ser reproducidas las veces que sean necesarias para análisis posteriores.

3.8.7 Libreta de notas: Documento de apoyo a la hora de realizar la entrevista en la que se va a plasmar la información recopilada durante la charla que se tenga con el entrevistado anotando cada cosa que el entrevistador considere pertinente y de suma importancia para la investigación, esto sirviendo como material de trabajo para análisis posteriores.

3.8.8 Manuales: Serán de imperativa utilidad durante el proceso de diseño, facilitando así metodologías para llevar a cabo los mismos según diferentes criterios tomados en cuenta por la ingeniería mecánica.

3.8.9 Documentos: Desde documentos de referencia como las fichas técnicas de distintos componentes electrónicos hasta planos de prototipos similares que puedan ser referencia para el objetivo pretendido.

3.8.10 Guion de entrevista: En función de dicho guion se seguirá una rutina a la hora de realizar las entrevistas donde se enumeran y organizará las preguntas planteadas a los

entrevistados según el nivel de importancia para el entrevistador y según el área técnica en la que se encuentre la propia pregunta (Ver apéndice A).

3.9 Técnicas de análisis de información

La información proveniente de la observación, entrevistas y de la revisión bibliográfica se analizará con el fin de extraer aquellos datos que sean relevantes para la investigación. Según Hurtado (2000) el análisis de resultados “constituye un proceso que involucra la clasificación, la codificación, el procesamiento y la interpretación de la información obtenida durante la recolección de datos, con el fin de llegar a conclusiones específicas y dar respuesta a la pregunta de investigación” (p. 505). En la presente investigación se hará uso del diagrama de Ishikawa, también llamado diagrama de causa y efecto como herramienta de análisis de resultados y poder obtener un panorama más claro de la problemática a tratar.

Según el autor Pulido H. (2009, p.152) “Es un método gráfico que relaciona un problema o efecto con los factores o causas que posiblemente lo generan. La importancia de este diagrama radica en que obliga a buscar las diferentes causas que afectan el problema bajo análisis y, de esta forma, se evita el error de buscar de manera directa las soluciones sin cuestionar cuáles son las verdaderas causas”. A pesar de que existen distintos tipos de diagramas de causa y efecto, el más idóneo para la investigación es aquel basado en el método de estratificación o enumeración de causas, donde el mismo autor describe el proceso de construcción de dicho diagrama como Pulido H. (2009, p.157) “Es ir directamente a las principales causas potenciales, pero sin agrupar de acuerdo a las 6 M. La selección de estas causas muchas veces se hace a través de una sesión de lluvia de ideas”.

3.10 Validez del instrumento

Proceso destinado para la verificación de la factibilidad y validez de un proyecto de investigación, tomando como parámetros todos aquellos datos recopilados o mensurados y comparándolos con aquellos que se desean obtener. Para Palella y Martins (201) “Validez se define como la ausencia de sesgos. Representa la relación entre lo que se mide y aquello que realmente se quiere medir” (p. 173). Es un punto de gran importancia para la investigación ya que de ello dependerá la credibilidad para medir de una manera precisa y confiable el fenómeno en estudio; se dice pues que la validez es esencial para garantizar que los resultados obtenidos a través del instrumento sean válidos y representativos en la realidad de la investigación (Ver apéndice B).

3.11 Fases metodológicas

Fase I Diagnóstico de las variables de diseño y sus vinculaciones con el accionar del usuario.

Se realizará un diagnóstico a través de una revisión documental de diferentes investigaciones enfocadas en exoesqueletos, con el fin de conocer sus mecanismos de funcionamiento. Se estudiarán las variables de diseño que se relacionan directamente con el diseño del prototipo, como en el caso de las fuerzas y momentos que va a experimentar, o las potencias requeridas para mover las cargas de trabajo. Asimismo, se les realizarán entrevistas a individuos conocedores del tema para complementar la información.

Fase II Análisis de las variables que intervienen en la movilidad y multiplicación de fuerza en las extremidades superiores del usuario.

Se iniciará analizando el contenido de las enciclopedias de medicina seleccionadas, con el fin de conocer los mecanismos de funcionamiento de las extremidades superiores del cuerpo humano, para poder replicar sus respectivos movimientos con componentes mecánicos. De igual forma, se revisarán los mecanismos de accionamiento disponibles para el exoesqueleto, así como sus posibles señales.

Fase III Selección de la mejor alternativa de diseño que permita potenciar las capacidades humanas.

Se realizará la selección de las posibles soluciones existentes al problema, con el objetivo de encontrar la mejor. Se tendrá en cuenta factores como el tipo de accionamiento (eléctrico, neumático, hidráulico), la selección de las partes mecánicas, y la selección de los sensores para la creación del sistema de control del exoesqueleto. También se tendrán en cuenta aspectos económicos.

Fase IV Diseño del sistema de exoesqueleto seleccionado para multiplicar las capacidades físicas del cuerpo humano

Se llevará a cabo el diseño del exoesqueleto. Empieza con el diseño de las distintas partes mecánicas, con su respectivo análisis cinemático y de esfuerzos, con ayuda de herramientas como SolidWorks. Asimismo, se diseñará el sistema de control del dispositivo.

Fase V Evaluación de la viabilidad técnica, operativa, ambiental y económica del diseño elaborado.

Una vez se tiene un diseño definitivo del exoesqueleto, es necesario hacer un análisis de

viabilidad del proyecto, tanto en sus aspectos técnicos, como operativos, ambientales y económicos. Uno de los principales objetivos es que sea un diseño funcional que permita probar que el mecanismo que se plantea es viable en todos sus aspectos, mientras que, a su vez, dentro de lo posible y sin sacrificar la funcionalidad, sea económico, para que sea una propuesta más atractiva para las empresas. Asimismo, se estudiará que sea viable a nivel técnico y operativo, sin limitar los movimientos del usuario.

Fase VI Construcción del prototipo bajo los criterios de diseño seleccionados.

Finalmente, luego de haber seleccionado la mejor solución, al finalizar la fase de diseño, y después de haber comprobado la viabilidad técnica, operativa, ambiental y económica, se inicia la construcción del exoesqueleto. La presente fase incluye todo lo relacionado con la construcción del prototipo. Empieza con la adquisición y elaboración de las distintas piezas que se van a utilizar. Posteriormente, se inicia el ensamblaje del prototipo. Una vez se haya culminado la construcción de la parte mecánica, se procede a incorporar la parte electrónica, La fase finaliza con los ensayos y la puesta a punto del dispositivo.

3.12 Cuadro de Operacionalización de Variables

Según Arias (2018), “La operacionalización de variables se emplea en investigación científica para designar el proceso mediante el cual se transforma la variable de conceptos abstractos a términos concretos, observables y medibles, es decir, dimensiones e indicadores.” (p. 62). La operacionalización de variables permite la construcción de diversas herramientas que permitan el análisis cuantitativo e incluso cualitativo de datos de interés, obteniendo así un plan de acción organizado y efectivo a la hora de recopilar la información deseada por el investigador. Lo que se busca generalmente con la operacionalización de variables es convertir variables abstractas en medidas concretas, objetivas y cuantificables en la investigación.

Cuadro 1. Cuadro de operacionalización de variables.

Objetivo Específico I	Variable	Dimensión	Indicadores	Ítems	Fuente de Información
Diagnosticar las variables del diseño y sus vinculaciones con el accionar del usuario	Evaluación	VARIABLES DE INTERÉS	Características anatómicas, eléctricas y mecánicas del cuerpo humano	1	Técnica: Entrevista
	Biomecánica	Limitaciones mecánicas	Rangos de movilidad y grados de libertad	2	
		Palancas de fuerzas	Ubicación de apoyos o fulcros	3	
		Ergonomía	Adaptabilidad y comodidad del prototipo	4	
	Seguridad	Reacciones nocivas producto del accionamiento	Tercera ley de Newton	5	
		Garantía del usuario	Medidas preventivas a tener en cuenta	6	
	Control	Variables a sensor	Electromiografía	7	
			Control de señales sensadas	8	

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

En el presente capítulo se desarrollan las 6 fases que comprenden la investigación, donde cada una de ellas buscará dar solución a los diversos objetivos específicos y al objetivo general. El capítulo se sostiene en el hecho de dar explicación detallada de cada una de las fases, siguiendo los lineamientos previstos por los investigadores en los tiempos preestablecidos. Dentro de las fases a desarrollar se encuentra el diagnóstico de las variables de interés para el diseño, análisis de las variables motrices y biomecánicas que intervienen en el proceso, seleccionar la mejor alternativa entre las planteadas para el sistema, diseñar el exoesqueleto según la alternativa seleccionada, evaluar la viabilidad del dispositivo y por último la construcción del mismo.

4.1 Fase I: Diagnóstico de las variables de diseño y sus vinculaciones con el accionar del usuario.

Al tratarse de un dispositivo que estará acoplado al cuerpo humano del usuario, existen varias consideraciones y criterios a tomar en cuenta en cuanto al diseño, esto tanto del punto de vista mecánico como electrónico, ya que el sistema tiene sus distintas áreas de desarrollo. En primer lugar, a nivel estructural se debe tomar en cuenta las limitaciones de movimiento, es decir, la cantidad de grados de libertad de cada una de las estructuras y acotarlo a lo que se busca; se debe tener en consideración que el cuerpo humano no es más que un conjunto de eslabones articulados que son accionados por la contracción muscular, todo esto llevado a cabo por el sistema musculoesquelético.

Al diseñar el prototipo se deben elegir la cantidad de grados de libertad que el mismo tendrá independientemente de cuántas tenga su articulación afín en el cuerpo del usuario, por ejemplo, la muñeca cuenta con 3 grados de libertad, lo que significa que puede articular en 3 ejes de rotación diferentes. En las figuras 8 y 9, se ilustran los grados de libertad del cuerpo humano. Para desglosar los grados de libertad del prototipo se hará énfasis en la zona potenciadora del exoesqueleto, es decir, el torso, ya que las extremidades inferiores no se consideran potenciadas en este trabajo de investigación:

- Codo: el codo humano es la articulación o pivote entre el brazo y el antebrazo, donde existe un movimiento relativo entre ambos productos de la contracción del bíceps o del tríceps

(según sea el caso) permitiendo desarrollar fuerzas que muevan el antebrazo pivotando en el codo. El codo humano cuenta con 2 grados de libertad donde se tomará en cuenta uno solo para el diseño propuesto y es aquel donde se permite el levantamiento y descenso tradicional del antebrazo sin movilizaciones laterales.

- Hombro: en el hombro se pueden ubicar fácilmente 3 grados de libertad, permitiendo movimientos del brazo completo tanto frontales, laterales y torsionales; para el diseño del prototipo se acotará nuevamente a un solo grado de libertad, el cual es aquel que permite las elevaciones frontales.

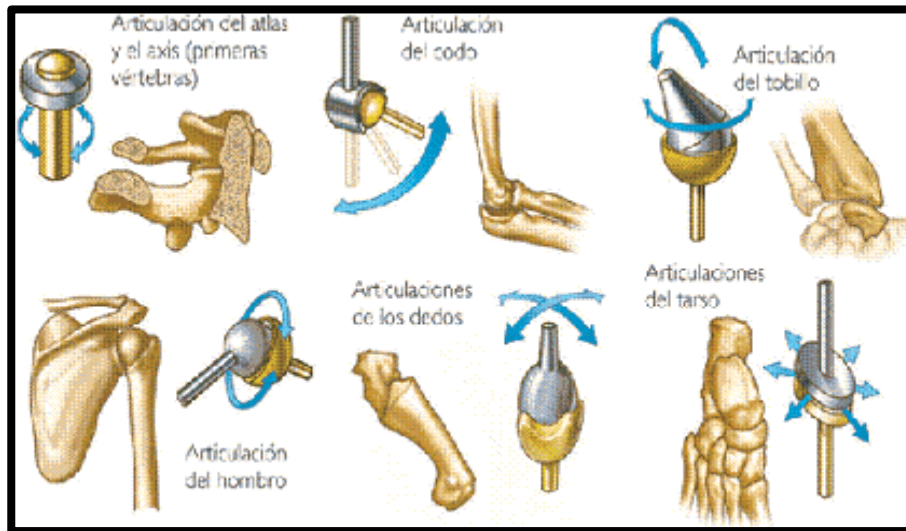


Figura 7. Ejes de rotación de algunas articulaciones.

Fuente: Entrenadores de Fútbol (2012)

En la figura 7, se muestran los ejes de rotación de distintas articulaciones, siendo la articulación del codo y la del hombro las de interés para la presente investigación, ya que estas son las del tren superior, que es el área en la que trabajará el exoesqueleto. Ambas articulaciones permiten rotar en una sola dirección y dos sentidos. Por ende, el sistema a diseñar debe permitir esa clase de movimientos.

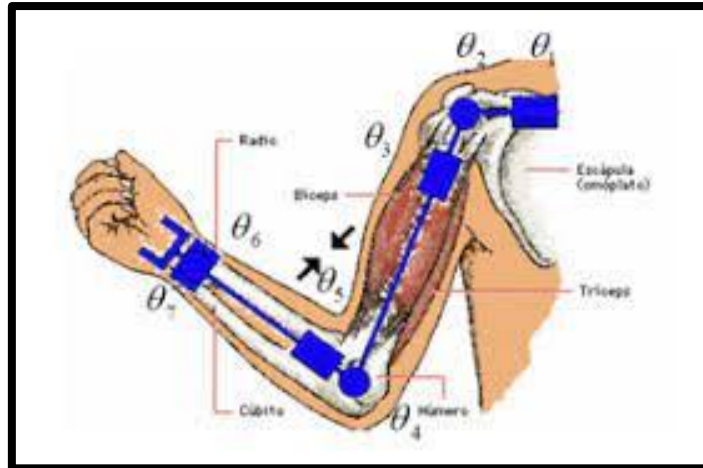


Figura 8. Grados de libertad del brazo humano.
Fuente: Cuesta, D. y Huerfano, J. (2016).

En la figura 8 se puede apreciar cómo funcionan algunas de las articulaciones del cuerpo humano y sus ejes de rotación, donde cada uno de ellos representa un grado de libertad, lo que quiere decir que son todos aquellos ejes que permiten movimiento en direcciones diferentes, ya sea lineal o rotativo, en la misma figura se puede apreciar el ejemplo de la articulación de los dedos, la cual permite movimiento angular en dos direcciones, lo que significa que cuenta con 2 GDL (Grados de Libertad).

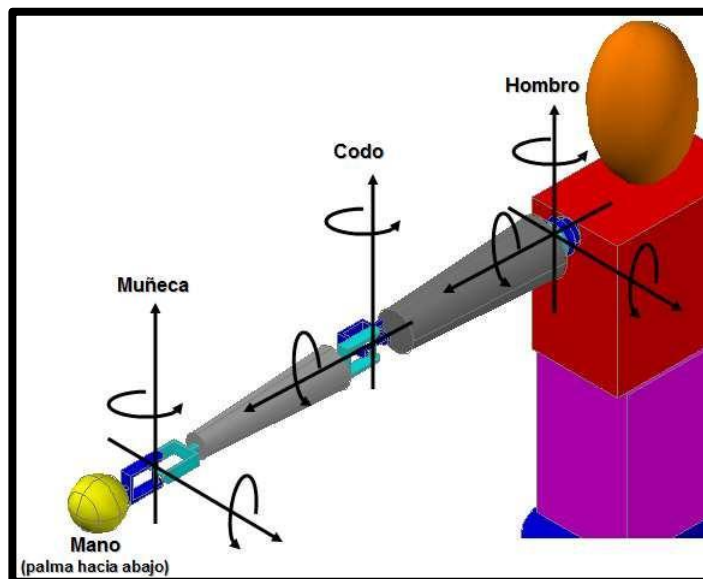


Figura 9. Representación 3D de los grados de libertad del brazo humano
Fuente: D. Tibaduiza, N. Chio, J. M. Grosso y M. Anaya (2009)

La figura 9 muestra una representación un poco más dedicada al brazo humano, señalando cada grado de libertad existente desde el hombro hasta la muñeca, donde se puede apreciar que el hombro permite 3 direcciones de movimiento, el codo 2 y la muñeca otras 2, obteniendo un total de 7 GDL en total; en la figura 9 se puede observar esto con mayor claridad, haciendo notar que el hombro se comporta como una especie de junta homocinética mientras que el codo y muñeca hacen símil a un par esférico ranurado.

Otra variable mecánica a tomar en cuenta es el peso del prototipo, ya que se busca minimizar la carga mecánica que el usuario tenga en su vida diaria no aumentarla, por ende, a pesar de que el exoesqueleto será una masa extra para el portador, la misma debe minimizarse lo más que se pueda e incluso tener una ubicación del centro de masa lo más cómoda posible, de manera de que la distribución de masa sea uniforme y no afecte la movilización, para ello se deben considerar tanto los materiales a utilizar como la geometría del prototipo, siendo esta última otra variable mecánica, la geometría y dimensionamiento, donde se deben tomar en cuenta criterios de montaje y accesibilidad al dispositivo.

Las variables de diseño protagonistas de la presente investigación son la fuerza y velocidad a desarrollar, en otras palabras, la potencia mecánica agregada que otorgará el dispositivo al usuario, para ello se debe de diseñar en función de la que sea de mayor interés, en este caso la fuerza por el hecho de que lo que realmente se busca es poder aumentar la capacidad de carga del usuario, ahora bien, la velocidad será consecuencia de la fuerza por este hecho. Para diseñar en función de la fuerza se debe tomar en cuenta las palancas desarrolladas en función de cada articulación siempre y cuando no se force el movimiento natural del cuerpo ni tampoco realizar la acción de carga de manera indebida, esto es el hecho de que al levantar un objeto nunca se hace directamente desarrollando el movimiento netamente con los hombros teniendo el brazo totalmente extendido, siempre se busca minimizar dicha palanca para un menor esfuerzo y aprovechar más las capacidades.

La ergonomía y seguridad es una variable determinante para el diseño, el usuario debe sentirse cómodo en todo momento y las reacciones del accionamiento del prototipo no pueden ser lesivas para él, por ello el hecho de que se plantea transferir la fuerza al suelo, incluso acompañando con un sistema de fijación en la columna como corrector de postura. La ergonomía además va muy de la mano con el diseño geométrico, por el cómo se distribuye tanto la masa como también el montaje del prototipo, este debe de ser de fácil implementación y con una distribución

de masa equilibrada para no sentir desbalance y poder movilizar al usuario con comodidad.

Desde un punto de vista eléctrico y electrónico las variables de diseño se basarán en la recepción de datos y en la energía a utilizar, es decir, la autonomía del dispositivo para trabajo continuo. Tomando como punto de partida la energía necesaria, se debe procurar tener un sistema recargable y eficiente que permita alimentar tanto actuadores como sensores y procesadores de manera eficiente para un tiempo prudente, para ello se debe de implementar un sistema de alimentación de alta densidad energética, como lo son las baterías de litio o las de níquel metal-hidruro.

En cuanto a la recepción de datos, el elemento accionador del sistema serán las señales electromiográficas, por el hecho de que se debe ejecutar el movimiento de manera proporcional al esfuerzo que el músculo humano desarrolle, es decir que el prototipo se activará al existir una activación muscular la cual será sensada a partir de la actividad eléctrica que envíe la señal al mismo. Estas señales eléctricas son sumamente débiles y difíciles de sensar, ya que la misma puede variar con el estado de ánimo de la persona, momento del día, incluso si la misma se encuentra aislada o no eléctricamente o está en contacto con algún metal, por ende el control de esta variable debe ser lo más preciso posible con cierta capacidad de autocalibración para detectar los cambios y fluctuaciones en la actividad eléctrica muscular.

Para el diagnóstico de las variables mencionadas anteriormente se hizo uso de herramientas de recolección de datos, entre ellas destacando la entrevista estructurada ante expertos en distintas áreas que comprenden la investigación desarrollada para así tener un panorama más claro de cómo afecta el prototipo deseado tanto de manera positiva como negativa al cuerpo humano y que factores se deben tomar en cuenta a la hora de diseñarlo. En esta entrevista se tomó en cuenta la opinión de expertos del área de la salud e ingenieros y así conocer las dos caras de la moneda y comparar sus opiniones, las respuestas de cada uno de ellos se plasman a continuación en el Cuadro 2.

4.1.1 Entrevista Estructurada

Cuadro 2. Lista de Control. Diálogo plasmado: Preguntas y Respuestas de la Entrevista.

Preguntas	Entrevistado 1: Ingeniero Mecánico	Entrevistado 2: Traumatólogo	Entrevistado 3: Ingeniero Biomédico
<p>Pregunta Nro. 1: De acuerdo a su experiencia Enumere las variables mecánicas, biomecánicas y de control que usted considere más importantes a evaluar para el diseño de un exoesqueleto o prótesis avanzada (inteligente)</p>	<p>Respuesta: Se deben tener protecciones eléctricas para posibles corrientes que se puedan devolver y afectar a la persona. Se debe tener una fuerza mínima para la activación de los motores, ya que aún en reposo, las señales musculares no son una recta. Debe haber un bloqueo mecánico que evite que se hagan movimientos que puedan lastimar al usuario. Es necesario que el exoesqueleto sepa en qué posición está el brazo.</p>	<p>Respuesta: No hubo respuesta por parte del entrevistado.</p>	<p>Respuesta: Velocidad de movimiento y fuerza máxima que desea ejercer, las señales electromiográficas son las variables más adecuadas para accionar aunque se pueden acompañar con un control de posición.</p>

Cuadro 2. Lista de Control. Diálogo plasmado: Preguntas y Respuestas de la Entrevista.

Preguntas	Entrevistado 1: Ingeniero Mecánico	Entrevistado 2: Traumatólogo	Entrevistado 3: Ingeniero Biomédico
Pregunta Nro. 2: En su opinión, ¿cuál es la mejor manera a la hora de diseñar la estructura del exoesqueleto con el fin de cubrir el mayor rango de movilidad permisible para las extremidades?	Respuesta: No hubo respuesta por parte del entrevistado.	Respuesta: No hubo respuesta por parte del entrevistado.	Respuesta: Acotar que extremidades desea potenciar y cuales grados de libertad le van a permitir a las mismas, todo depende de la aplicación y escalabilidad del proyecto.
Pregunta Nro. 3: Desde su óptica ¿Dónde considera usted que se pueden ubicar los mejores puntos de apoyo para generar la fuerza desarrollada por el exoesqueleto?	Respuesta: No hubo respuesta por parte del entrevistado.	Respuesta: No hubo respuesta por parte del entrevistado.	Respuesta: En los puntos de inserción de los músculos y los pivotes solidarios a las articulaciones del cuerpo, se debe tomar en cuenta las reacciones del accionamiento.
Pregunta Nro. 4: Según su criterio, ¿Qué factores se deben tomar en consideración para garantizar una experiencia confortable al usuario durante el uso del exoesqueleto?	Respuesta: Consideren agregar un contrapeso para evitar que la persona tenga problemas de equilibrio cuando esté levantando las cargas o tenga puesto el exoesqueleto. De igual forma los puntos de contacto con el cuerpo deben ser acolchados, en especial en los hombros. Hay que buscar alterar lo menos posible el centro de masa.	Respuesta: No hubo respuesta por parte del entrevistado.	Respuesta: Ser cómodo de cargar, el traje a pesar de ser una carga extra para el usuario, no debe generarle incomodidades o posiciones no confortables, por otro lado sería bueno que fuese ajustable a diferentes medidas de cuerpos.

Cuadro 2. Lista de Control. Diálogo plasmado: Preguntas y Respuestas de la Entrevista.

Preguntas	Entrevistado 1: Ingeniero Mecánico	Entrevistado 2: Traumatólogo	Entrevistado 3: Ingeniero Biomédico
<p>Pregunta Nro. 5: Desde su experiencia ¿Qué áreas son las más propensas a sufrir una reacción producida por el accionamiento del exoesqueleto y como considera usted que se puede minimizar o evitar este efecto?</p>	<p>Respuesta: La columna puede sufrir por el peso, más no por el movimiento. Un diseño que contemple algo parecido a una faja puede ayudar a reducir ese riesgo, ya que distribuye de mejor manera la fuerza.</p>	<p>Respuesta: La columna es una zona delicada, por lo que se debe tener en cuenta que la espalda no absorba toda la carga que se pretende levantar, se debería redirigir hacia las piernas una parte. También existe el riesgo de fracturas y luxaciones de hombro mientras se carga el equipo.</p>	<p>Respuesta: La columna, sobretodo por la posición en que se levanten las cargas.</p>
<p>Pregunta Nro. 6: En su opinión. Mencione las medidas de seguridad a tener en cuenta a la hora de diseñar un exoesqueleto según su experiencia</p>	<p>Respuesta: Debe existir un mecanismo de liberación para el usuario. Un pulsador normalmente cerrado que al activarlo desenergice los motores y evite que la persona se haga daño.</p>	<p>Respuesta: No hubo respuesta por parte del entrevistado.</p>	<p>Respuesta: Las mismas articulaciones que se potencien, si por una falla de control o mecánica se excede el movimiento de alguna de ellas se puede tener una luxación o incluso fractura.</p>

Cuadro 2. Lista de Control. Diálogo plasmado: Preguntas y Respuestas de la Entrevista.

Preguntas	Entrevistado 1: Ingeniero Mecánico	Entrevistado 2: Traumatólogo	Entrevistado 3: Ingeniero Biomédico
<p>Pregunta Nro. 7: De acuerdo a su experiencia. ¿Qué tan certeras son las lecturas que se pueden obtener mediante el sensado de la electromiografía (actividad eléctrica muscular)?</p>	<p>Respuesta: Las señales musculares son variables entre una persona y otra. Incluso factores como el estado de ánimo o el ritmo cardiaco pueden hacer que las señales de un mismo individuo sean diferentes. Es recomendable obtener la señal envolvente, que es una señal filtrada. Es una señal más limpia, pero con mayor latencia. Una variación de 5mm en la posición del sensor afecta notoriamente la señal.</p>	<p>Respuesta: No hubo respuesta por parte del entrevistado.</p>	<p>Respuesta: Son certeras más son desordenadas por el hecho de que existen muchas señales que pasan por un mismo punto, se debe buscar filtrar la de interés, además existe una señal que domina cada músculo.</p>

<p>Pregunta Nro. 8: Desde el punto de vista del diseño del sistema de control y de acuerdo a su experiencia ¿Cómo pueden ser sensadas las variables de interés para el accionamiento del dispositivo y cómo eliminar el ruido o error de las señales sensadas?</p>	<p>Respuesta: Es ideal tener una referencia física que permita ubicar el sensor siempre en más o menos el mismo lugar. La persona debe evitar tener contacto con elementos metálicos, ya que esto altera las lecturas. Es recomendable usar un sensor que te pueda dar la señal envolvente, ya que es más limpia y elimina los picos. Se debe calibrar de forma continua para obtener una señal más real.</p>	<p>Respuesta: No hubo respuesta por parte del entrevistado.</p>	<p>Respuestas: Las señales eléctricas musculares se pueden sensar por medio de sensores electromiográficos que existen en el mercado actual que incluso ya traen filtros incorporados y amplificadores que eliminan ruido, la posición se puede sensar mecánicamente con sensores resistivos como los que usan los flotantes de los autos.</p>
---	---	---	--

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

A partir de las respuestas arrojadas por los profesionales, se plasma un panorama más claro con el fin de dar solución al problema, Desde el punto de vista anatómico se concluye que el punto o eslabón más crítico a fallar es la columna, por ende debe de ser esta la zona más protegida al utilizar el traje, evitando que la misma se vea sometida a la carga que se pretende levantar, para ello, lo ideal es transferir esta fuerza hacia las piernas siendo estas dos de los eslabones o extremidades más fuertes del cuerpo, por otro lado, en cuanto a la actividad eléctrica muscular se considera el hecho de ser una actividad variable para cada ser humano, donde la misma depende no solo del estado físico del individuo si no emocional, de su alimentación e incluso hora del día, por lo cual esto es un factor a tener en cuenta a la hora de calibrar el prototipo, además que la detección de cada señal puede ser un tanto compleja por la cantidad de actividad eléctrica que existe de otras fibras musculares, para ello debe de existir una fase de prueba y error hasta dar con el músculo de interés en cuanto a las señales eléctricas se refiere.

Las variables mecánicas a tomar en cuenta son similares a aquellas utilizadas a la hora de diseñar un robot antropomórfico donde se debe acotar la carga máxima a elevar en una condición crítica y la velocidad tope promedio a la que se desea que se desplace angularmente, lo mismo se

debe seleccionar para el exoesqueleto, se debe determinar la carga máxima por extremidad y en función de ello una velocidad que será clave para la escogencia del motor o sistema de actuación que se requiera. En cuanto a la ergonomía, existen ciertas zonas que deben permitir graduarse, ya que las longitudes de las extremidades superiores (conocido como alcance) es variable según la persona.

4.2 Fase II: Análisis de las variables que intervienen en la movilidad y multiplicación de fuerza en las extremidades superiores del usuario.

Una vez identificadas las variables de diseño necesarias para proceder con el desarrollo del prototipo, se procede a analizar cada una de ellas y el cómo afectan en la selección de los distintos mecanismos, ya que la selección, diseño y construcción de los subsistemas presentes en el prototipo serán consecuencia de las variables biomecánicas de interés por el hecho de ser estas las que se buscan maximizar. Cada una de estas variables liderará el diseño según su naturaleza, ya sea desde el punto de vista mecánico o electrónico. A continuación, se presentarán ciertas herramientas de análisis de datos y el desglose de los mismos.

4.2.1 Diagrama de Ishikawa

El diagrama de causa y efecto es una de las herramientas de análisis de datos más utilizadas a la hora de tratar una problemática particular, sobre todo en la industria. Para la presente investigación se levantará el diagrama en función del hecho de multiplicar las capacidades biomecánicas del cuerpo humano, donde las ramificaciones corresponderán a las áreas a tratar para que el prototipo funcione según lo deseado, para ello existen criterios que deben ser acotados por el diseñador con el fin de limitar el diseño a un tope de potenciamiento.

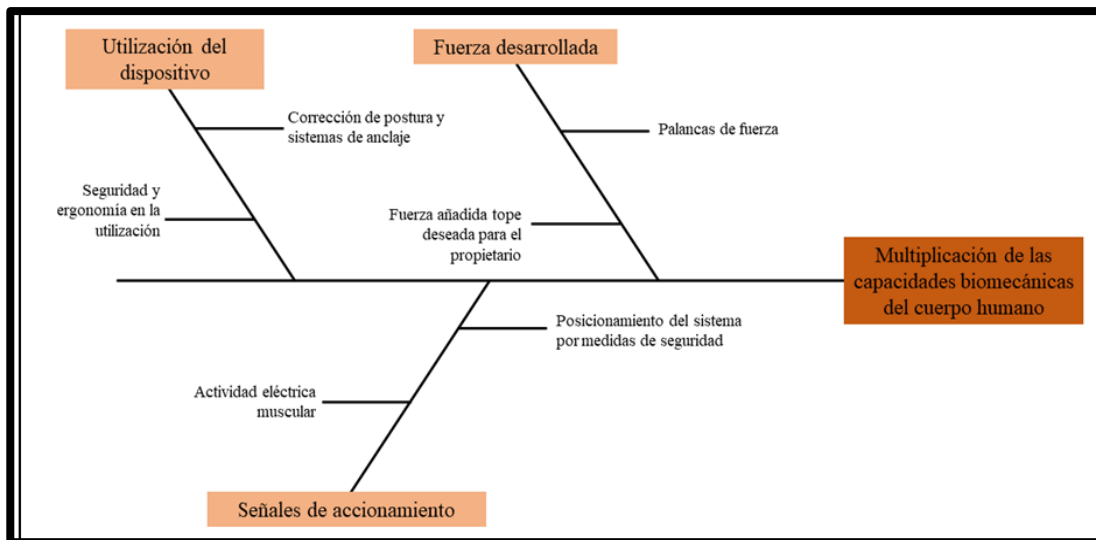


Figura 10. Diagrama de Ishikawa

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Como se observa en el diagrama presentado en la figura 10, existen 3 eslabones básicos dentro de las variables biomecánicas, donde si se toma la primera de derecha a izquierda se tiene la fuerza desarrollada como primera área e incluso la de mayor importancia, ya que la misma será aquella capacidad extra que se le otorgará al individuo dentro de su contexto diario, ahora bien, esta fuerza debe ir en función de la anatomía estándar para un ser humano promedio y de cuánta carga se desea elevar en cada una de las extremidades superiores, para ello esto debe ser acotado con anterioridad y así obtener el momento necesario para elevar y descargar el objeto cargado.

Para acotar la carga máxima (solo delegando el trabajo al prototipo) se plantea la condición estática, es decir, la máxima carga que podrá soportar el dispositivo para su condición de momento mayor; cabe destacar que los momentos serán las verdaderas limitantes ya que las articulaciones no son más que puntos de pivotes articulados para distintos eslabones los cuales se ven sometidos a ciertas palancas de fuerza a vencer.

En cuanto al control del dispositivo, el mismo debe ser ejecutado mediante señales de accionamiento provenientes del mismo sujeto, ya que no sería práctico ejecutar la acción mediante botones o controles analógicos, para ello el mejor prospecto que se ha presentado es la utilización de señales electromiográficas que no es más que captar la actividad eléctrica muscular que se produce al realizar las distintas contracciones musculares a la hora de ejecutar cualquier movimiento, el detalle recae en que estas señales no son constantes ya que varían según diversos

factores como lo son: esfuerzos realizados por el músculo, momento del día, estado de ánimo, alimentación, aislamiento eléctrico, entre otros factores que pueden influir por lo que se debe pensar en un sistema de autocalibrado previo y durante la utilización del prototipo y así obtener un rango óptimo de medición de la señal bajo el cual se pueda trabajar y accionar los actuadores.

Por otro lado, por medida de seguridad se debe controlar la posición en la que se encuentra la carga independiente de la electromiografía que arrojen los sensores, esto con el fin de no exceder el movimiento y provocar lesiones en las articulaciones o eslabones de la extremidad, para ello es conveniente utilizar elementos de final de carrera e incluso otros que permitan sensar posiciones angulares de cada eslabón. Ahora bien, teniendo en consideración la utilización del dispositivo, se debe tomar en cuenta factores de seguridad lo suficientemente concretos para que garanticen un uso seguro y eficiente al portador, ya que el prototipo será una extensión directa del cuerpo humano en contacto con el mismo y no se deben permitir ningún tipo de fallas, ya que esto recaerá directamente en la estructura musculoesquelética del individuo; por último el confort y ergonomía debe estar planteado en el diseño con el fin de que se tenga un prototipo de fácil montaje y cómoda utilización.

4.2.2 Palancas de fuerza en el brazo

Independientemente del tipo de actuador y sistema de transmisión de fuerza utilizado, el principio de la palanca es quien va a regir este diseño, ya que el cuerpo humano no es más que una combinación sucesiva de los diferentes tipos de palancas como se ha mencionado con anterioridad en esta investigación, por ende, las fuerzas que se deseen ejercer no elevarán directamente la carga si no que buscarán generar una palanca opuesta que realice el trabajo, de ahí el hecho de que la antropometría del cuerpo humano sea tomada en cuenta para los diagramas de fuerza y momento, por ejemplo, en el caso de la articulación del codo, para que el bicep al contraerse eleve una carga, el mismo debe ejercer una palanca que venza la misma originada por la carga multiplicada por la longitud desde el codo hasta el punto donde la carga se ejerce. Ahora bien, en el ejemplo anterior se tiene una palanca de grado 3 ya que la carga se encuentra en el extremo y la fuerza ejercida se encuentra entre el fulcro y la carga, por lo que no es una palanca diseñada para ejercer grandes fuerzas, pero con la utilización del prototipo la misma se puede convertir en una palanca de grado 1 aprovechando las distancias en todo su esplendor. En la figura 11 se tiene una representación gráfica de cómo funciona la palanca de fuerza de tercer grado al contraer el bíceps para elevar una carga al pivotar el antebrazo.

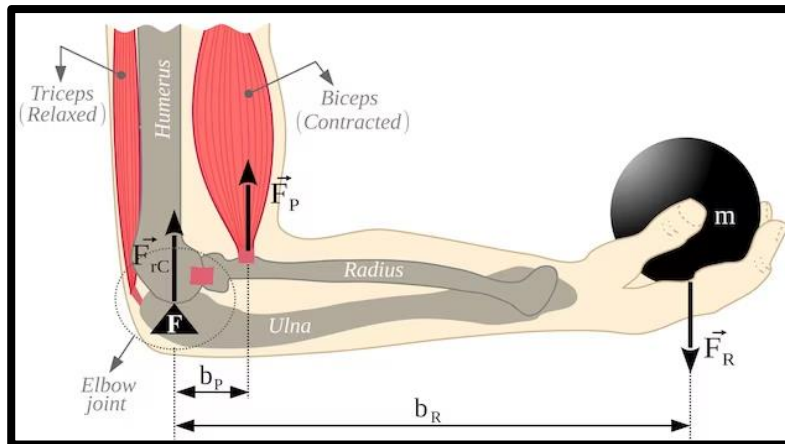


Figura 11. Palanca de tercer grado en el cuerpo humano
Fuente: Freepik (2010)

Tomando en consideración diseños precursores en el mundo de los exoesqueletos se puede apreciar como el Guardian XO de la empresa Sarcos acota su carga máxima a manipular alrededor de las 200lbs (90kg) accionando ambas extremidades simultáneamente, estos son criterios escogidos según la aplicación del ejemplar, para el caso del Guardian XO su aplicación es directamente industrial y busca proporcionar alrededor de 100lbs extra para cada extremidad y poder movilizar cargamentos, materiales, entre otros objetos con mayor comodidad. Una vez comentado esto, se toma como primer criterio escoger o acotar la fuerza que ejercerá el prototipo y partiendo de dicha premisa se deben calcular las palancas a vencer para así determinar la distancia en la cual se va a ejercer dicha fuerza resistiva.

4.2.3 Equilibrio del exoesqueleto

Una vez determinadas las palancas se deben determinar las reacciones que podría generar el accionamiento de los músculos artificiales con el fin de ubicar ciertas estructuras de apoyo y compensación para que el cuerpo humano no se vea comprometido o afectado, uno de dichos casos puede ser el hecho de un desbalance a la hora de elevar una carga que ejerza una palanca tal que el centro de masa se desplace fuera del área de la base, para ello existen diversas soluciones como puede ser un centro de masa más bajo, utilizar contrapesos o tener un área de apoyo mayor y extendida a lo largo del sentido en el que ocurriría el desplazamiento angular por una palanca de fuerza generada por cargas externas, esto es algo similar al fenómeno que experimentan ciertos vehículos al volcarse durante una curva pronunciada a altas velocidades.

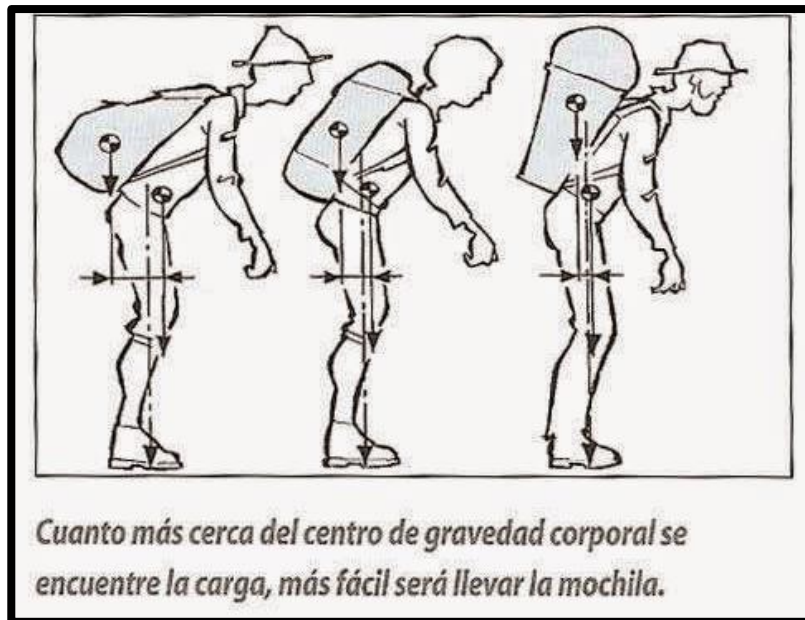


Figura 12. Ubicación del centro de gravedad
Fuente: Fisioterapia (2015)

En la figura 12 se observa como el desplazamiento de una carga lejos del centro de gravedad genera una dificultad para transportarla o mantenerla, esto por el hecho a que genera una palanca contraria a la que el cuerpo resiste y busca un desequilibrio.

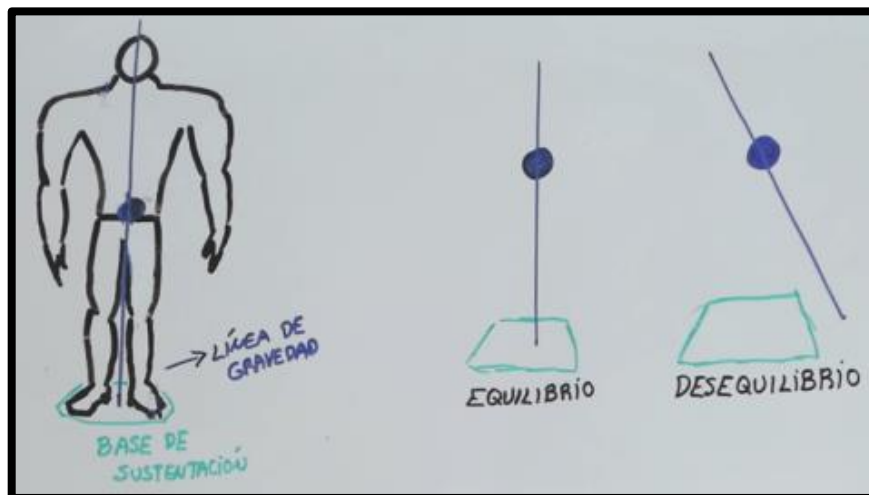


Figura 13. Punto de desequilibrio
Fuente: Physiographics (2018)

Para la figura 13 se observa que el fenómeno del desequilibrio al sacar el centro de gravedad fuera de la línea perpendicular del área de la base, una vez esto ocurre se entra en un estado de desequilibrio, donde el ser humano por reflejo buscará o compensar el área abriendo sus piernas o por el contrario inclinarse en sentido contrario para compensar la carga.

4.2.4 Características ergonómicas del exoesqueleto

En cuanto a la ergonomía del diseño uno de los factores a tomar es la movilidad y peso del mismo, ya que al buscar aliviar carga al ser humano no sería prudente que el prototipo pesara lo suficiente como para que el usuario experimente una fatiga temprana durante su utilización, dentro de este problema entra en juego la escogencia de los materiales que deben de cumplir con características de resistencia a los diversos esfuerzos a los que se sometan las extremidades del traje como también con una baja densidad que permita un cómodo transporte y utilización. Otro punto a tocar en la ergonomía es la autonomía que debe tener el usuario para colocarse el prototipo sin ayuda de agentes externos ni terceras personas, debe ser un proceso sencillo y relativamente rápido para que el mismo justifique la utilización de un exoesqueleto en vez de añadir mano humana extra a la operación que se desee realizar. Todos estos criterios analizados se terminarán de desglosar y concretar durante las fases de diseño del prototipo.

4.2.5 Grados de movilidad en la anatomía del exoesqueleto

Al hacer referencia a los grados de movilidad no es más que hablar de los grados de libertad del mecanismo que rige las articulaciones del prototipo (particularmente las articulaciones permitidas con las que contará) donde un caso ideal es que la mayoría de sus articulaciones sean potenciadas o tengan cierta función de apoyo que permitan realizar el trabajo pesado de una manera mucho más cómoda. Las articulaciones motrices o potenciadas deberán acotarse según el diseño deseado. En el caso del presente proyecto de investigación, al tratarse de un prototipo, lo que se busca es potenciar los miembros superiores mientras que el tren inferior quedará naturalmente libre para cada individuo, además se acotan los movimientos de las extremidades superiores a levantamientos frontales más no laterales.

4.3 Fase III: Selección de la mejor alternativa de diseño que permita potenciar las capacidades humanas.

Luego de haber estudiado las variables que intervienen en la movilidad del cuerpo humano, y teniendo una perspectiva clara del problema, se procede a plantear las posibles soluciones al problema. Se analizarán distintas soluciones, y al aplicar los criterios y restricciones pertinentes, se podrá seleccionar la solución que mejor se adapte a lo deseado.

En la fase de diseño existe un sinnúmero de posibles soluciones al problema, por lo que es pertinente en primer lugar, escoger un mecanismo. Dicho proceso es el que se lleva a cabo en esta

sección, siendo el objeto de estudio el apartado de la transmisión de potencia y el accionamiento del exoesqueleto. Existen diversas formas de transmitir potencia, siendo una mejor que otra dependiendo únicamente de la necesidad que se desea satisfacer y las restricciones planteadas.

4.3.1 Exoesqueleto con músculos neumáticos. Posible solución 1 (PS1)

Se propone que el accionamiento del exoesqueleto se dé por medio de músculos neumático, los cuales se encarguen de emular la flexión de músculos como el bíceps. Y es que los músculos neumáticos emulan a los reales, ya que ejercen fuerza de tracción al contraerse. Con esto en mente, se puede plantear un sistema con músculos neumáticos que se utilice para elevar cargas y se acople a la forma del cuerpo. Para su funcionamiento, sería necesaria la incorporación de un compresor el cual sería el encargado de proporcionar el aire requerido. Los músculos neumáticos tienen una serie de ventajas que los hacen llamativos, como lo es su fuerza en relación a su tamaño, que es mayor si se compara con un cilindro neumático de iguales características. Sin embargo, se debe tener en cuenta que los músculos neumáticos tienen una longitud máxima de retracción, por lo que el rango de movimiento del exoesqueleto se verá limitado por sus dimensiones. Un modelo de exoesqueleto potenciado por músculos neumáticos se visualiza en la figura 14.



Figura 14. Exoesqueleto con músculos neumáticos
Fuente: AlexLab (2021)

4.3.2 Exoesqueleto con cilindros neumáticos. Posible solución 2 (PS2)

En segundo lugar, se plantea la creación de un exoesqueleto con cilindros neumáticos. Estos actuadores lineales serán los que, al avanzar y retroceder, eleven y bajen la carga al impulsar el extremo contrario a la carga en la barra articulada. Al igual que en el primer caso, se plantea el uso de sistemas neumáticos debido a su alta velocidad de respuesta y a su fuerza. Adicionalmente, el uso de aire como fluido de trabajo tiene sus ventajas con respecto a otros como el aceite, ya que el aire se consigue en todos lados, y no es necesario que el exoesqueleto tenga un cárter, caso contrario al de un exoesqueleto hidráulico.

Por otro lado, se tiene como ventaja que este es un sistema que se ha comprobado que funciona, ya que en Hacksmith Industries construyeron un modelo accionado por actuadores neumáticos. De igual manera, sigue siendo necesario cargar un compresor que proporcione el aire comprimido para su funcionamiento, al igual que la fuente de alimentación para dicho compresor. Un ejemplo de este sistema se observa en la figura 15.

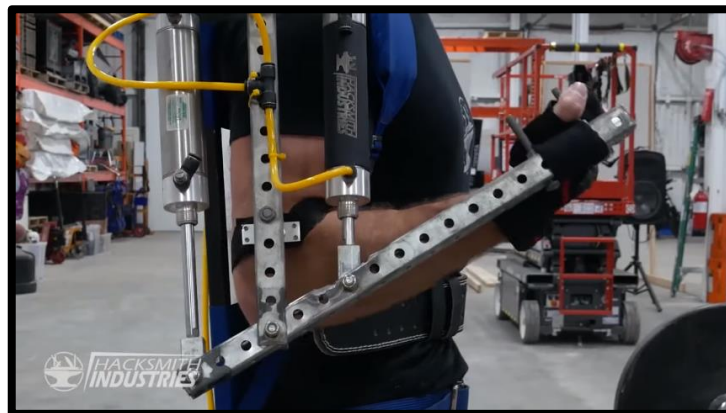


Figura 15. Exoesqueleto con actuadores neumáticos
Fuente: Hacksmith Industries (2020)

4.3.3 Exoesqueleto con servomotores y poleas. Posible solución 3 (PS3)

En tercer lugar, se plantea la creación de un exoesqueleto utilizando servomotores y un sistema de poleas. Los servomotores son motores de gran precisión bastante similares a los motores DC, con la diferencia de que estos cuentan con una caja reductora, haciendo que sean motores de alto torque. Se propone la incorporación de un sistema de poleas que, unido al servomotor, puedan elevar la carga empleando una relación de transmisión 1:1.

Se propone que la distribución de las poleas sea tal que, la línea de tiro del cable de acero esté ubicada en el mismo plano en el que se ejerce la carga. Se plantea que, de forma ideal, la tensión en ambos extremos del cable debe ser igual, por lo que las cargas deben ser las mismas.

De esta forma, no habrá ventaja mecánica de ningún tipo de la carga con respecto a la fuerza que ejerce el cable de acero.

La principal desventaja de este sistema es la limitación de movimiento que tienen los servomotores debido a su construcción, ya que estos solo pueden girar en un rango de hasta 180° , limitando así considerablemente el movimiento. Por este motivo, se deben manejar relaciones 1:1, ya que, de lo contrario, se necesitaría un mayor número de vueltas para un mismo recorrido. En la figura 16, se presenta el concepto de un exoesqueleto con guayas y poleas usado en la rehabilitación del dedo índice.

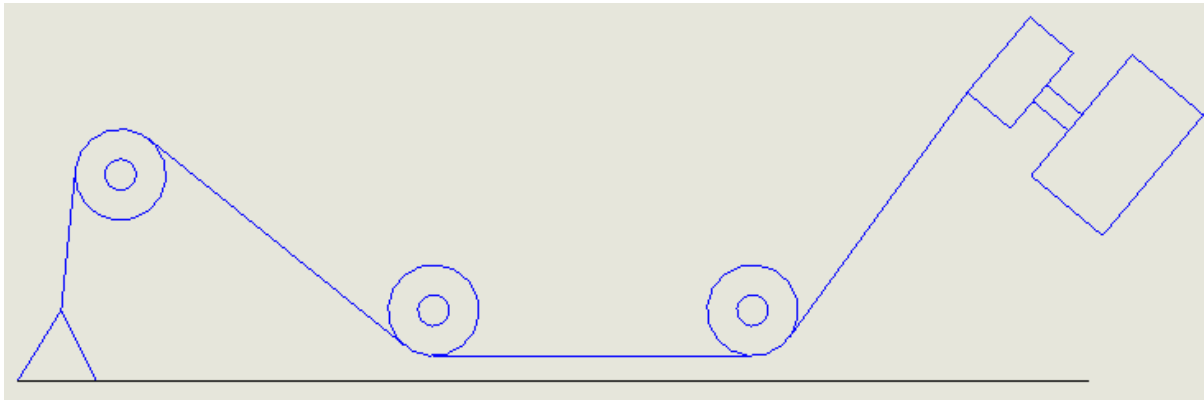


Figura 16. Boceto de exoesqueleto con poleas y guaya.

Fuente: García G, Gubaira C (2024)

4.3.4 Exoesqueleto con motor de limpiaparabrisas y polipasto. Posible solución 4 (PS4)

Esta propuesta deriva de la anterior, ya que plantea también el sistema de poleas y cables de acero para el exoesqueleto, con la diferencia de que se propone el uso de motores de limpiaparabrisas en lugar de servomotores. Estos motores no tienen un torque tan elevado como el de los servomotores, pero son libres de girar 360° sin ningún tipo de restricción. Para compensar la falta de torque que tienen estos motores con respecto a los anteriormente planteados, se plantea la incorporación de una relación de transmisión por medio de poleas móviles, haciendo un sistema polipasto.

Y es que, al agregar una polea móvil, la fuerza que se debe ejercer la carga se reduce hasta la mitad. Pero como todo, esto tiene un costo, y es que el desplazamiento para recorrer una misma distancia se multiplica por el mismo factor. Ahora, para que el brazo se eleve una distancia X , el motor tendrá que hacer que el cable se desplace a una distancia $2X$. Esto no parece ser un

inconveniente mayor, hasta que se tiene en cuenta el tiempo que sería necesario para levantar la carga al tener que recorrer una mayor distancia. En las figuras 17 y 18 se puede visualizar tanto el mecanismo de un polipasto como un ejemplo de un exoesqueleto utilizando un motor de limpiaparabrisas.

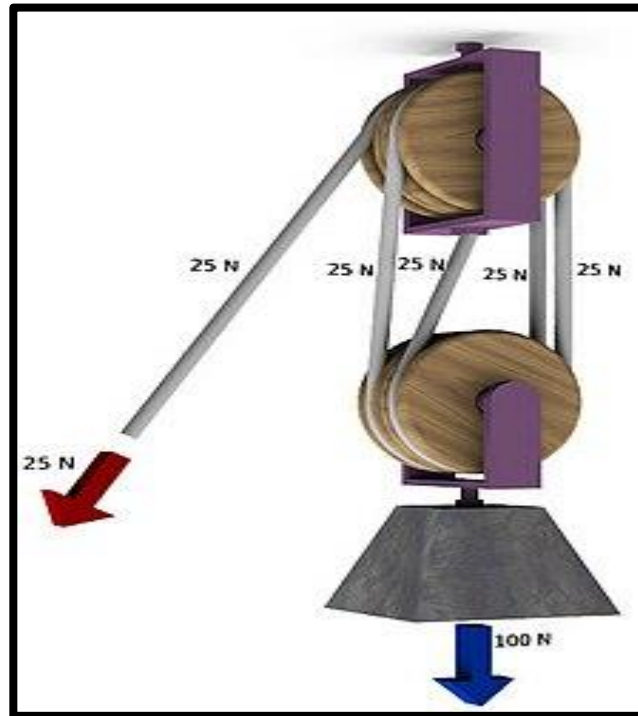


Figura 17. Distribución de fuerzas en un polipasto
Fuente: Wikipedia (2024)

En la figura 17, se observa la distribución de fuerzas en un polipasto. Al incorporar una polea móvil en el mecanismo, la fuerza requerida para elevar una carga se reduce, mientras que la distancia a la que debe ser halada la misma cuerda para levantar la carga aumenta en igual proporción.



Figura 18. Exoesqueleto con motor de limpiaparabrisas

Fuente: Xacata (2017)

4.3.5 Exoesqueleto con motor dc y tornillo sinfín. Posible solución 5 (PS5)

Por otro lado, se plantea una quinta y última solución, en la que el accionamiento del exoesqueleto será por medio de motores eléctricos DC y una barra roscada, obteniendo lo que se conoce como actuador lineal. Los motores DC no solo son más baratos que otro tipo de motores eléctricos, sino que son fáciles de utilizar. Algunos motores DC pueden conseguir velocidades de hasta 30.000rpm, pero con un bajo torque. Esto puede compensarse por medio de una relación de transmisión elevada. Debido a esto, se plantea el uso de un tornillo sinfín en la transmisión, ya que no solo dará una relación altamente resistente y confiable, sino que lo hará en un espacio reducido y en una sola transición, a diferencia de si se hiciera con engranajes en cascada.

La reducción aumentaría notablemente el torque, bajando la velocidad angular. Pero, ya que se tendría una velocidad en la entrada bastante considerable, en la salida se tendría de igual forma una buena velocidad que permita elevar y bajar las cargas rápidamente. Se trata de un sistema que compensa las fallas que presentan los demás. Un ejemplo de un sistema afín se tiene en la figura 19.

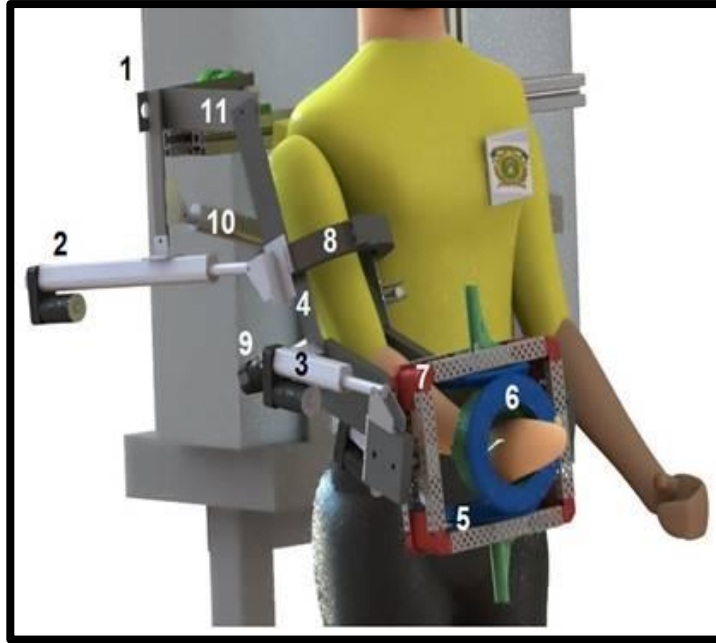


Figura 19. Exoesqueleto con actuadores lineales
Fuente: Cruz, Vilchis, Zúñiga, Ávila, Hernández (2017)

4.3.6 Selección de la mejor solución

Durante esta etapa en el diseño, se busca evaluar críticamente todas las posibles soluciones planteadas, con el objetivo de descubrir cuál es la mejor, de acuerdo con las exigencias establecidas para el sistema a diseñar. Se debe tener en cuenta que para que una propuesta se convierta en la solución definitiva, esta debe cumplir con todas las restricciones aplicadas al diseño.

4.3.7 Ponderación de criterios

En el presente apartado, se procede a aplicar la nomenclatura propuesta en relación a las posibles soluciones (PS)_n son:

- (PS)1: Exoesqueleto con músculos neumáticos.
- (PS)2: Exoesqueleto con cilindros neumáticos.
- (PS)3: Exoesqueleto con servomotores y poleas.
- (PS)4: Exoesqueleto con motor de limpiaparabrisas y polipasto.

- (PS)5: Exoesqueleto con motor DC y tornillo sinfin.

Luego de haber planteadas las posibles soluciones, es necesario elegir la mejor de ellas, la cual será la que se diseñe y construya. Esto se hará por medio de los criterios establecidos. Dichos criterios no tienen el mismo valor, habiendo algunos considerados más importantes que otros. Estos criterios tienen una escala del 1 al 6, siendo el 1 considerado menos importante y el 6 considerado el más importante. Los criterios escogidos fueron:

- C1: Buena confiabilidad funcional: Que la transmisión de potencia sea robusta y confiable.
- C2: Bajo costo de fabricación: Que la adquisición de las piezas sea económica sin sacrificar la funcionalidad.
- C3: Mayor facilidad de construcción: Que la construcción del prototipo sea sencilla, tomando en cuenta la forma en que la potencia será transmitida.
- C4: Mayor velocidad de respuesta: La potencia puede transmitirse de forma efectiva rápidamente.
- C5: Menor mantenimiento: El prototipo tiene pocas exigencias en cuanto a mantenimiento.
- C6: Menor peso: El equipo es ligero.

Cuadro 4. Ponderación de criterios.

Criterio	Ponderación	Orden de importancia
C1	6	Primero
C2	5	Segundo
C3	3	Cuarto
C4	4	Tercero
C5	1	Sexto
C6	2	Quinto

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

4.3.8 Ponderación de soluciones con respecto a cada criterio.

Partiendo de las posibles soluciones finales seleccionadas anteriormente, se relacionan sus criterios entre sí, comparándolas, con el objetivo de obtener valores lógicos de comprobación. Las

dos soluciones cumplen con las restricciones, por lo que se debe ver cuál es mejor según los criterios establecidos.

Cuadro 5. Soluciones evaluadas con respecto a C1 (Buena confiabilidad funcional)

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En el cuadro 5, se evalúan las propuestas con respecto a la confiabilidad funcional. En primer lugar, se considera a la PS5, debido a que las transmisiones mecánicas se consideran sumamente seguras y robustas, contando con menos equipos que se puedan dañar. En segundo y tercer lugar se consideran las opciones neumáticas, ya que, pese a ser sistemas ampliamente utilizados a nivel industrial, siempre existe el riesgo de fugas y de fallas en los compresores. En cuarto y quinto lugar se consideraron las opciones que utilizan poleas y cables de acero.

Cuadro 6. Soluciones evaluadas con respecto a C2 (Bajo costo de fabricación)

C ₁	PS1	PS2	PS3	PS4	PS5	Puntaje obtenido
PS1						4
PS2						3
PS3						2
PS4						1
PS5						5
Orden de aceptación	2do	3ro	4to	5to	1ero	

C ₂	PS1	PS2	PS3	PS4	PS5	Puntaje obtenido
PS1						2
PS2						1
PS3						3
PS4						5
PS5						4
Orden de aceptación	4to	5to	3ro	1ero	2do	

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En el cuadro 6, se evalúan las propuestas con respecto a sus costos de fabricación. La PS4 es considerada la mejor opción en este aspecto, ya que los motores de limpiaparabrisas se pueden conseguir con facilidad, pudiendo incluso ser reciclados en algunos casos. La segunda mejor opción en este aspecto es la PS5, ya que es posible conseguir el conjunto de tornillo sinfín y corona a precios accesibles, sin tomar en consideración que también se pueden mandar a fabricar. En tercer lugar, se coloca al exoesqueleto con servomotores y poleas. Escala hasta este puesto ya que los servomotores tienen precios relativamente elevados al compararlos con los motores DC y los de limpiaparabrisas. Por su parte, los dos sistemas neumáticos son considerados los más costosos, debido a que no solo habría que tener una fuente de energía eléctrica para moverse, como es el caso de las demás soluciones, sino que se debe adquirir un compresor, lo cual aumentaría los costos de fabricación de manera considerable.

Cuadro 7. Soluciones evaluadas con respecto a C3 (Mayor facilidad de construcción)

C ₃	PS1	PS2	PS3	PS4	PS5	Puntaje obtenido
PS1						3
PS2						4
PS3						2
PS4						1
PS5						5
Orden de aceptación	3ro	2do	4to	5to	1ero	

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En el cuadro 7, se evalúan las propuestas tomando en cuenta su facilidad de construcción. Se considera que la opción del tornillo sinfín y corona es la opción más sencilla de construir. Seguidamente, se considera la PS2 como la más fácil de montar luego de la PS1, porque, aunque el sistema vaya a ser parecido, el uso de un compresor y mangueras dificulta más el trabajo. En tercer lugar, se coloca la PS1, ya que, aunque el sistema sería similar, se considera que el uso de músculos neumáticos es más complejo. Se consideran a la PS3 y PS4 las más difíciles de montar, debido al uso de sistemas con guayas y cables de acero.

Cuadro 8. Soluciones evaluadas con respecto a C4 (Mayor velocidad de respuesta)

C4	PS1	PS2	PS3	PS4	PS5	Puntaje obtenido
PS1						4
PS2						5
PS3						2
PS4						1
PS5						3
Orden de aceptación	2do	1ero	4to	5to	3ro	

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En cuanto a C4, se considera que la mejor opción es la PS2, seguido de la PS1. Los sistemas neumáticos tienden a tener una velocidad de respuesta muy elevada, por lo que esta es una de sus virtudes. En tercer lugar, se ubica la solución con el tornillo sinfín y la corona. Detrás de la PS5, se encuentran la PS3 y PS4 respectivamente. El sistema con servomotores tiende a ser más lento debido a que utiliza una caja reductora dentro de sí, mientras que el sistema con motor de limpiaparabrisas debe recorrer una mayor distancia en la entrada para poder tener un mismo desplazamiento en la salida (esto debido al sistema del polipasto).

Cuadro 9. Soluciones evaluadas con respecto a C5 (Menor mantenimiento)

C₄	PS1	PS2	PS3	PS4	PS5	Puntaje obtenido
PS1						4
PS2						3
PS3						2
PS4						1
PS5						5
Orden de aceptación	3ro	2do	4to	5to	1ero	

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Por otro lado, en el cuadro 9 se puede observar las soluciones evaluadas con respecto al mantenimiento, en donde, nuevamente, la mejor opción es la PS5. Las transmisiones con tornillo sinfín y corona son robustas y requieren de poco mantenimiento siempre que tengan una buena lubricación. De igual manera, los músculos neumáticos requieren de poco mantenimiento, como es el caso de los cilindros neumáticos. Por su parte, a pesar de que las transmisiones con poleas y guayas no son muy exigentes en cuanto a mantenimiento, requieren de una revisión mensual para asegurar su integridad física, y de esa manera no comprometer al usuario.

Cuadro 10. Soluciones evaluadas con respecto a C6 (Menor peso)

C ₄	PS1	PS2	PS3	PS4	PS5	Puntaje obtenido
PS1						2
PS2						1
PS3						4
PS4						5
PS5						3
Orden de aceptación	3ro	2do	4to	5to	1ero	

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En última instancia, se evalúa el peso del mecanismo. En este caso, la clara ventaja la llevan los mecanismos que trabajan con poleas y guayas, en concreto el del motor de limpiaparabrisas, debido a que estos tienen un peso menor que los servomotores, que vienen con una caja reductora dentro de sí. En tercer lugar, se ubica la transmisión con el tornillo sinfín, el cual siempre tendrá un peso menor que los dos sistemas neumáticos, los cuales deben incorporar un compresor.

4.3.9 Ponderación final

Para obtener cual es la mejor solución, se relaciona la ponderación de cada criterio con cada solución, obteniendo un valor numérico. La solución que tenga mayor puntaje será la solución final. En el cuadro 11, se muestra el valor de cada solución con respecto a la ponderación de los criterios.

Cuadro 11. Valor final de cada solución.

C_x	$C_x \times P_{1x}$	$C_x \times P_{2x}$	$C_x \times P_{3x}$	$C_x \times P_{4x}$	$C_x \times P_{5x}$
C1	$C_1 \times P_{11} = 24$	$C_1 \times P_{21} = 18$	$C_1 \times P_{31} = 12$	$C_1 \times P_{41} = 6$	$C_1 \times P_{51} = 30$
C2	$C_2 \times P_{12} = 10$	$C_2 \times P_{22} = 5$	$C_2 \times P_{32} = 15$	$C_2 \times P_{42} = 25$	$C_2 \times P_{52} = 20$
C3	$C_3 \times P_{13} = 9$	$C_3 \times P_{23} = 12$	$C_3 \times P_{33} = 6$	$C_3 \times P_{43} = 3$	$C_3 \times P_{53} = 15$
C4	$C_4 \times P_{14} = 16$	$C_4 \times P_{24} = 20$	$C_4 \times P_{34} = 8$	$C_4 \times P_{44} = 4$	$C_4 \times P_{54} = 12$
C5	$C_5 \times P_{15} = 4$	$C_5 \times P_{25} = 3$	$C_5 \times P_{35} = 2$	$C_5 \times P_{45} = 1$	$C_5 \times P_{55} = 5$
C6	$C_6 \times P_{16} = 4$	$C_6 \times P_{26} = 2$	$C_6 \times P_{36} = 8$	$C_6 \times P_{46} = 10$	$C_6 \times P_{56} = 6$
	$\sum(C_x \times P_{1x})$ 67	$\sum(C_x \times P_{2x})$ = 60	$\sum(C_x \times P_{3x})$ 51	$\sum(C_x \times P_{4x})$ = 49	$\sum(C_x \times P_{5x})$ = 88

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En el cuadro 11, se obtuvo la ponderación final de cada solución, al multiplicar los puntajes obtenidos en los cuadros 5, 6, 7, 8, 9 y 10 por las ponderaciones designadas para cada criterio en el cuadro 4. De esta manera, se concluye que el diseño que mejor se adapta a la problemática planteada es el del actuador lineal con tornillo sinfín y corona. Por ende, es el sistema a diseñar.

4.4 Fase IV: Diseño del sistema de exoesqueleto seleccionado para multiplicar las capacidades físicas del cuerpo humano

El diseño del prototipo es donde se justifica matemáticamente el buen funcionamiento del sistema impidiendo así que el mismo falle, para ello, se tomó en cuenta la situación más crítica en la que se pueda encontrar el prototipo, para así garantizar que no ocurra una ruptura o deformación de la estructura en sí, además el sistema electrónico y eléctrico se diseña con el fin de garantizar

una alimentación que otorgue un buen grado de autonomía y un circuito que cumpla con los requisitos de trabajo. Ahora bien, el diseño se llevó a cabo por secciones o fases, que inician con la toma de medidas anatómicas de un modelo sobre el cuál se pretenda diseñar y a partir de ello se determinó la máxima carga y velocidad de interés. Se procede a determinar los esfuerzos a los que serán sometidos los distintos componentes.

4.4.1 Diseño mecánico

Diseño del brazo

El diseño inicia por el brazo, por lo tanto, las medidas de referencia del mismo que se toman son:

- Brazo = 30cm
- Antebrazo + mano = 40cm

Se buscó obtener un sistema que permita soportar hasta 80kg en su posición de mayor palanca y suba en un máximo de 8 u 12 segundos. Tomando en cuenta dicha carga máxima y analizando el método más correcto para elevarla normalmente (siendo este flexionando el biceps para reducir la palanca entre el hombro y la mano) se determinó el momento flector máximo al que se va a someter siendo el mismo el momento a vencer por el actuador mediante la ecuación 1:

$$M_F = F \cdot d \qquad \qquad \qquad \text{EC. N}^\circ \text{ 1}$$

Donde:

F: Fuerza (kg)

d: Distancia desde el fulcro hasta el punto de acción de la fuerza (cm)

$$M_F = 80kg \cdot 40cm = 3200kg \cdot cm$$

El momento flector al que va a estar sometido el brazo al colocar una carga de 80Kg en la punta es de 3200Kg.cm. Por ende, el actuador se debe diseñar para ejercer un momento mayor para poder elevar la carga.

El actuador debe ubicarse en una posición que no entorpezca el movimiento, ni genere un diseño tan basto, lo ideal es que esté lo más cercano posible al bíceps aun permitiendo generar un

buen momento. El actuador a su vez podría ubicarse tanto por delante como por detrás del bíceps ya que se tendrían 2 tipos de palancas distintas que cumplan la misma función, si se coloca por delante se tendrá una palanca de 3er grado y si se coloca detrás del bíceps, es decir en sentido contrario al antebrazo se obtendrá una palanca de 1er grado. Para seleccionar la mejor opción se tomó en cuenta no solo la comodidad del diseño, ya que de ser así la palanca de 1er grado resulta ser la más cómoda al no tener pieza mecánica obstaculizando entre bíceps y antebrazo, pero un factor a tomar en cuenta es el diagrama de momento flector, ya que la ubicación del actuador afectará el mismo obteniendo un momento mayor o menor según sea el caso. Primero se tuvo que determinar la fuerza y distancia a la cual se ubica respecto al punto de pivote, lo cual se puede observar en la figura 20. Arbitrariamente se seleccionó una distancia de 16cm respecto al pivote, por ende, se igualan los momentos para obtener la fuerza necesaria para el actuador lineal.

$$F_{Act} \cdot 16cm = 3200kg \cdot cm$$

Se iguala la distancia seleccionada de 16cm con el momento flector obtenido de 3200Kg.cm para determinar cuál es la carga que el actuador debe ser capaz de ejercer.

F_{Act} : Fuerza que ejerce el actuador lineal (kg)

$$F_{Act} = 200kg$$

El resultado obtenido significa que se requiere que el actuador ejerza una fuerza de 200kg a 16cm del pivote para poder soportar los 80kg en el punto de mayor palanca en el antebrazo, ahora conociendo esto se pudo determinar el momento flector máximo para ambos casos expuestos, para ello se hizo uso de la gráfica de corte directo y de momento flector (figura 21), por otro lado, en la figura 20 además se presentan los casos de manera gráfica.

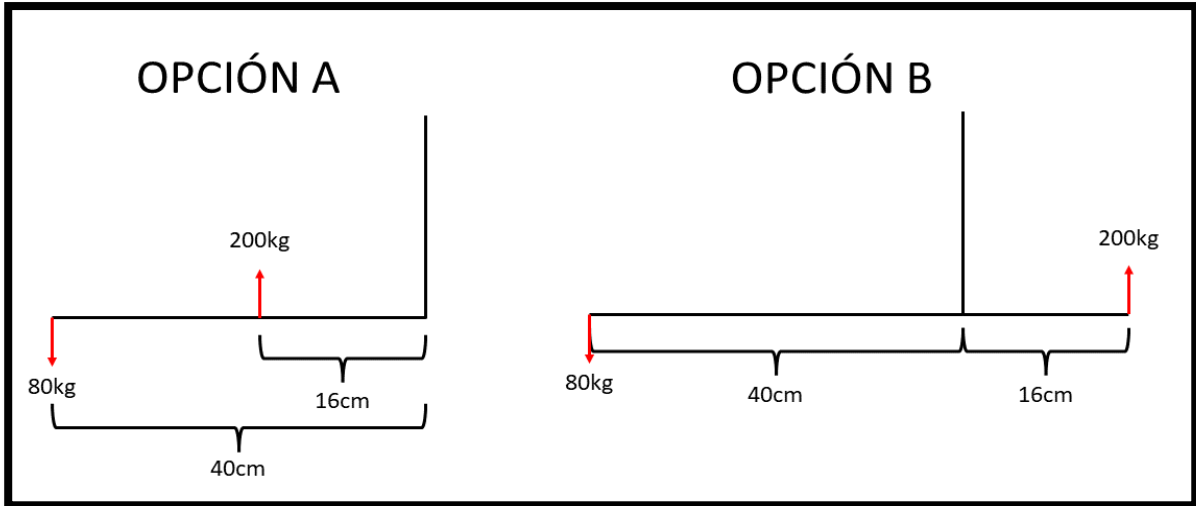


Figura 20. Opciones para la ubicación del actuador
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

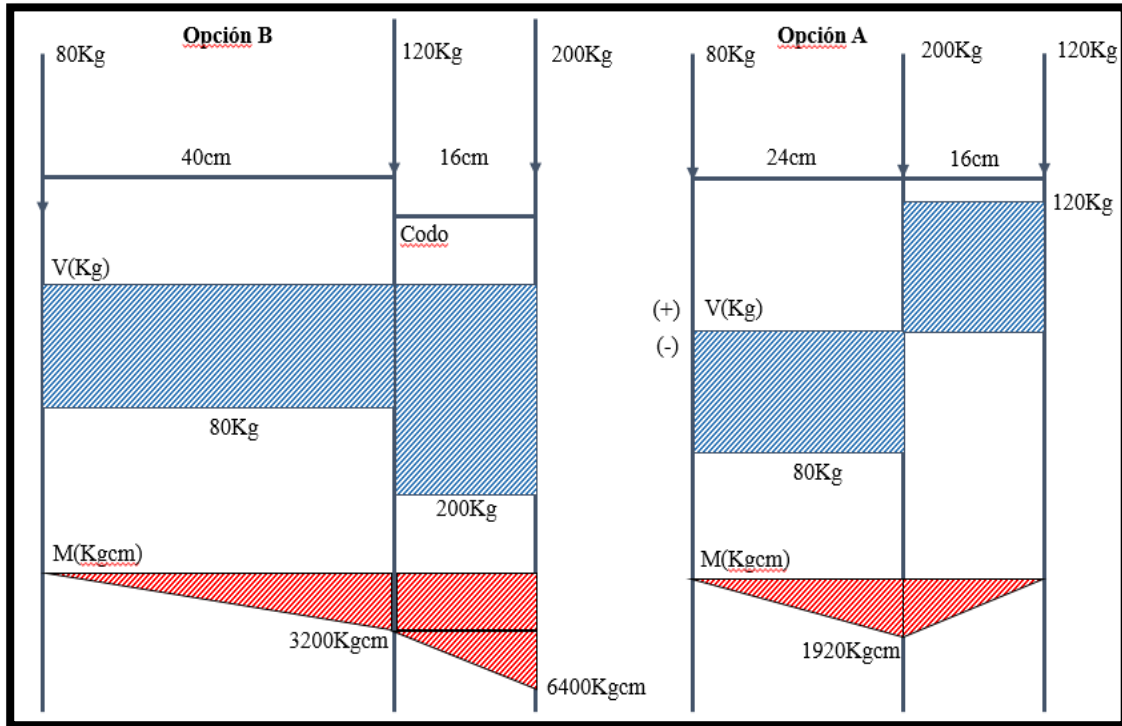


Figura 21. Diagrama de momento de las opciones para la ubicación del actuador
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Luego de realizar los diagramas de fuerza cortante y momento flector en cada uno de los casos, se determina que la mejor opción es la opción A, ya que es la que tiene el momento flector y fuerza cortante menores.

Como se puede apreciar, el menor momento flector máximo se obtiene en la opción A, que

es ubicando el actuador entre el codo y el final del antebrazo, por ende, se realizó el diseño en función de dichos valores. Existe una limitación en cuanto al material a utilizar, ya que se deseaba que el prototipo además de ser lo suficientemente resistente, fuese ligero, por lo que el aluminio se tomó en consideración como un buen prospecto para esta función, para garantizar los cálculos, fueron tomadas las propiedades del aluminio 6063, por el hecho de ser aquel con el que normalmente se fabrican los perfiles de aluminio, el mismo tiene un límite de fluencia promedio de $12kg/mm^2$. Escogiendo ahora un perfil de tubo cuadrado de $1\frac{1}{2}pulg = 38,1mm$ con espesor de pared de 2,4mm.

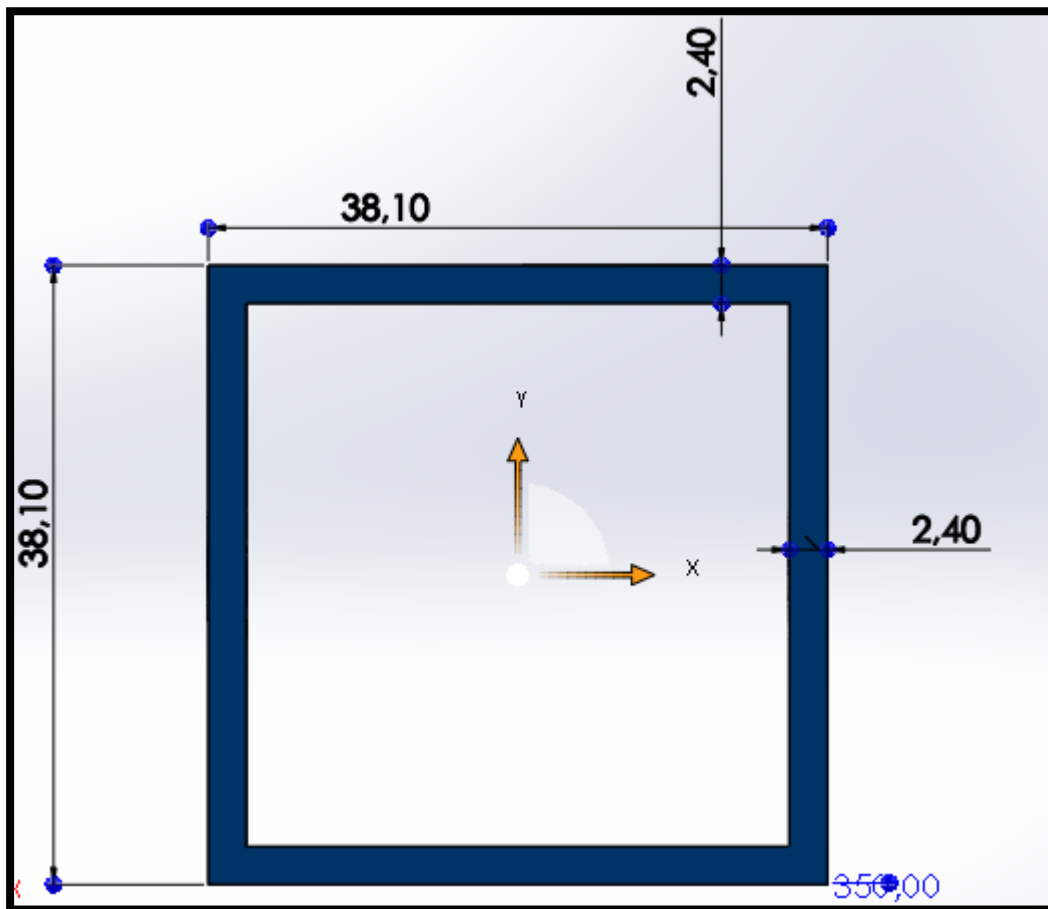


Figura 23. Perfil de aluminio de 38,1mm con espesor de pared de 2,4mm

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En primera instancia se calculó el esfuerzo flector que se genera en el perfil de aluminio para el momento flector máximo haciendo uso de la ecuación 2:

$$\sigma = \frac{M.c}{I}$$

EC. N° 2

Donde:

σ : Esfuerzo flector (kg/mm^2)

M : Momento flector ($kg.mm$)

c : Distancia a la fibra más alejada(mm)

I : Momento de inercia (mm^4)

$$M = 1920kgcm = 19200kgmm$$

El momento flector M se obtiene de la figura 21. Por su lado, la distancia c corresponde a aquella que va desde el eje de inercia del perfil cuadrado (en este caso en el centro geométrico del mismo) hasta la fibra más alejada siendo esta la cara superior o inferior, como se puede apreciar en la figura 23.

$$c = 38,1mm/2 = 19,05mm$$

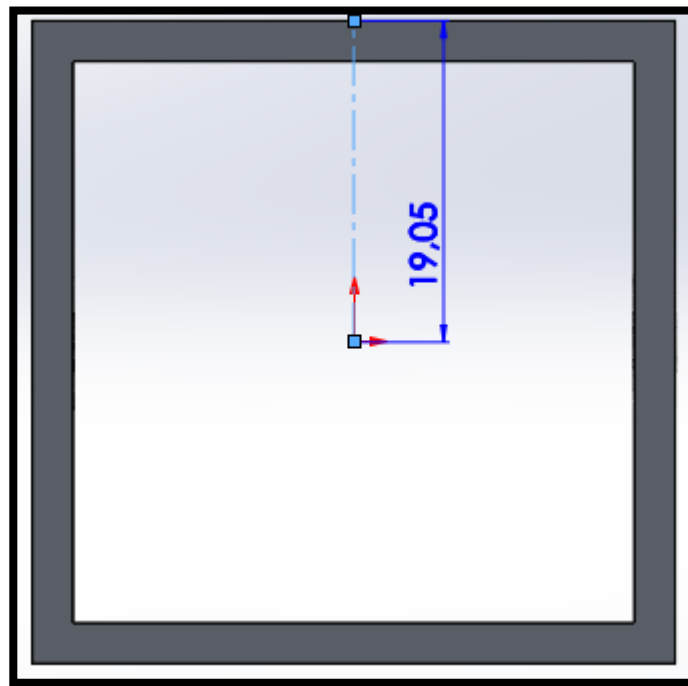


Figura 24. Distancia C del perfil de aluminio

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Se hizo uso de la ecuación 3 para determinar el momento de inercia del perfil cuadrado con eje de flexión en su centro geométrico:

$$I = \frac{b.h^3}{12} - \frac{(b-2.e).(h-2.e)^3}{12} \quad EC. N^{\circ} 3$$

Donde:

b: Longitud de la base externa (mm)

h; Longitud de la altura externa (mm)

e: Espesor de pared del perfil (mm)

$$I = \frac{38.1 \cdot 38.1^3}{12} - \frac{(38.1 - 2.2.4) \cdot (38.1 - 2.2.4)^3}{12} = 73127,88mm^4$$

Se obtiene el momento de inercia del perfil de aluminio para poder calcular el esfuerzo al que se encuentra sometida la pieza, y determinar si es capaz de soportarlo o si fallaría.

$$\sigma = \frac{19200 \cdot (19,05)}{73127,88} = 5kg/mm^2$$

Se obtuvo que el esfuerzo al que se somete la pieza de aluminio es de $5kg/mm^2$. Con este valor se debe comprobar el resultado haciendo uso de la ecuación 4 para determinar el factor de seguridad:

$$N = \frac{S_y}{\sigma} \quad \text{EC. N° 4}$$

Donde:

N : Factor de seguridad (adimensional)

S_y : Límite elástico del material (kg/mm^2)

σ : Esfuerzo flector calculado (kg/mm^2)

$$N = \frac{12}{5} = 2,4$$

El factor de seguridad que arrojaron estos valores es de 2,4, por lo que la escogencia del perfil fue correcta para la fabricación de la estructura del brazo del prototipo y el mismo no fallaría, teniendo 40cm de perfil para el antebrazo y 30cm para el brazo. Ahora se extiende el criterio de diseño tomando en cuenta el esfuerzo al corte y corroborando por la teoría de Von Misses Hencky para esfuerzos combinado, para ello se hizo uso de la ecuación 5 para el esfuerzo cortante y ecuación 6 para esfuerzo combinado:

$$\tau = \frac{F}{A} \quad \text{EC. N° 5}$$

Donde

τ : Esfuerzo cortante (kg/mm^2)

F : Fuerza cortante (kg)

A : Área (mm^2)

$$\tau = \frac{200}{336,05} = 0,595 \text{ kg/mm}^2$$

Se obtiene el esfuerzo cortante al que está sometido el material para poder aplicar la teoría de Von Misses Hencky.

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\sigma^2 + 3\tau^2} \quad \text{EC. N}^\circ 6$$

Donde:

σ_{VM} : Esfuerzo combinado (kg/mm^2)

σ : Esfuerzo a flexión (kg/mm^2)

τ : Esfuerzo cortante (kg/mm^2)

$$\sigma_{VM} = \sqrt{5^2 + 3(0,595)^2} = 5,105 \text{ kg/mm}^2$$

Como era de esperarse, el esfuerzo resultante al aplicar la teoría de Von Misses Hencky es mayor que calcular únicamente el esfuerzo debido a la flexión. Se procede a recalcular el factor de seguridad con el esfuerzo obtenido.

$$N = \frac{12}{5,105} = 2,35$$

Al tener un factor de seguridad de 2,35, el diseño se considera correcto ya que la pieza no va a fallar al someterse a los valores para los que se diseñó.

Ahora bien, los mismos deben estar articulados entre sí, además de permitir una medida graduable, para ello no se articulan directamente los perfiles si no que los mismos contarán con pletinas de acero perforadas y ubicadas por dentro de los mismos que permitan articular y graduar como se muestra en la figura 25 y 26.

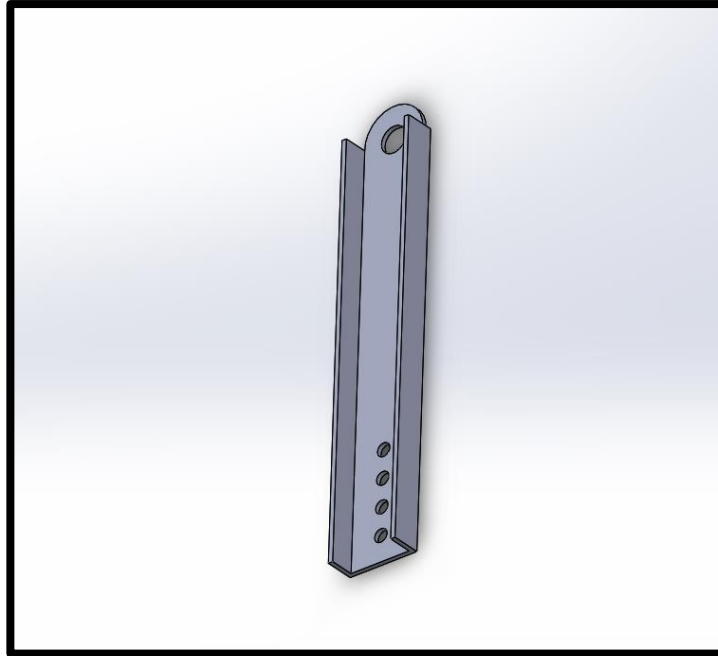


Figura 25. Pletinas para articular codos graduables
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En la figura 25 se muestra la pletina que simula la articulación del codo. En los agujeros grandes se introducen las bocinas de bronce fosforoso, mientras que en los agujeros pequeños se puede atornillar para ajustarse a la longitud del brazo del usuario.

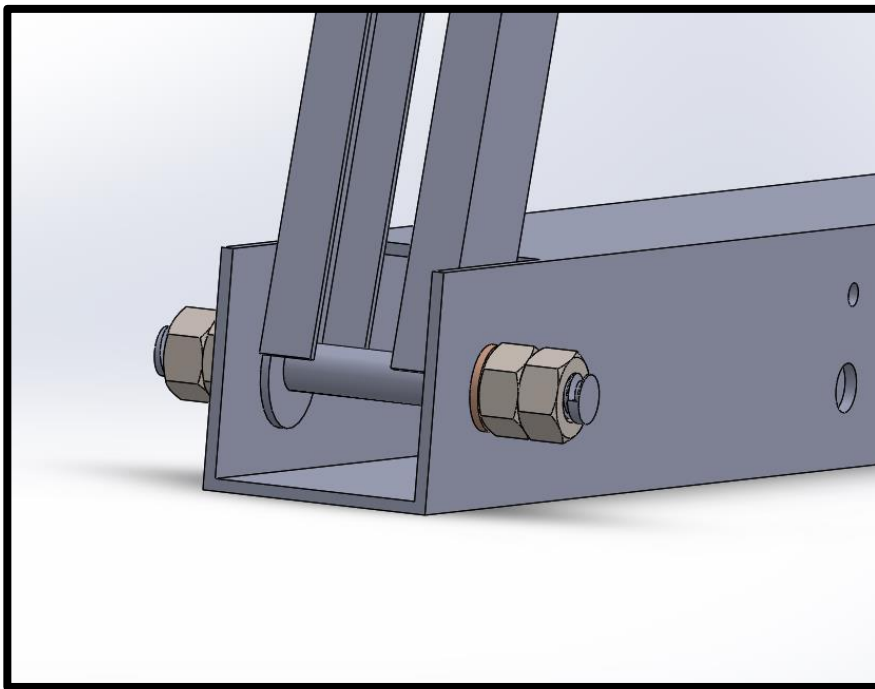


Figura 26. Pletina de codo ensamblada
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Las pletinas se someten a esfuerzo cortante por el peso de la carga ubicada al final del antebrazo, se utilizarán dos pletinas para tener un anclaje entre ambas paredes laterales de un perfil con las del otro, para corroborar el diseño a tracción se hizo uso de la ecuación 7, tomando en cuenta un límite elástico de $45kg/mm^2$ para aceros dulces, teniendo un área resistiva de $18,45mm^2$:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad \text{EC. N° 7}$$

Donde:

σ : Esfuerzo a la tracción (kg/mm^2)

F : Fuerza a la que se somete (kg)

A : Área (mm^2)

$$\sigma = \frac{200}{18,45} = 10,84kg/mm^2$$

Se obtiene que las pletinas son sometidas a un esfuerzo de $10,84kg/mm^2$. Ahora, se procede a calcular su factor de seguridad:

$$N = \frac{45}{10,84} = 4,15$$

Los pasadores utilizados se diseñan en función de corte directo ya que no van a someterse a torsión, ellos solo permitirán el pivote del antebrazo respecto al brazo, ahora bien, para un factor de seguridad de 2,5 se determinó el pasador necesario para realizar el trabajo despejando el diámetro del mismo de la ecuación 8. El área se calcula previamente con la ecuación 5, y se divide el esfuerzo de fluencia a corte del acero obtenido de la ecuación 8 por el factor de seguridad dado:

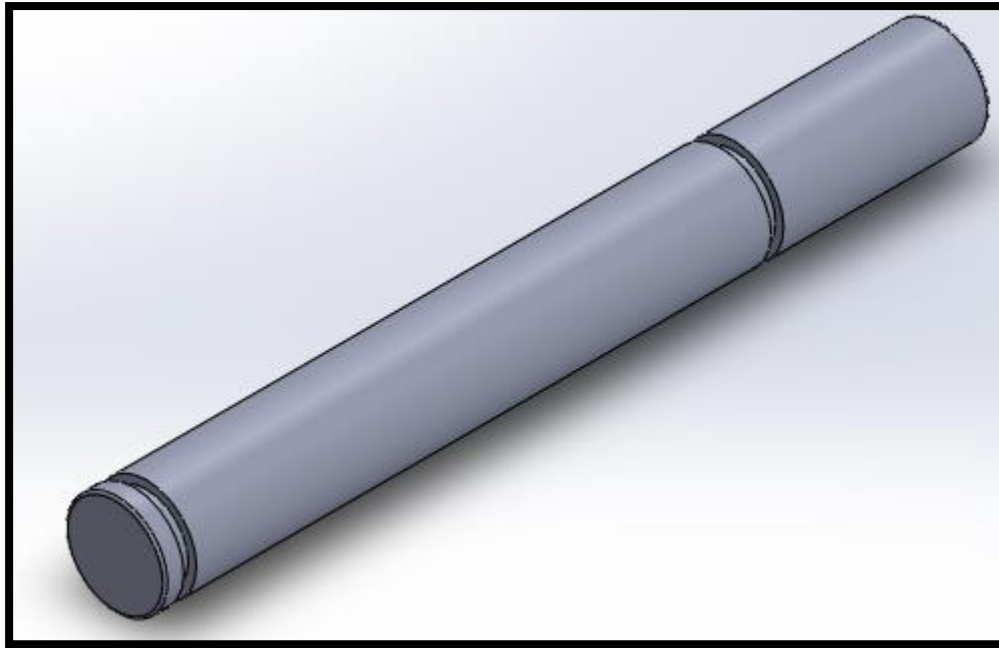


Figura 27. Pasadores de acero
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

$$S_{yc} = \frac{S_y}{2}$$

EC. N° 8

Donde:

S_{yc} : Límite de fluencia al corte (kg/mm^2)

S_y : Límite de fluencia (kg/mm^2)

$$S_{yc} = \frac{45}{2} = 22,5kg/mm^2$$

Se obtiene el límite de fluencia al corte del material. Ahora, se despeja el área de la ecuación de esfuerzo cortante directo:

$$\frac{22,5}{2,5} = \frac{200}{A}$$

$$A = 22,22mm^2$$

$$A = \frac{\pi d^2}{4}$$

EC. N° 9

Donde:

A : Área de la sección transversal del eje (mm^2)

d : Diámetro del eje (mm)

De la ecuación 9 se determinó el diámetro necesario en el pasador despejando el mismo:

$$22,22 = \frac{\pi d^2}{4}$$

$$d = 5,31mm$$

El eje requerido es de 5,31mm aproximadamente el cual soporta el corte directo sumado al factor de seguridad dado, para aumentar aún más el factor de seguridad, se seleccionó un eje de 8mm que eleva el factor de seguridad en un factor de 1,5 obteniendo un factor de seguridad de 3,75 en el pasador. Adicionalmente, los ejes de 8mm tienen medidas comerciales.

Se debe comprobar que el aluminio soporte el aplastamiento que pueda sufrir por las reacciones del pasador, si se considera que el mismo sufrirá la carga completa de 200kg y cuenta con dos apoyos (uno en cada extremo) quiere decir que cada uno de dichos apoyos soportará 100kg. De cualquier modo, el área resistiva dependerá del diámetro del eje a escoger y del espesor de la pared que es 2,4mm, ahora bien, se procedió a la factibilidad del eje de 8mm siendo aplicable para este caso, se utilizó pues la ecuación 10 para determinar el área resistiva y la ecuación 7 para despejar de allí el diámetro requerido, igualando el esfuerzo calculado al esfuerzo de fluencia con un factor de seguridad de 2:

$$A = \frac{\pi \cdot d}{2} \cdot e \quad \text{EC. N° 10}$$

Donde:

A: Área resistiva al aplastamiento (mm^2)

d: Diámetro del agujero (mm)

e: Espesor de pared (mm)

$$A = \frac{\pi \cdot d}{2} \cdot 2,4 = d \cdot 3,77$$

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

$$\frac{12}{2} = \frac{100}{d \cdot 3,77}$$

$$d = 4,42mm$$

Se comprueba que la utilización del eje de 8mm aplica para el caso, de hecho, continúa aumentando el factor de seguridad, ahora en aplastamiento en un factor de 1,8. Además, para su correcto montaje y correcto funcionamiento, se recomienda centrar el pasador utilizando bocinas de bronce fosforoso, que además reducirán el desgaste entre acero y aluminio en gran medida por sus propiedades auto lubricantes.

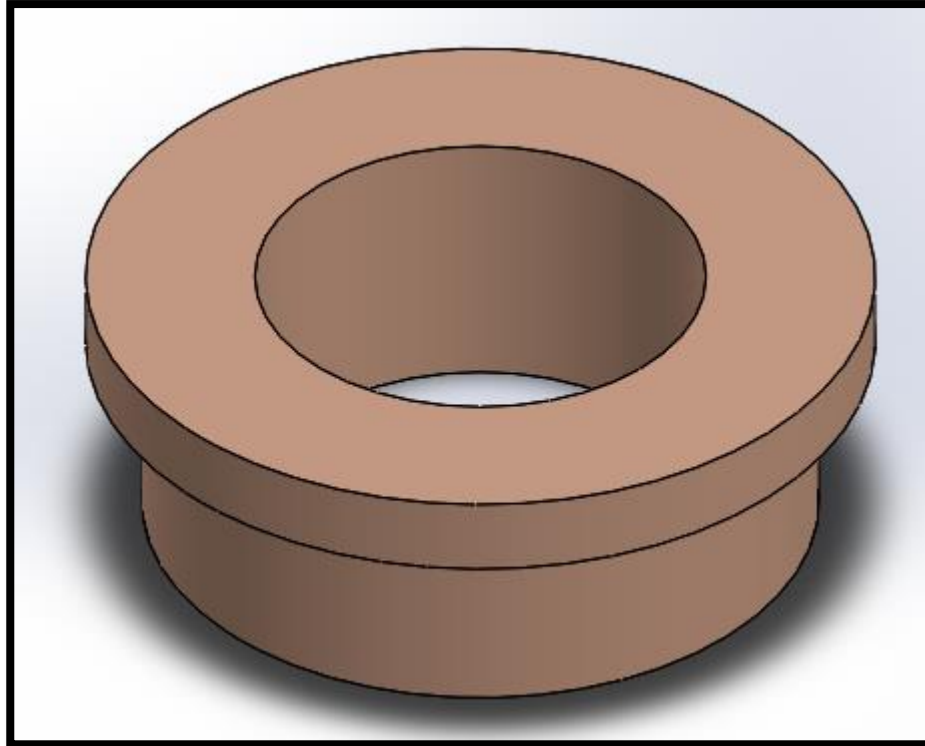


Figura 28. Bocinas de bronce fosforoso.

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En la figura 28, se observan las bocinas de bronce fosforoso que serán utilizadas en la construcción del prototipo.

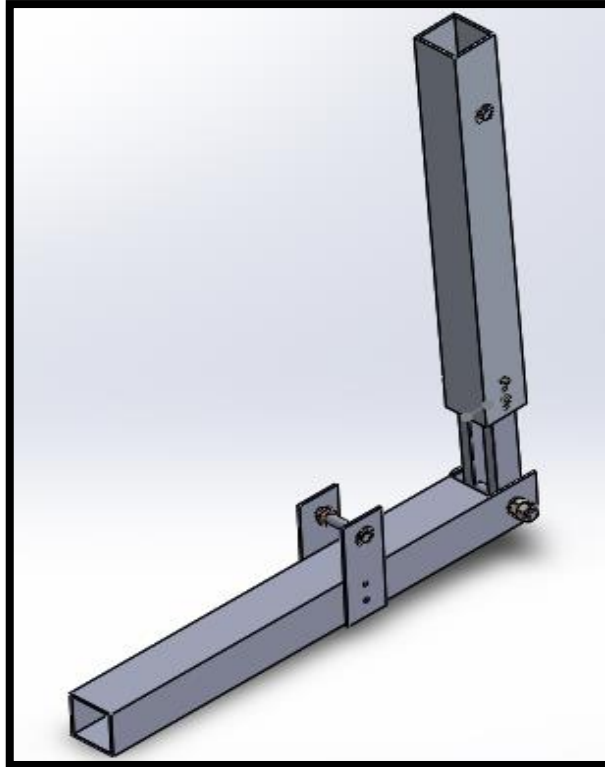


Figura 29. Ensamblaje del diseño del brazo.

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En la figura 29, se muestra el ensamblaje del diseño del brazo, con todos sus componentes incorporados.

Diseño del actuador lineal

El siguiente paso a seguir en el diseño mecánico y estructural del prototipo es crítico para el diseño, este se refiere al diseño del actuador lineal, el mismo se basó en el principio del par de apriete y la fuerza de pretensado de un tornillo de potencia. Existen ciertos parámetros a considerar para la escogencia de las características y medidas del tornillo, donde una de ellas es su carrera, que dependerá de cuánto recorrido se desea que tenga el antebrazo en su rotación respecto al codo, para ello se hizo uso del teorema de Pitágoras con el fin de tener una noción de cuanto es este recorrido midiendo desde su posición mínima hasta su máxima desde el punto de anclaje del actuador lineal, a partir de la figura 30 se puede ilustrar el concepto:

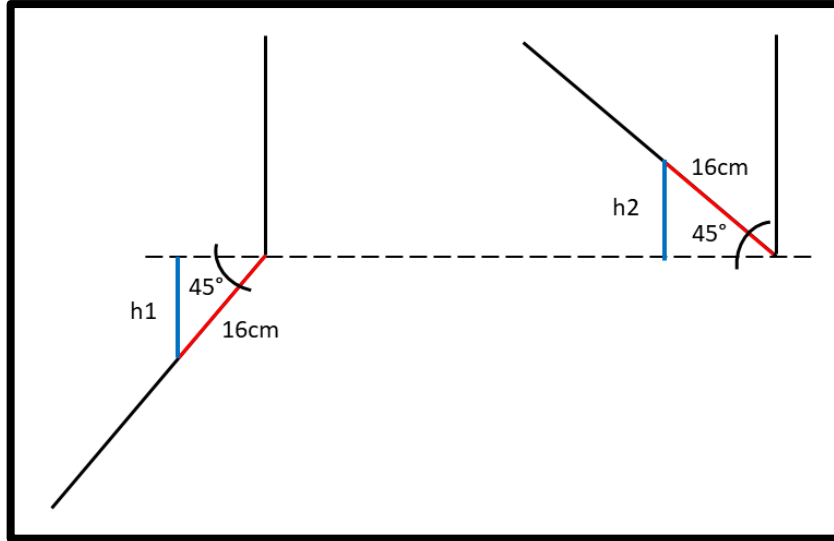


Figura 30. Puntos máximos y mínimos del brazo

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

La sumatoria de las alturas h_1 y h_2 corresponde a lo que debe recoger el actuador lineal como mínimo para garantizar el recorrido del brazo, esto es la carrera, para eso se usaron las identidades trigonométricas, esto según la ecuación 11 corresponde a:

$$c_o = h \cdot \text{sen}(\alpha) \quad \text{EC. N° 11}$$

Donde:

c_o : Cateto opuesto (cm)

h : Hipotenusa (cm)

α : Ángulo de inclinación ($^\circ$)

$$c_o = 16 \cdot \text{sen}(45^\circ) = 11,31 \text{ cm}$$

El cateto opuesto es el equivalente a las alturas h_1 y h_2 , es decir: $c_o = h_1 = h_2$ donde ahora para conseguir la carrera del actuador lineal se sumaron ambas alturas con el fin de obtener la distancia total, haciendo uso de la ecuación 12:

$$l = h_1 + h_2 \quad \text{EC. N° 12}$$

Donde:

l : Carrera (cm)

h_1 : Distancia mínima respecto a la posición horizontal (cm)

h_2 : Distancia máxima respecto a la posición horizontal (cm)

$$l = 11,31 + 11,31 = 22,62 \text{ cm}$$

La fuerza de pretensado a la que se someterá la barra roscada tiene una dirección tal que

no sufrirá pandeo la misma, ya que la dirección no comprime a la barra roscada, como se puede ver en la figura 25. Esto se debe a la ubicación del actuador lineal, como se vio en la figura 19, al colocar el mismo delante del bíceps añade la particularidad de que evita el pandeo de la barra roscada, sin embargo, de haberse colocado detrás la misma podría fallar por pandeo. Se tuvo que determinar cuánto es el par de apriete necesario para generar una fuerza axial o de pretensado de 200kg, para ello se utilizó la ecuación 13 para el torque de subida y la ecuación 14 para el torque de bajada, el avance se determina con la ecuación 15:

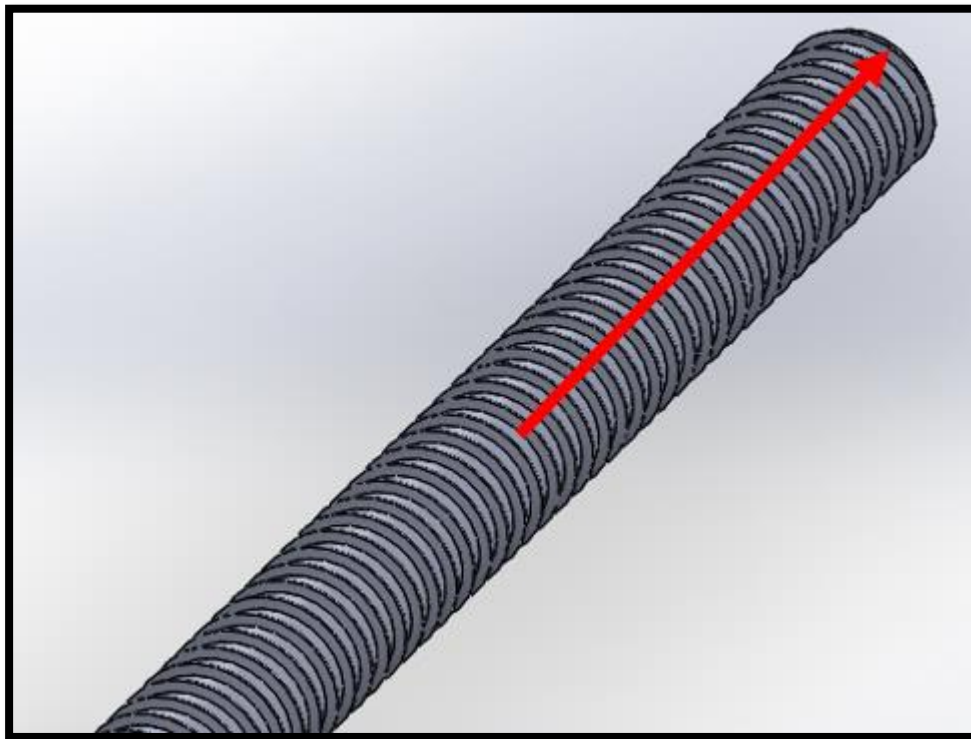


Figura 31. Dirección de la fuerza en el brazo.

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

$$T_u = \frac{FD_p}{2} \cdot \left[\frac{(L+f\pi D_p)}{(\pi D_p - f.L)} \right]$$

EC. N° 13

Donde:

T_u : Par de apriete para subir ($kg \cdot cm$)

D_p : Diámetro de paso (cm)

F : Fuerza axial (kg)

f : Coeficiente de fricción

L : Desplazamiento (cm)

$$T_d = \frac{FD_p}{2} \cdot \left[\frac{(f\pi D_p - L)}{(\pi D_p + f.L)} \right] \quad \text{EC. N° 14}$$

Donde:

T_d : Par de apriete bajar ($kg.cm$)

D_p : Diámetro de paso (cm)

F : Fuerza axial (kg)

f : Coeficiente de fricción

L : Desplazamiento (cm)

$$L = p \cdot N_h \quad \text{EC. N° 15}$$

Donde:

L : Avance (mm)

N_h : Número de hilos o entradas

P : Paso (mm)

Para el diseño del par de elevación o descenso de la carga, se propone un diseño de barra roscada que cumpla con los criterios de interés para el proyecto, como, por ejemplo, un diámetro de paso de 9mm y un paso de 2mm para una barra de 1 hilo o entrada. Dicha barra en conjunto con una tuerca, será quien proporcione el movimiento relativo entre el brazo y el actuador:

$$L = 2.1 = 2mm = 0,2cm$$

$$T_u = \frac{200.0,9}{2} \cdot \left[\frac{(0,2 + 0,15 \cdot \pi \cdot 0,9)}{(\pi \cdot 0,9 - 0,15 \cdot 0,2)} \right]$$

$$T_u = 20,079kg.cm$$

$$T_d = \frac{200.0,9}{2} \cdot \left[\frac{(0,15 \cdot \pi \cdot 0,9 - 0,2)}{(\pi \cdot 0,9 + 0,15 \cdot 0,2)} \right]$$

$$T_d = 7,059 kg.cm$$

Una vez obtenido el par de apriete necesario para elevar la carga, se procedió a comprobar que la misma soporte dicho par de torsión sin fallar, por ello, se usó la ecuación 16 y 17 para determinar a su vez el momento polar, el diseño se comprueba con el par torsor mayor, es decir, el de subida. El diámetro que se debe usar en este caso es el diámetro del alma de la barra roscada, no el de paso, ya que es el diámetro menor, por ende, el más crítico a fallar:

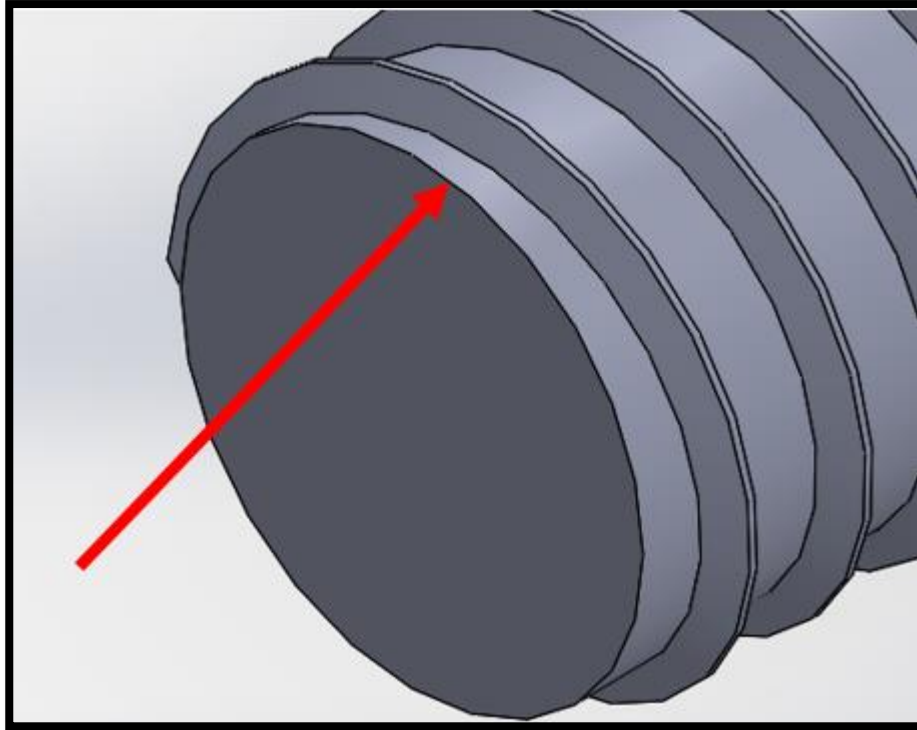


Figura 32. Alma del tornillo

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En la figura 32, se señala el alma del tornillo. Como se puede apreciar, es el diámetro menor en el tornillo.

$$J = \frac{\pi d^4}{32} \quad \text{EC. N° 16}$$

Donde:

J : Momento polar de sección circular sólida (mm^4)

d : Diámetro de la sección circular (mm)

$$\tau = \frac{T \cdot r}{J} \quad \text{EC. N° 17}$$

Donde:

τ : Esfuerzo de torsión (kg/mm^2)

T : Par torsor ($kg \cdot mm$)

r : Radio de la sección (mm)

J : Momento polar de sección circular sólida (mm^4)

$$J = \frac{\pi \cdot 8^4}{32} = 402,12mm^4$$

Se obtiene que el alma de la barra tiene un momento polar de $402,12mm^4$

$$\tau = \frac{200,79,4}{402,12} = 1,99kg/mm^2$$

Se comprueba el factor de seguridad para el acero en la barra haciendo uso de la ecuación 4 con un límite de fluencia al corte de $22,22kg/mm^2$:

$$N = \frac{22,22}{1,99} = 11,17$$

Este factor de seguridad tan alto garantiza que la barra roscada no fallará a torsión, por lo que soportará el par torsor suministrado para producir los 200kg de fuerza axial, demostrando así que el diseño es correcto.

El siguiente paso a seguir es el diseño de una caja reductora que permita obtener el torque necesario en la barra roscada, previo a eso se requiere de un motor bajo el cual se realice la reducción. En la fabricación de actuadores lineales, lo más usual es la utilización de un motor DC con su respectiva reducción ya sea en cascada o mediante el uso de un tornillo sinfín y corona. Para la escogencia del motor se debe fijar una velocidad mínima de ascenso y en función de dicha potencia escoger el motor.

Al haberse calcularse anteriormente, se sabe que la fuerza requerida debe de ser de 200kg, es decir, 2000N aproximadamente, sin embargo, conociendo la carrera (22,62cm) y el avance (0,2cm) se determinó cuantas vueltas debe de dar la barra roscada para recorrer la carrera necesaria, luego, se obtuvo la velocidad angular del mismo en función del tiempo en el que se desee que de dichas vueltas, para esto se aplicó primeramente una regla de 3 para determinar la cantidad de vueltas totales:

$$\frac{1 \text{ vuelta}}{0,2cm} = \frac{VueltasTotales}{22,62cm}$$

$$VueltasTotales = 113,1vueltas$$

Una vez conocida la cantidad de vueltas a dar, se estimó un tiempo de aproximadamente 10 segundos para el ascenso completo de la carga, obteniendo una velocidad de giro de la barra haciendo uso de la ecuación 18:

$$\theta = \frac{N}{t} \cdot \frac{60seg}{1min} \quad \text{EC. N° 18}$$

Donde:

θ : Velocidad angular (RPM)

N : Revoluciones o vueltas

t : Tiempo (s)

$$\theta = \frac{113,1}{10} \cdot \frac{60}{1}$$

$$\theta = 678,6RPM$$

Se procede a llevar tanto el torque como la velocidad angular a unidades del sistema internacional, utilizando factores de conversión, seguidamente se calcula la potencia a partir de la ecuación 19:

$$\theta = 678,6RPM \cdot \frac{\pi}{30} = \frac{71,06rad}{s}$$

$$T_u = 20,079kg \cdot cm \cdot \frac{1m}{100cm} \cdot 10 = 2,001N \cdot m$$

$$P = T_u \cdot \theta$$

EC. N° 19

Donde:

P : Potencia (W)

T_u : Torque ($N \cdot m$)

θ : Velocidad angular (rad/s)

$$P = 2,001 \cdot 71,06 = 142,68W$$

Se requiere entonces una potencia de 142,68W para el motor en un caso ideal y sin pérdidas, ahora bien, se propone la utilización de una reducción por tornillo sinfín, ya que los motores DC tienen altísimas RPM, pero un torque muy bajo, por lo que se requerirá de grandes relaciones de transmisión; tomando en consideración un factor de pérdida de potencia de hasta 15% por la transmisión tornillo sinfín-corona, el motor que se escoge deberá contar con aproximadamente 200W para compensar pérdidas. Entre las opciones más viables en el mercado se escoge un motor DC RS555 de 200W y 35000RPM, el mismo trabaja con 24V (datos del motor plasmados en la figura 25), a partir de dichos datos se inició el proceso de diseño de la caja reductora, donde primero se determinó el torque del motor para la velocidad de 35000 mediante la potencia despejándola de la ecuación 19:

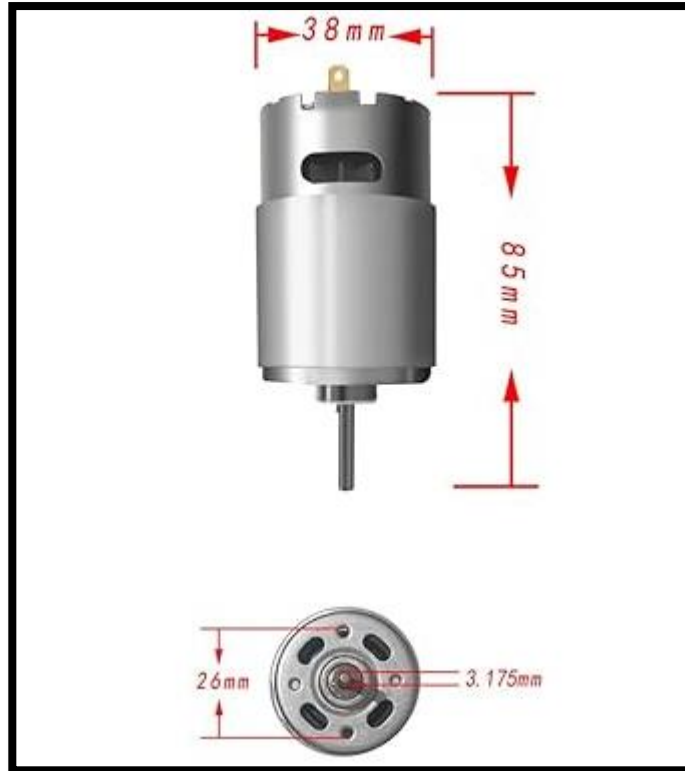


Figura 33. Motor DC RS555 de 200W y 35000RPM
Fuente: JRRXM (2022)

$$T_u = \frac{P}{\theta}$$

$$T_u = \frac{200}{35000 \times (2\pi/60)}$$

$$T_u = 0,0548 \text{ N.m}$$

Una vez obtenido el torque de salida del motor, es posible calcular la ganancia mecánica necesaria para cumplir con los requerimientos del sistema. Para ello, se utilizó la ecuación 20, la cual permite relacionar el torque de entrada y el torque de salida.

$$RT = \frac{T2}{T1} \quad \text{EC. N° 20}$$

Donde:

RT: Relación de transmisión

T2: Torque de salida (N.m)

T1: Torque de entrada (N.m)

$$RT = \frac{2,001}{0,0548}$$

$$RT = 36,51$$

Como se observa, es necesaria una reducción de al menos 37:1 para conseguir el torque necesario y así poder elevar la carga. Al ser una relación de transmisión relativamente elevada (alta ganancia mecánica) se selecciona como opción un engranaje del tipo tornillo sinfín y corona, como se muestra en la figura 28; se conoce que dicho sistema tiene una pérdida de potencia mucho mayor a la de un engranaje recto, para compensar dicha pérdida (reflejada en el torque) se selecciona una transmisión un poco mayor, de 40:1, además este tipo de relaciones de transmisión suelen ser normalizadas y de una obtención más sencilla en catálogos, además de ello, con el fin de proteger el eje del motor de la alta fuerza tangencial que soportara el sistema tornillo sinfín-corona se realiza una reducción previa de engranajes rectos entre el motor y el propio tornillo sinfín, esta reducción idealmente sería de 1:1 pero con el fin de contrarrestar las pérdidas por fricción que vayan a existir en el tornillo sinfín y seguir obteniendo la fuerza deseada a la salida se obtuvo una relación previa un poco mayor; previo al diseño del sistema tornillo sinfín-corona se comprobó el diseño de la primera reducción de engranajes rectos, determinando la relación de transmisión con la ecuación 21:



Figura 34. Tornillo sinfín y corona
Fuente: HOMEXO (2022)

En la figura 34 se puede apreciar una transmisión del tipo tornillo sinfín y corona, siendo el tornillo sinfín el de color plata y la corona la de color bronce. Se trata de una transmisión con un engranaje con un solo diente (el tornillo sinfín) lo cual permite reducciones grandes en espacios reducidos.

$$RT = \frac{N_G}{N_p} \quad \text{EC. N° 21}$$

Donde:

RT : Relación de transmisión

N_G : Número de dientes del engrane

N_p : Número de dientes del piñón

$$RT = \frac{16}{10} = 1,6$$

Para determinar el torque y velocidad en la salida, es decir, en la rueda dentada de 16 dientes se dividió y se multiplicó la velocidad y torque en la entrada según sea el caso mediante las ecuaciones 22 y 23:

$$\theta_G = \frac{\theta_p}{RT} \quad \text{EC. N° 22}$$

Donde:

θ_G : Velocidad del engrane (RPM)

θ_p : Velocidad del piñón (RPM)

RT : Relación de transmisión

$$T_G = T_p \cdot RT \quad \text{EC. N° 23}$$

Donde:

T_G : Torque del engrane ($N.m$)

T_p : Torque del piñón ($N.m$)

RT : Relación de transmisión

$$\theta_G = \frac{35000}{1,6} = 21875RPM$$

$$T_G = 0,0548 \cdot 1,6 = 0,0877N.m$$

Ahora bien, haciendo uso de la ecuación 24 se obtuvo el paso diametral conociendo el diámetro de paso del engrane o del piñón y el número de dientes de los mismos, esto con el fin de poder determinar aspectos como la velocidad de la línea de paso y la fuerza tangencial mediante las ecuaciones 25 y 26:

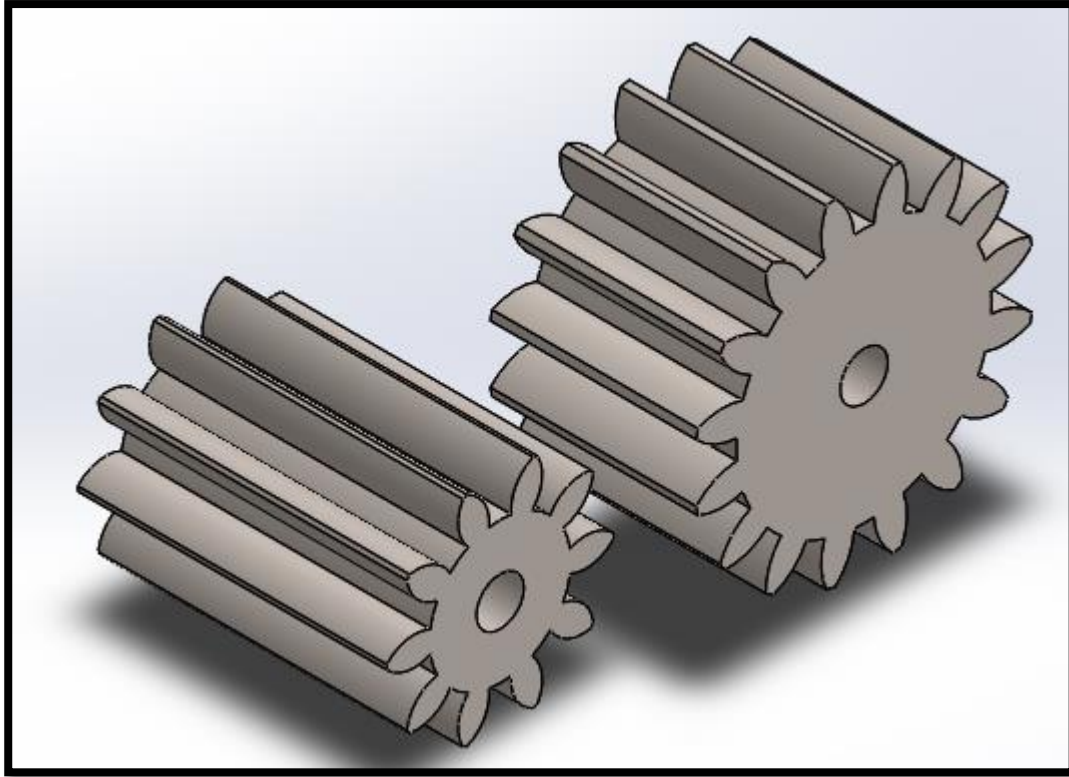


Figura 35. Engranajes rectos

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En la figura 35, se observa la vista isométrica de los dos engranajes utilizados para la reducción inicial de 1,6:1.

$$P_d = \frac{N}{D} \quad \text{EC. N° 24}$$

Donde:

P_d : Paso diametral (1/pulg)

N : Número de dientes de la rueda dentada

D : Diámetro de paso de la rueda dentada (pulg)

$$P_d = \frac{16}{0,525} = 30,47 \text{pulg}^{-1}$$

$$V_t = \frac{\theta \cdot D \cdot \pi}{12} \quad \text{EC. N° 25}$$

Donde:

V_t : Velocidad de la línea de paso (fpm)

θ : Velocidad angular de la rueda dentada (RPM)

D : Diámetro de paso de la rueda dentada (pulg)

$$V_t = \frac{21875.0,525.\pi}{12} = 3006,6\text{fpm}$$

$$W_t = \frac{2T}{D}$$

EC. N° 26

Donde:

W_t : Fuerza tangencial (*lbf*)

T : Torque de la rueda dentada (*lbf.pulg*)

D : Diámetro de paso de la rueda dentada (*pulg*)

$$W_t = \frac{2.0,776}{0,525} = 2,96\text{lbf}$$

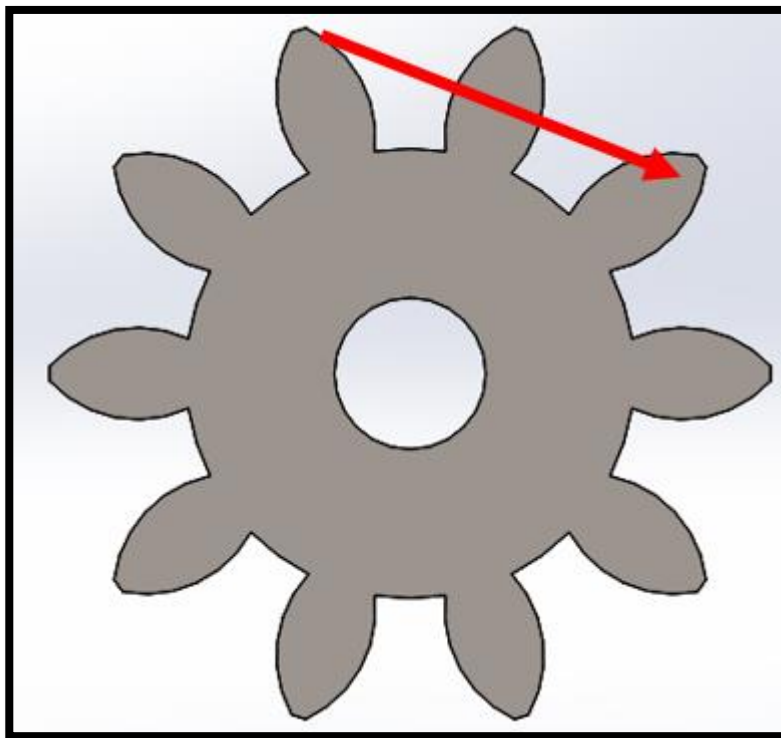


Figura 36. Representación de la línea de paso del engrane.

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En la figura 36, se representa por medio de una flecha la línea de paso del engrane, siendo una recta que pasa por el punto de contacto del diente. En dicha línea de paso se representa la fuerza tangencial y la velocidad de paso.

Una vez obtenidas la velocidad de la línea de paso y la fuerza tangencial se determinaron los esfuerzos a los que se someterá cada rueda engranaje, cabe destacar que el diseño que se tomó en cuenta fue únicamente aquel a flexión en sus dientes, ya que al tratarse de un prototipo que

además no durará más de 20 minutos de uso continuo no se consideró el desgaste de los mismos por las pocas horas de trabajos a las que se someterá. Para el diseño a flexión se aplicó la ecuación 27 obteniendo el esfuerzo a flexión en los dientes de las ruedas dentadas:

$$\sigma_b = \frac{W_t \cdot P_d}{F \cdot J} \cdot \frac{K_a \cdot K_m}{K_v} K_S \cdot K_B \cdot K_I \quad \text{EC. N° 27}$$

Donde:

σ_b : Esfuerzo a flexión del diente (*PSI*)

W_t : Fuerza tangencial (*lbf*)

P_d : Paso diametral (*l1/pulg*)

F : Ancho de cara (*pulg*)

J : Factor geométrico a flexión

K_a : Factor de aplicación de carga

K_m : Factor de distribución ambiental

K_v : Factor dinámico según la velocidad de la línea de paso y el índice de calidad

K_S : Factor de tamaño

K_B : Factor de espesor de aro

K_I : Factor de engranaje interno o loco

Para determinar los factores de corrección se hace uso de las siguientes tablas y figuras, donde según las características del engranaje se seleccionarán los valores a usar. Para determinar el factor geométrico se hace uso de la tabla 1, entrando con el valor mínimo de piñón y 17 dientes del engranaje como mejor aproximación, entonces estos valores fueron 0,38 piñón y 0,29 para el engrane.

Tabla 1: Factores geométricos para dientes de cabeza larga de 25% de 25° con carga HPSTC

TABLA 11-15 Factor geométrico J a flexión AGMA para dientes de cabeza larga de 25% de 25° con carga HPSTC																
Dientes en el engrane	Dientes en el piñón															
	12		14		17		21		26		35		55		135	
	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G
12	0.38	0.22														
14	0.38	0.25	0.40	0.25												
17	0.38	0.29	0.40	0.29	0.43	0.29										
21	0.38	0.32	0.41	0.32	0.43	0.33	0.46	0.33								
26	0.39	0.35	0.41	0.35	0.44	0.36	0.46	0.36	0.48	0.37						
35	0.39	0.38	0.41	0.39	0.44	0.39	0.47	0.40	0.49	0.41	0.51	0.41				
55	0.39	0.42	0.42	0.43	0.44	0.44	0.47	0.44	0.49	0.45	0.52	0.46	0.55	0.47		
135	0.40	0.47	0.42	0.48	0.45	0.49	0.48	0.49	0.50	0.50	0.53	0.51	0.56	0.53	0.59	0.55

Fuente: AGMA

Para la selección de calidad se toma la tabla 2 como referencia, para ello se entró a la tabla con la velocidad de la línea de paso calculada obteniendo una calidad recomendada entre 10 y 12, se selecciona la menor de ellas.

Tabla 2: Números de calidad recomendados

TABLA 11-7	
Números de calidad de engranes recomendados para la velocidad en la línea de paso	
Velocidad de paso Q_v	
0-800 fpm	6-8
800-2000 fpm	8-10
2000-4000 fpm	10-12
Más de 4000 fpm	12-14

Fuente: AGMA

Seguidamente se hizo uso de la figura 37 para conseguir el factor K_v , entrando con la velocidad de línea de paso de 3000 que se calculó cortando la curva de calidad 10, obteniendo así un factor K_v de aproximadamente 0,82.

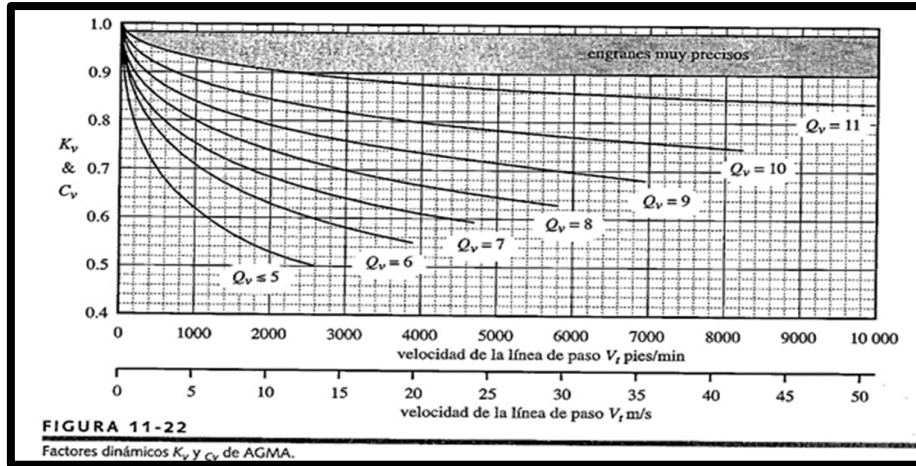


Figura 37. Factor K_v según la calidad y la velocidad de la línea de paso
Fuente: AGMA

Para determinar el factor K_m se tomó en cuenta el ancho de cara del engranaje, cada uno de ellos es menor a 50mm, el del piñón 10,6mm y el del engrane 8,5mm, obteniendo un valor del factor de K_m de 1,6. Esto se determina a partir de la tabla 3

Tabla 3: Factor K_m según el ancho de cara

Ancho de la cara in (mm)	K_m
<2 (50)	1.6
6 (150)	1.7
9 (250)	1.8
≥20 (500)	2.0

Esta relación sólo es válida para $V_t \leq 2\,500$ ft/min (13 m/s), lo que se observa de la línea $Q_v = 5$ de la Figura 11-22. Después de esa velocidad deben montarse engranes con un Q_v superior. Véase la Tabla 11-17.

Mark^[7] deduce un método para calcular el error de transmisión en engranes de ejes paralelos, que toma en consideración la desalineación de los cojinetes, la desalineación dinámica de la flecha, las variaciones de espaciado entre dientes, las modificaciones en el perfil del diente, y la rigidez de las estructuras que soportan los cojinetes. Si se conoce la carga dinámica real debida a errores de transmisión y se toma en consideración aumentando la carga aplicada W_p , entonces el factor dinámico K_v se establece como igual a 1.

Fuente: AGMA

El factor de aplicación se obtuvo mediante la tabla 4, para ello se indica cómo será el impacto de la máquina impulsora y cuál será la impulsada, en el caso de la impulsada se tiene un motor eléctrico y la impulsora contará con un impacto uniforme por lo cual este factor se mantiene en 1.

Tabla 4: Factor Ka de aplicación

Máquina impulsada	Máquina impulsora		
	Uniforme	Impacto moderado	Impacto severo
Uniforme (motor eléctrico, turbina)	1.00	1.25	1.75 o superior
Impacto ligero (motor multicilindro)	1.25	1.50	2.00 o superior
Impacto medio (motor de un solo cilindro)	1.50	1.75	2.25 o superior

Fuente: AGMA

Los factores Ks, Ki y Kb directamente toman el valor de 1 ya que el primero corresponde al tamaño de la rueda dentada y para todas aquellas ruedas dentadas con diámetro superior a 0,3pulg toma un valor de 1, por otro lado, el factor Ki indica la presencia o no de un engranaje loco, al no existir en este caso se tiene un valor de 1; por último, el factor Kb al tratarse de un engranaje de disco sólido toma un valor de 1. Una vez teniendo todos los factores se procedió a calcular los esfuerzos tanto en el piñón como en el engrane haciendo uso de la ecuación 27.

$$\sigma_{b_p} = \frac{2,96.30,47}{0,42.0,38} \cdot \frac{1,1,6}{0,82} 1.1.1 = 1102,659psi$$

$$\sigma_{b_G} = \frac{2,96.30,47}{0,34.0,29} \cdot \frac{1,1,6}{0,82} 1.1.1 = 1784,806psi$$

Tabla 5: Materiales para la fabricación de engranajes y sus respectivas resistencias a la fatiga a flexión

TABLA 11-20 Resistencias a la fatiga por fricción S_{fb} de AGMA para una selección de materiales de engrane*							
Material	Clase AGMA	Designación del material	Tratamiento térmico	Dureza superficial mínima	Resistencia a la fatiga por flexión		
					psi x 10 ³	MPa	
Acero	A1-A5		Endurecido en la masa	≤ 180 HB	25-33	170-230	
			Endurecido en la masa	240 HB	31-41	210-280	
			Endurecido en la masa	300 HB	36-47	250-325	
			Endurecido en la masa	360 HB	40-52	280-360	
			Endurecido en la masa	400 HB	42-56	290-390	
			Endurecido con llama o por inducción	Patrón de tipo A 50-54 HRC	45-55	310-380	
			Endurecido con llama o por inducción	Patrón de tipo B	22	150	
			Carburizado y cementado	55-64HRC	55-75	380-520	
			AISI 4140	Nitrurado	84.6 15N	34-45	230-310
			AISI 4340	Nitrurado	83.5 15N	36-47	250-325
			Nitralloy 135M	Nitrurado	90.0 15N	38-48	260-330
Nitralloy N	Nitrurado	90.0 15N	40-50	280-345			
Cromo al 2.5%	Nitrurado	87.5-90.0 15N	55-65	380-450			
Hierro fundido	20	Clase 20	como está fundido		5	35	
	30	Clase 30	como está fundido	175 HB	8	69	
	40	Clase 40	como está fundido	200 HB	13	90	
Hierro nodular (dúctil)	A-7-a	60-40-18	Recocido	140 HB	22-33	150-230	
	A-7-c	80-55-06	Templado y revenido	180 HB	22-33	150-230	
	A-7-d	100-70-03	Templado y revenido	230 HB	27-40	180-280	
	A-7-e	120-90-02	Templado y revenido	230 HB	27-40	180-280	
Hierro maleable (perlítico)	A-8-c	45007		165 HB	10	70	
	A-8-e	50005		180 HB	13	90	
	A-8-f	53007		195 HB	16	110	
	A-8-i	80002		240 HB	21	145	
Bronce	Bronce 2	AGMA 2C	Fundición en arena	Resistencia a la tensión 40 ksi mínima	5.7	40	
	Al/Br 3	Aleación ASTM B-148 78 954	Con tratamiento térmico	Resistencia a la tensión 90 ksi mínimo	23.6	160	

Fuente: AGMA

Se comprobó que los esfuerzos a los que se someten las ruedas dentadas son fácilmente soportados por cualquiera de los materiales que aparecen en la tabla 5, se asume que los mismos están fabricados de acero A1 endurecido en la masa de 180HB, por lo tanto, cada uno cuenta con un factor de seguridad mínimo incluso mayor a 10 que se corrobora a continuación:

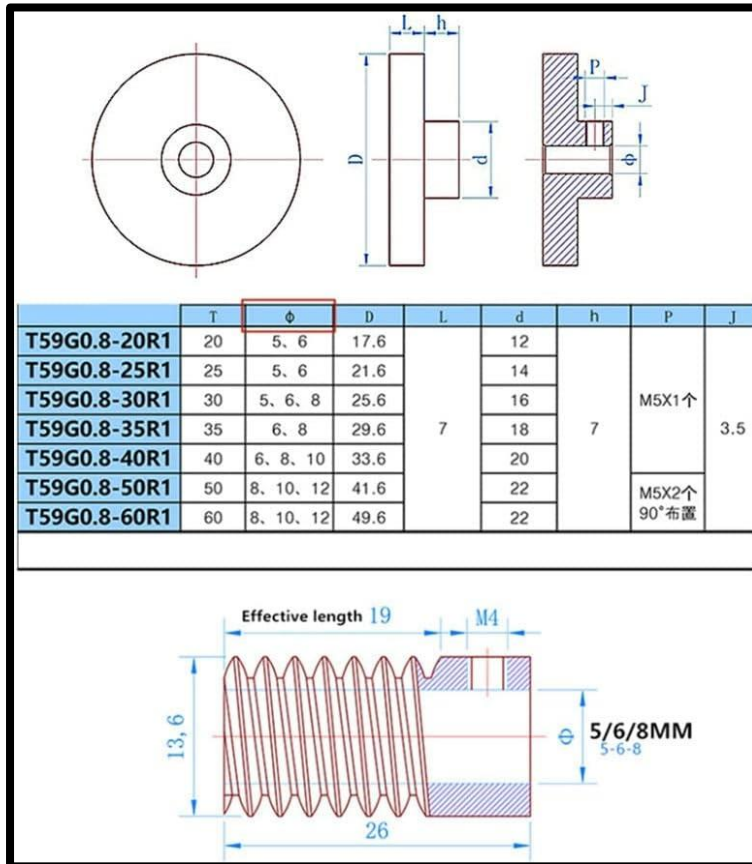
$$N_P = \frac{25000}{1102,659} = 22,67$$

$$N_G = \frac{25000}{1784,806} = 14$$

Una vez comprobada la factibilidad y resistencia de la primera reducción se procede a realizar los respectivos cálculos de la transmisión de tornillo sinfín. Se seleccionó la

transmisión de 40:1 del catálogo de Homexo en la tabla 6, para aceptar esta transmisión se procedió a comprobar que soporte los esfuerzos a los que esté sometida la misma:

Tabla 6: Especificaciones de la corona y el tornillo sinfín



Fuente: Homexo

Se determinó el paso del tornillo sinfín y corona haciendo uso de la ecuación 28, además se debe cumplir la condición de que el paso circular de la corona sea igual al paso axial del tornillo sinfín para que pueda existir una relación de engrane según la ecuación 29. Se sabe que el diámetro de paso de la corona es de 33,6mm aproximadamente:

$$P = \frac{D_G \pi}{N_G} \quad EC. N^{\circ} 28$$

$$P_x = P \quad EC. N^{\circ} 29$$

Donde:

P : Paso circular de la corona (mm)

P_x : Paso axial del tornillo sinfín (mm)

D_G : Diámetro de paso de la corona (mm)

N_G : Número de dientes de la corona

$$P = \frac{33,6 \cdot \pi}{40} = 2,64mm$$

$$P_x = 2,64mm$$

Se tiene que el paso axial del tornillo sinfín es de 2,64mm. La distancia entre dos caras homólogas de los filetes es lo que representa el paso axial.

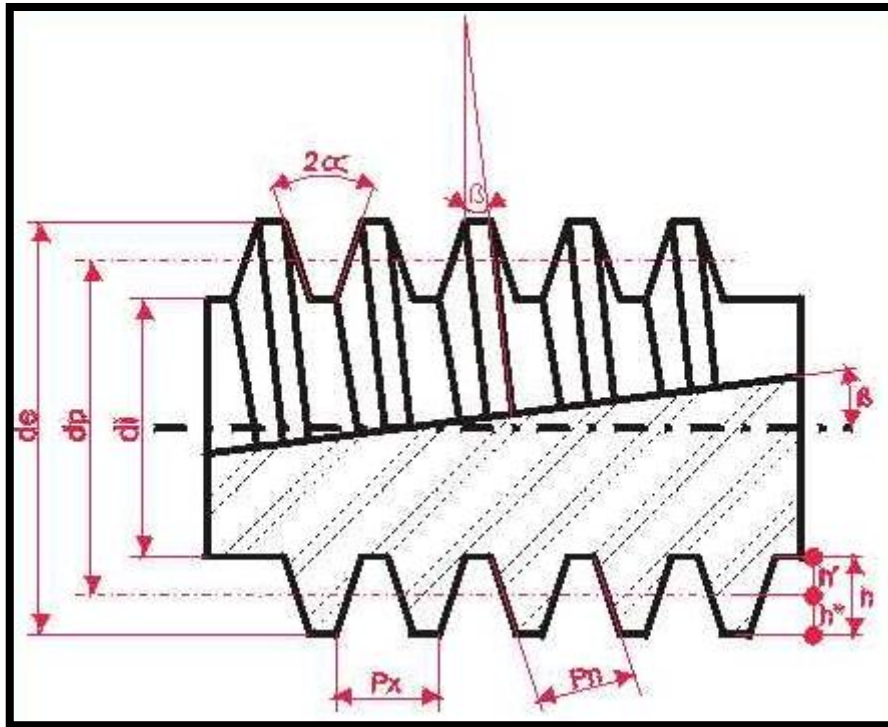


Figura 38. Nomenclatura en un tornillo sinfín

Fuente: Baiz, S.L (2022)

Se obtuvo el avance del tornillo sinfín que no es más que lo que recorrería un punto en su hélice a esta dar una vuelta completa con la ecuación 30:

$$L = P_x \cdot N_w \quad \text{EC. N}^\circ 30$$

Donde:

L : Avance del tornillo sinfín (mm)

P_x : Paso axial del tornillo sinfín (mm)

N_w : Número de entradas del tornillo sinfín

$$L = 2,64 \cdot 1 = 2,64mm$$

Se obtiene que por cada vuelta del tornillo sinfín, este avanzará 2,64mm. Para conseguir la velocidad de salida del mecanismo, es decir, la velocidad angular de la corona

se utilizó la ecuación 31:

$$\theta_G = \frac{\theta_{tG}}{RT} \quad \text{EC. N° 31}$$

Donde:

θ_G : Velocidad angular de la corona (RPM)

θ_{tG} : Velocidad angular del tornillo sinfín (RPM)

RT: Relación de transmisión

$$\theta_G = \frac{21875}{40} = 546,875RPM$$

Se obtiene que la velocidad angular del tornillo sinfín es de 546,875RPM.

Se determinó la velocidad de la línea de paso de cada uno de los elementos presentes, es decir, del tornillo sinfín y de la corona, haciendo uso de la ecuación 32:

$$V_t = \frac{D \cdot \pi \cdot \theta}{12} \quad \text{EC. N° 32}$$

Donde:

V_t : Velocidad de la línea de paso (fpm)

D: Diámetro de paso del elemento de máquina (pulg)

θ : Velocidad angular del elemento de máquina (RPM)

$$V_{wt} = \frac{0,54 \cdot \pi \cdot 21875}{12} = 3092,5fpm$$

$$V_{Gt} = \frac{1,32 \cdot \pi \cdot 546,875}{12} = 188,97fpm$$

Se obtiene que la velocidad en la línea de paso del tornillo sinfín será de 3092,5fpm, mientras que la velocidad de la línea de paso en la corona será de 188,97fpm.

Para determinar el ángulo de desplazamiento, que es característica dependiente de la hélice del tornillo sinfín, se hizo uso de la ecuación 33, esto queda definido además por el diámetro del mismo y el avance:

$$\lambda = \tan^{-1} \left(\frac{L}{D_w \pi} \right) \quad \text{EC. N° 33}$$

Donde:

λ : Ángulo de desplazamiento (°)

D_w : Diámetro de paso del tornillo sinfín (pulg)

L: Avance (pulg)

$$\lambda = \tan^{-1} \left(\frac{0,10394}{\pi \cdot 0,54} \right) = 3,51^\circ$$

Una vez determinado el ángulo de desplazamiento y la velocidad de la línea de paso, se obtuvieron las velocidades de deslizamiento, esto con el fin de obtener más adelante el factor o coeficiente de fricción existente entre corona y tornillo sinfín. Se aplicaron entonces las ecuaciones 34 y 35:

$$V_s = \frac{V_t}{\cos \lambda} \quad \text{EC. N° 34}$$

Donde:

V_s : Velocidad de deslizamiento (*fpm*)

V_t : Velocidad de la línea de paso (*fpm*)

λ : Ángulo de desplazamiento ($^\circ$)

$$V_{W_s} = \frac{3092,5}{\cos 3,51} = 3098,31 \text{ fpm}$$

$$V_{G_s} = \frac{188,97}{\cos 3,51} = 189,33 \text{ fpm}$$

Se obtiene que la velocidad de deslizamiento del tornillo sinfín es de 3098,31 *fpm*, mientras que la de la corona es de 189,33 *fpm*. Tras obtener estos datos, se utiliza la mayor de las velocidades de deslizamiento para el diseño, con esto se consiguió el coeficiente de fricción haciendo uso de la ecuación 35.

$$\mu = 0,103e^{(-0,11V_s^{0,45})} + 0,012 \quad \text{EC. N° 35}$$

Donde:

μ : Coeficiente de fricción

V_s : Velocidad de deslizamiento (*fpm*)

$$\mu = 0,103e^{(-0,11 \cdot 3098,31^{0,45})} + 0,012 = 0,0137132$$

Para la obtención del torque a la salida, conociendo el torque del sinfín y la relación de transmisión se introdujeron dichos datos en la ecuación 36:

$$T_G = RT \cdot T_W \quad \text{EC. N° 36}$$

Donde:

T_G : Torque en la corona (*lbf. pulg*)

RT : Relación de transmisión

T_W : Torque en el tornillo sinfín (*lbf. pulg*)

$$T_G = 40.0,776211 = 31,05lb.pulg$$

Se obtiene que el torque en la corona es de 31,05lb.pulg.

El ángulo de presión existente en un tornillo sinfín puede ser transverso o normal, donde el primero es el que se obtuvo del fabricante siendo este 20°, ahora bien para calcular las fuerzas en los dientes y en la hélice se necesitan ambos, por ende se hizo uso de la ecuación 37 para determinar el ángulo de presión normal:

$$\phi_n = \tan^{-1}(\tan\phi_t \cdot \cos\lambda) \text{ EC. N}^\circ 37$$

Donde:

ϕ_n : Ángulo de presión normal (°)

ϕ_t : Ángulo de presión transverso (°)

λ : Ángulo de desplazamiento (°)

$$\phi_n = \tan^{-1}(\tan 20^\circ \cdot \cos 3,51^\circ) = 19,965^\circ$$

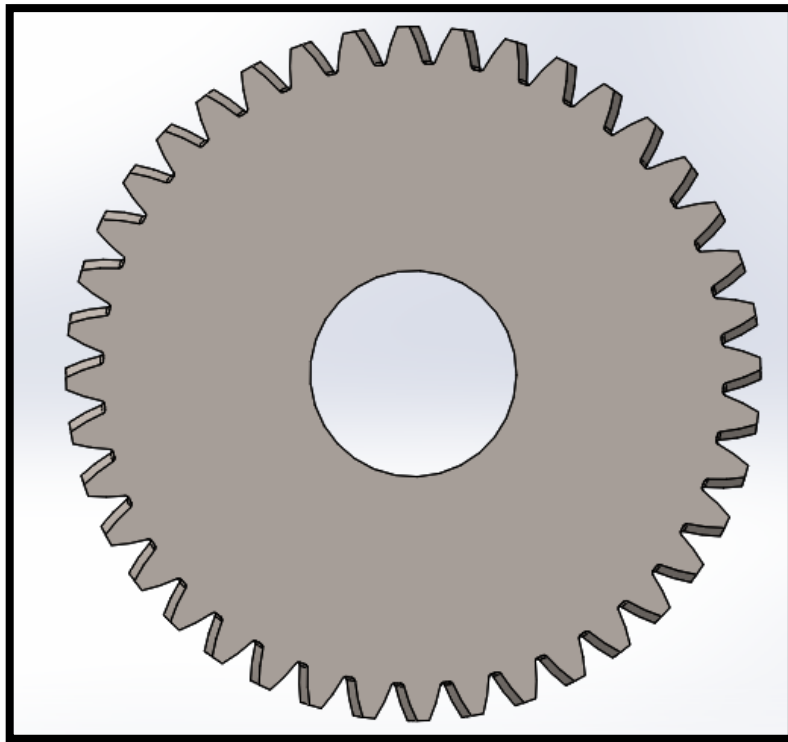


Figura 39. Corona

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En la figura 39 se observa la corona vista desde al frente, permitiendo ver el ángulo de hélice.

Una vez obtenidos los valores necesarios, se procedió a calcular las fuerzas a las cuales

estará sometido el sistema mediante las ecuaciones 38, 39, 40 y 41:

$$W_{tG} = \frac{2T_G}{D_G} \quad \text{EC. N° 38}$$

$$W_{xG} = W_{tG} \frac{(\cos\phi_n)(\text{sen}\lambda) + \mu(\cos\lambda)}{(\cos\phi_n)(\cos\lambda) - \mu(\text{sen}\lambda)} \quad \text{EC. N° 39}$$

$$W_{tG} = \frac{W_{tG}\text{sen}\phi_n}{(\cos\phi_n)(\cos\lambda) - \mu(\text{sen}\lambda)} \quad \text{EC. N° 40}$$

$$W_f = \frac{\mu W_{tG}}{(\cos\lambda)(\cos\phi_n)} \quad \text{EC. N° 41}$$

Donde:

W_{tG} : Fuerza tangencial (*lb*)

W_{xG} : Fuerza axial (*lb*)

W_{rG} : Fuerza radial (*lb*)

W_f : Fuerza de fricción (*lb*)

ϕ_n : Ángulo de presión normal (°)

λ : Ángulo de desplazamiento (°)

T_G : Torque en la corona (*lbf. pulg*)

μ : Coeficiente de fricción

$$W_{tG} = \frac{2.31,05}{33,6/25.4} = 46,94\text{lb}$$

$$W_{xG} = 46,94 \cdot \frac{(\cos 19,965^\circ)(\text{sen} 3,51^\circ) + 0,0137132(\cos 3,51^\circ)}{(\cos 19,965^\circ)(\cos 3,51^\circ) - 0,0137132(\text{sen} 3,51^\circ)} = 3,567\text{lb}$$

$$W_{tG} = \frac{46,94 \cdot \text{sen} 19,965^\circ}{(\cos 19,965^\circ)(\cos 3,51^\circ) - 0,0137132(\text{sen} 3,51^\circ)} = 17,1\text{lb}$$

$$W_f = \frac{46,94 \cdot 0,0137132}{(\cos 3,51^\circ)(\cos 19,965^\circ)} = 0,6861\text{lb}$$

Se obtiene que, en la corona, la fuerza tangencial es de 46,94lb, la fuerza axial es de 3,567lb, la fuerza de fricción es de 0,6861lb y la fuerza radial es de 17,1lb,

Para calcular la eficiencia del tornillo sinfín se calculó la potencia de salida en función de las pérdidas por fricción haciendo uso de las expresiones 42, 43 y 44:

$$P_L = \frac{V_s W_f}{33000} \quad \text{EC. N° 42}$$

$$P_o = P_i - P_L \quad \text{EC. N° 43}$$

$$\eta = \frac{P_o}{P_i} \quad \text{EC. N° 44}$$

Donde:

P_L : Potencia perdida (Hp)

V_s : Velocidad de deslizamiento (fpm)

P_o : Potencia de salida (Hp)

P_i : Potencia de entrada (Hp)

η : Rendimiento

$$P_L = \frac{3098,31 \cdot 0,6861}{33000} = 0,06442Hp$$

$$P_o = 0,268 - 0,06442 = 0,20358Hp$$

$$\eta = \frac{0,20358}{0,268} = 0,7596$$

Se obtiene que la potencia perdida en la transmisión equivale a 0,06442Hp, dejando así en la salida una potencia de 0,20358Hp. Asimismo, los cálculos obtenidos arrojaron que se pierde aproximadamente un 24% de la potencia de entrada, teniendo un rendimiento de casi 76% lo cual es alto rendimiento para sistemas de tornillo sinfín donde la fricción es elevada. Solo resta obtener el esfuerzo a flexión en los dientes del engrane; no se diseñará a desgaste porque al tratarse de un prototipo, el tiempo de trabajo no va a ser el suficiente como para que el desgaste sea un factor a tomar en consideración, ya que no se espera que trabaje por mucho tiempo. Para determinar el esfuerzo a flexión se aplicaron las expresiones 45, 46, 47 y 48:

$$\sigma = \frac{W_d}{yFp_n} \quad \text{EC. N° 45}$$

$$W_d = W_{tG}/K_v \quad \text{EC. N° 46}$$

$$p_n = p \cdot \cos\lambda \quad \text{EC. N° 47}$$

$$K_v = 1200/(1200 + V_{tg}) \quad \text{EC. N° 48}$$

Donde:

σ : Esfuerzo de flexión en los dientes de la corona (*psi*)

W_d : Carga dinámica en los dientes (*lb*)

y : Factor de forma de Lewis

F : Ancho de cara (*pulg*)

p_n : Paso circular normal (*pulg*)

p : Paso diametral (*pulg*)

W_{tG} : Fuerza tangencial (*lb*)

λ : Ángulo de desplazamiento ($^\circ$)

K_v : Factor de carga dinámica

V_t : Velocidad de la línea de paso (*fpm*)

Para obtener el factor de forma de Lewis, se emplea la tabla 6 con el ángulo de presión normal que se tenga, en este caso al ser 20° dicho factor es 0,125.

Tabla 6: Factor de forma de Lewis

ϕ_n	y
$14\frac{1}{2}^\circ$	0.100
20°	0.125
25°	0.150
30°	0.175

Fuente: Mott (1992)

$$K_v = 1200 / (1200 + 188,97) = 0,864$$

$$p_n = (2,64 / 25,4) \cdot \cos 3,51^\circ = 0,104 \text{ pulg}$$

$$W_d = 46,94 / 0,864 = 54,33 \text{ lb}$$

$$\sigma = \frac{54,33}{0,125 \cdot (7 / 25,4) \cdot 0,104} = 15164,64 \text{ psi}$$

Se obtiene que el esfuerzo al que se someten los dientes de la corona es de 15164,64psi. Se comprueba el factor de seguridad para engranaje de bronce del tipo Al/Br3

con 23600psi:

$$N = \frac{23600}{15164} = 1,6$$

Se concluyó entonces que el sistema no va a fallar a flexión, una vez teniendo esto en cuenta se tuvo que recalcular los tiempos de subida tomando en cuenta el torque y velocidad angular reales de la barra roscada del actuador aplicando la reducción 64:1.

$$T_u = 64(0,0548)$$

$$T_u = 3,5072 \text{ N.m}$$

$$\theta = \frac{35000}{64}$$

$$\theta = 546,875 \text{ RPM}$$

$$t = \frac{N}{\theta}$$

$$t = \frac{113,1}{546,875} \cdot \frac{60 \text{ seg}}{1 \text{ min}}$$

$$t = 12,4 \text{ seg}$$

Ahora, el torque en la barra roscada es de 3,5072 N.m a una velocidad de 546,875 RPM, dando como resultado que el brazo es capaz de subir y bajar en 12,4 segundos siempre que se trabaje con los valores nominales del motor, superando los 10 segundos que se tenían estipulados con anterioridad.

Reanudando el diseño del actuador lineal, ya teniendo la barra roscada y el tren de engranajes que se encargarán de otorgar movimiento al sistema, se debe diseñar el elemento de avance o pistón, el cual se pretende obtener a partir de tubo de aluminio cuadrado de 1x1 pulg reforzado en sus puntos de sujeción o de mayor esfuerzo mediante un compuesto de fibra de vidrio, alambre de acero y resina de poliéster. Este pistón o vástago contendrá en uno de sus extremos la tuerca encargada de desplazarse por la barra roscada a medida que esta gira, dicha tuerca será embutida con el uso de la misma resina para adoptar el perfil cuadrado y centrar la misma en el tubo, además será reforzada en su agarre con pasadores laterales que impidan que se corra la tuerca de su posición. Dicha tuerca corresponderá al mismo paso de la barra roscada, siendo esta de 3/8-16 UNC.

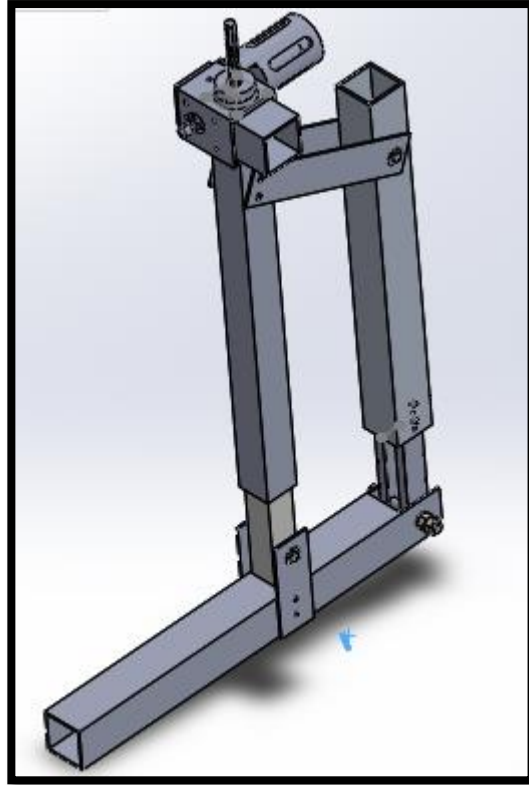


Figura 40. Brazo y actuador lineal

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En la figura 40, se muestra en conjunto al brazo y al actuador lineal responsable de su movimiento.

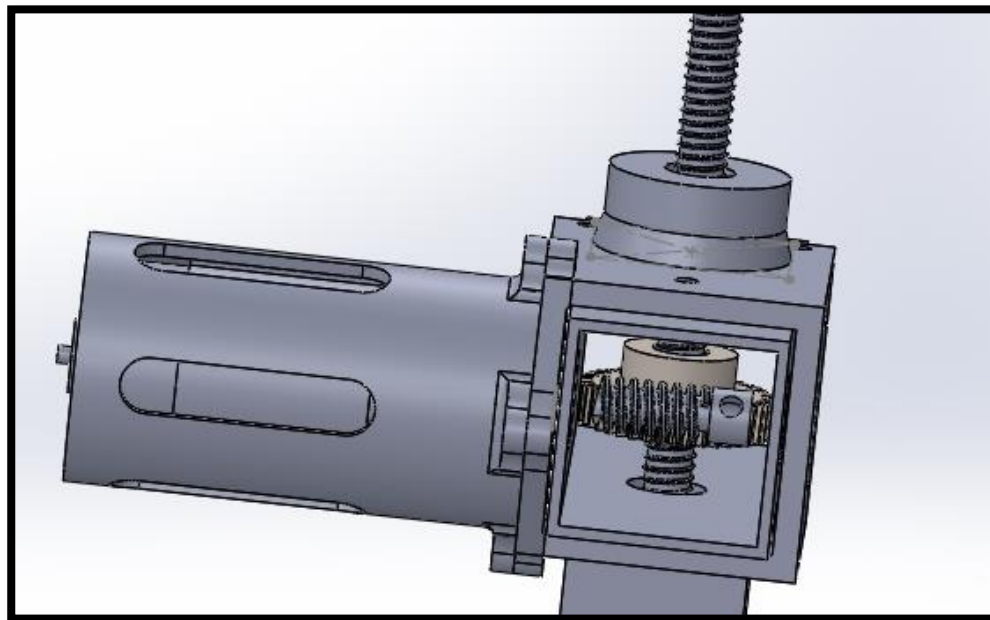


Figura 41. Transmisión del actuador del brazo

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En la figura 41, se puede observar la disposición del motor, el tornillo sinfín y la corona que componen la reducción del actuador lineal.

El material compuesto fue calculado por medio de la ley de mezclas, la cual permite obtener propiedades como el módulo de elasticidad, la resistencia mecánica y la densidad del mismo, teniendo en cuenta la fracción volumétrica de cada uno de los componentes, así como cada una de las propiedades mencionadas. Debido a que la masa de un objeto se puede medir con facilidad, se tomará como datos iniciales la masa de cada uno de los componentes, para obtener su volumen por medio de su densidad. Para el cálculo de las propiedades, se hizo uso de las siguientes ecuaciones (50, 51 y 52):

$$\rho = \frac{m}{v} \quad \text{EC. N° 49}$$

$$\rho_c = V_m \cdot \rho_m + V_f \cdot \rho_f + V_a \cdot \rho_a \quad \text{EC. N° 50}$$

$$E_c = V_m \cdot E_m + V_f \cdot E_f + V_a \cdot E_a \quad \text{EC. N° 51}$$

$$\sigma_c = V_m \cdot \sigma_m + V_f \cdot \sigma_f + V_a \cdot \sigma_a \quad \text{EC. N° 52}$$

Donde:

ρ = densidad (g/cm³)

m = masa (g)

v = volumen (cm³)

ρ_c = densidad del compuesto (g/cm³)

ρ_m = densidad de la matriz (g/cm³)

ρ_f = densidad de la fibra (g/cm³)

ρ_a = densidad del acero (g/cm³)

V_m = fracción volumétrica matriz

V_f = fracción volumétrica fibra

V_a = fracción volumétrica acero

E_c = módulo de elasticidad compuesto (MPa)

E_m = módulo de elasticidad matriz (MPa)

E_f = módulo de elasticidad fibra (MPa)

E_a = módulo de elasticidad acero (MPa)

σ_c = Resistencia mecánica compuesto (MPa)

σ_m = Resistencia mecánica matriz (MPa)

σ_f = Resistencia mecánica fibra (MPa)

σ_a = Resistencia mecánica acero (MPa)

$$v = \frac{m}{\rho}$$

$$vm = \frac{12}{1,2}$$

$$vm = 10\text{cm}^3$$

$$vf = \frac{8}{2,6}$$

$$vf = 3,076\text{cm}^3$$

$$va = \frac{8}{7,87}$$

$$va = 1,016\text{cm}^3$$

Se obtiene que para las cantidades propuestas, se tiene un volumen de acero de $1,016\text{cm}^3$, un volumen de matriz de 10cm^3 y un volumen de fibra de $3,076\text{cm}^3$.

Por medio de la masa de cada uno de los componentes que se agregan al compuesto, y teniendo en cuenta sus densidades, se consiguieron los volúmenes de cada uno de ellos. Ahora, se obtiene el volumen total, y con él y los volúmenes individuales, se puede obtener la fracción volumétrica de cada material y con ello, aplicar la ley de mezclas.

$$v_{total} = 1,016 + 10 + 3,076 \text{ cm}^3$$

$$v_{total} = 14,092\text{cm}^3$$

$$Ec = \frac{10}{14,092} \cdot 3400 + \frac{3,076}{14,092} \cdot 72000 + \frac{1,016}{14,092} \cdot 190000$$

$$Ec = 31835,86 \text{ MPa}$$

$$\sigma_c = \frac{10}{14,092} \cdot 50 + \frac{3,076}{14,092} \cdot 3450 + \frac{1,016}{14,092} \cdot 400$$

$$\sigma_c = 817,54 \text{ Mpa}$$

De esta forma, se obtuvo el módulo de elasticidad y la resistencia mecánica del material. Es importante destacar, que esto se cumple si y sólo si los esfuerzos a los que es sometida la pieza son en la dirección de la fibra de vidrio. En caso de que la pieza sea sometida a esfuerzos cortantes, la resistencia de la pieza sería igual a la resistencia de la matriz (resina de poliéster).



Figura 42: Fibras en la dirección del esfuerzo
Fuente: Universidad Politécnica de Valencia (2012)

En la figura 42 se representan las fibras del material siendo traccionadas en su misma dirección, siendo ese el punto de mayor resistencia.

Adicionalmente, se deben calcular las dimensiones del pistón, el cual va a soportar la carga ejercida por la barra roscada a través de la tuerca que tendrá embutida. El elemento será sometido principalmente a compresión, por lo que se debe diseñar por pandeo. Para ello, se hará uso de las siguientes ecuaciones (53, 54 y 55):

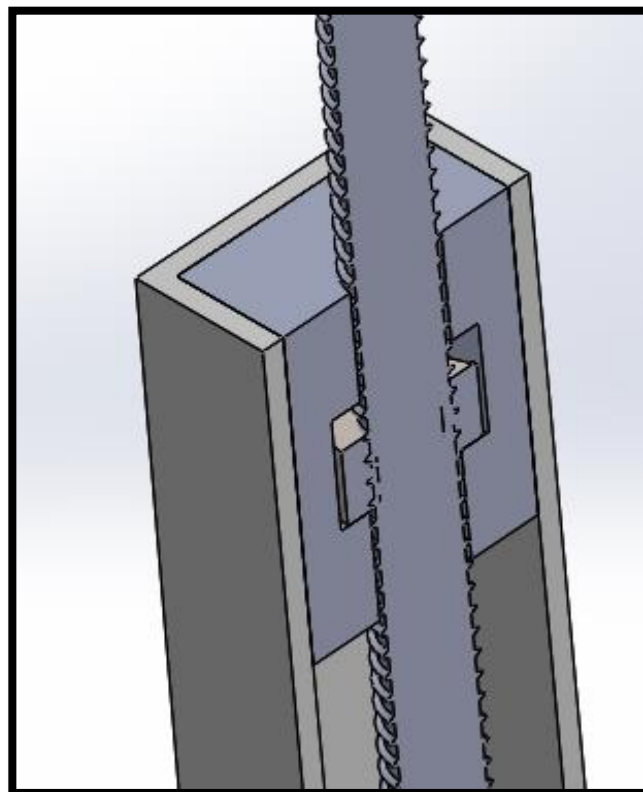


Figura 43. Vista de sección del pistón
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En la figura 43, se puede ver la tuerca embutida en el material compuesto dentro del tubo

de 1 pulgada.

$$r = \sqrt{I/A}$$

EC. N° 53

$$\frac{h}{r} \lim = \pi \sqrt{\frac{2 n E}{S_{yc}}}$$

EC. N° 54

$$A = b^2$$

EC. N° 55

r: radio de giro (mm)

I: Momento de inercia (mm^4)

A: área de sección transversal (mm^2)

b: base del cuadrado (mm)

h/r: esbeltez

h/r: esbeltez límite

n: factor de fijación

E: módulo de elasticidad (GPa)

S_{yc}: Esfuerzo de fluencia (MPa)

Se supone el uso de un tubo cuadrado de aluminio de 1" y calibre 1,8mm de 340mm de longitud, y se procede a calcular tanto el momento de inercia del perfil como su área de sección transversal.

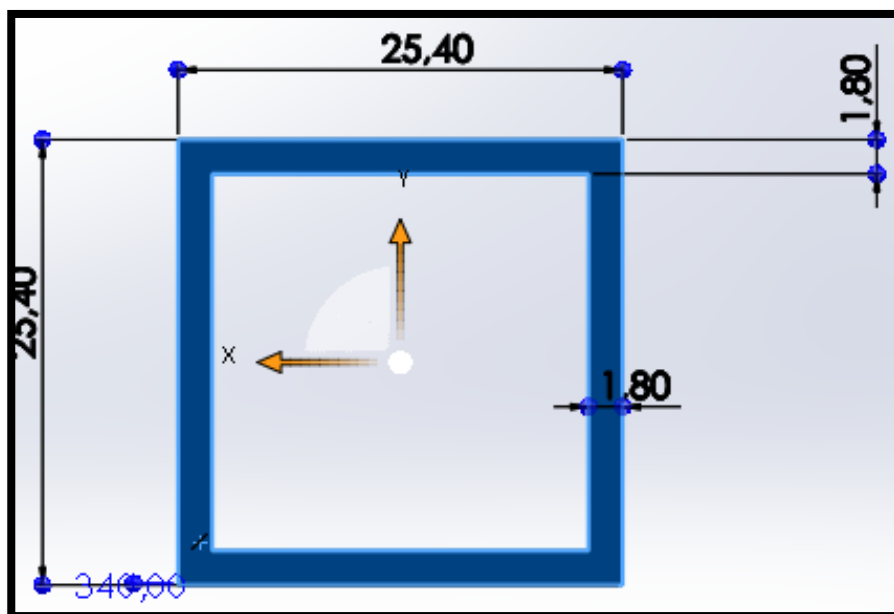


Figura 44. Sección transversal del tubo de 1 pulgada

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

$$I = \frac{25,4 \cdot 25,4^3}{12} - \frac{(25,4 - 2 \cdot 1,8) \cdot (25,4 - 2 \cdot 1,8)^3}{12}$$

$$I = 15864,864 \text{ mm}^4$$

$$A_{mayor} = 25,4 \cdot 25,4$$

$$A_{mayor} = 645,16 \text{ mm}^2$$

$$A_{menor} = (25,4 - (2 \cdot 1,8)) \cdot (25,4 - (2 \cdot 1,8))$$

$$A_{menor} = 475,24 \text{ mm}^2$$

$$A_{real} = 645,16 - 475,24$$

$$A_{real} = 169,92 \text{ mm}^2$$

Una vez obtenidos los datos, se calculó el radio de giro, la esbeltez real y la esbeltez límite. Se toma un factor de sujeción de 2, por tener un extremo articulado y uno fijo.

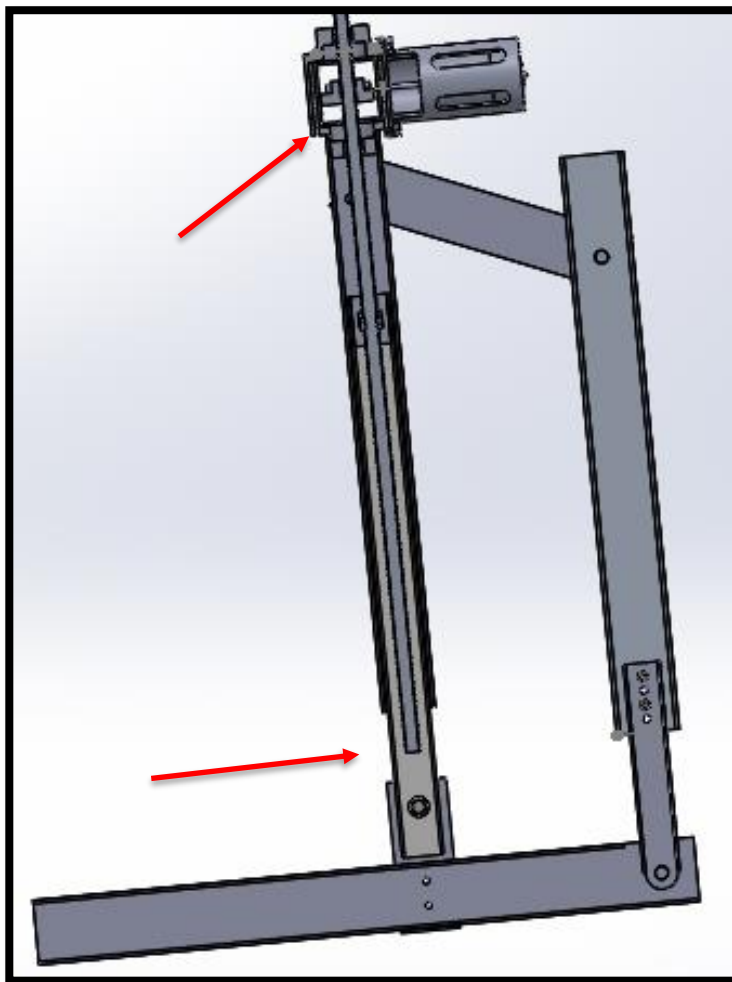


Figura 45. Fijaciones en los extremos del pistón

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

$$r = \sqrt{\frac{15864,864}{169,92}}$$

$$r = 9,66 \text{ mm}$$

$$h/r = 340/9,66$$

$$h/r = 35,187$$

$$\frac{h}{r} \text{ lim} = \pi \sqrt{\frac{2 \cdot 2 \cdot 69500}{90}}$$

$$\frac{h}{r} \text{ lim} = 123,46$$

Al comparar la esbeltez real con la esbeltez límite, se observa que $h/r_{\text{lim}} > h/r > 20$, por lo que el criterio para calcular la carga crítica de la pieza es el criterio de Johnson, a partir de la ecuación 56:

$$P_{cr} = A \left[S_y - \left(\frac{S_y}{2\pi} \right)^2 \cdot \frac{1}{nE} \left(\frac{h}{r} \right)^2 \right] \quad \text{EC. N}^\circ \text{ 56}$$

$$P_{cr} = 169,92 \left[90 - \left(\frac{90}{2\pi} \right)^2 \cdot \frac{1}{2 \cdot 69500} \left(\frac{340}{9,66} \right)^2 \right] \cdot 9,81$$

$$P_{cr} = 1527,24 \text{ Kg}$$

$$N = \frac{1527,24}{200}$$

$$N = 7,63$$

De esta manera, se comprobó el correcto diseño del pistón, al tener un factor de seguridad de 7,63, por lo que su uso es seguro.

Un factor a tomar en cuenta en el diseño del actuador lineal son los cojinetes, los cuales no solo se encargarán de alinear la barra roscada en el soporte sino también de absorber las cargas axiales de la misma en ambas direcciones por el principio de acción y reacción, ya que la barra roscada al girar generará una fuerza axial (fuerza de pretensado) que buscará sacarla de lugar, para ello se bloquea este movimiento axial delegando dicha carga a los cojinetes, uno por cada sentido de la fuerza. Esta carga es de 200kg por lo que los cojinetes a escoger deben de soportar mínimo 2000N, haciendo uso del catálogo de rodamientos rígidos de bola de SKF se seleccionó el rodamiento 639 el cual absorbe una carga estática de 232Kg, estas características están enunciadas en la tabla 7.

Tabla 7: Características de rodamiento 639

Dimensiones		Rendimiento	
Diámetro interno	9 mm	Capacidad de carga dinámica básica	4.36 kN
Diámetro exterior	30 mm	Capacidad de carga estática básica	2.32 kN
Ancho	10 mm	Velocidad de referencia	60 000 r/min
		Velocidad límite	36 000 r/min

Fuente: SKG catálogo



Figura 46. Rodamiento 639

Fuente: SKG catálogo

El montaje de los mismos involucra el bloqueo de la pista externa del rodamiento manteniendo libre la pista interna para permitir el giro, sin embargo, para que el mismo absorba la carga se hace uso de tuerca y contratuerca en ambos rodamientos que impidan el desplazamiento axial, apoyándose sobre la pista interna del rodamiento delegando la carga.

Una vez concluido del diseño del vástago ya se tiene el músculo artificial o actuador lineal diseñado para los antebrazos, pero en el caso de la movilización del hombro se hace uso de una transmisión por engranajes rectos tipo cascada. Ya que no se requiere una fuerza tan grande como

la que se requería en el bíceps artificial. Inicialmente se repite la misma relación de transmisión de entrada de 1:1,6 que se utilizó en la primera fase de la caja reductora de los actuadores del antebrazo con engranajes rectos, esto para proteger nuevamente al eje del motor delegando una menor fuerza tangencial al mismo, estos cálculos no se repetirán ya que se comprobó que dicho par de engranaje contaba con un alto factor de seguridad por lo que no fallará. Para obtener una relación de transmisión cercana a los 40:1 se hace uso de dos cascadas utilizando engranajes de nylon. Se procede calcular la relación de transmisión global haciendo uso de la ecuación 57:

$$RT_{cascada} = \prod_i RT_i \quad \text{EC. N° 57}$$

Donde:

$RT_{cascada}$: Relación de transmisión de la cascada completa

RT_i : Relación de transmisión individual de cada conjunto o etapa de la cascada

Esta cascada contará con 4 etapas, iniciando con la etapa que se encuentra justo en la salida del motor que se mencionó previamente que contaba con una relación de transmisión de $RT_1 = 1,6$, seguidamente se tendrán tres etapas que se obtienen de la siguiente relación:

$$RT_{cascada} = 1,6 \cdot 4 \cdot 3 \cdot 2,4 = 46,08$$

Esta relación de transmisión origina una velocidad angular y un torque en la salida respectivamente de:

$$\theta_G = \frac{35000}{46,08} = 759,54RPM$$

$$T_G = 0,0548 \cdot 46,08 = 2,525N.m$$

Para evitar redundar en los diseños, y tomando en cuenta que con anterioridad se explicó cómo se calcularon los engranajes rectos, se resumirá dicha operación para la transmisión en cascada en un cuadro.

Cuadro 12: Resultados de engranajes de caja reductora.

	Engranaje 1	Engranaje 2	Engranaje 3	Engranaje 4	Engranaje 5	Engranaje 6
Velocidad (RPM)	21875	5468	5468	1822	1822	759
Número de dientes	12	48	10	30	20	48
Ancho de cara (mm)	15	15	15	15	10	10
Módulo	2	2	3	3	1	1
Esfuerzo a flexión (Mpa)	2,31	2,69	5,75	6,9	66,19	68,09
Resistencia a la flexión (Mpa)	44	44	44	44	181	181
Factor de seguridad	19	16,35	7,65	6,37	2,73	2,65

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En el cuadro 12, se muestran los resultados obtenidos al calcular los engranajes que componen la caja reductora. Como se puede apreciar, cuentan con un factor de seguridad alto, lo que garantiza su buen funcionamiento.

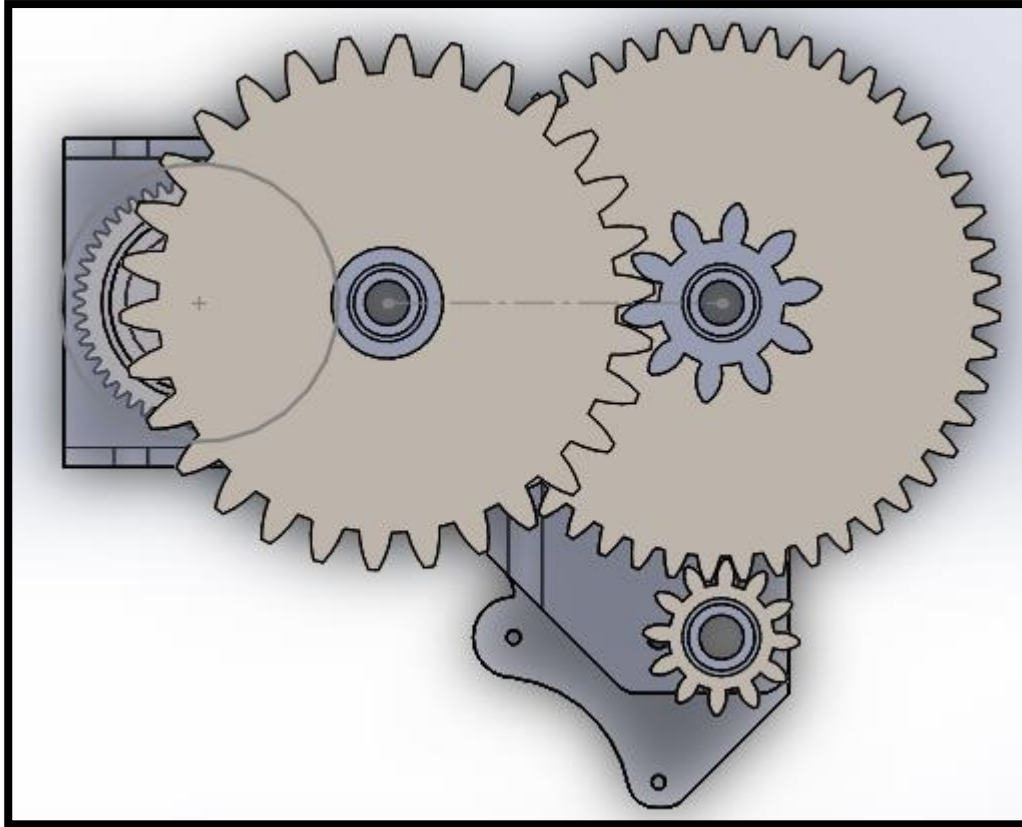


Figura 47. Ensamblaje de caja reductora

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En la figura 47 se muestra el ensamblaje de la caja reductora con los engranajes calculados en el cuadro 12.

Diseño de la espalda y hombros

La estructura de la espalda del exoesqueleto contará con un diseño relativamente sencillo ya que la misma será sometida a compresión pura, debido a que solamente soportará los 160kg que se puedan soportar con el exoesqueleto (80kg en cada brazo), a pesar de ser excéntrica esa carga respecto a la espalda, la flexión no se tomará en cuenta ya que será imperceptible. Haciendo uso del perfil cuadrado que se ha venido utilizando de 1,5x1,5 pulg se determinó el esfuerzo a compresión del mismo:

$$\sigma = \frac{160}{(25,4 \cdot 1,5) \cdot 4,2,4} = 0,44 \text{kg/mm}^2$$

Se puede diseñar con alta confiabilidad ya que el esfuerzo de fluencia del aluminio utilizado es de 12kg/mm^2 teniendo un altísimo factor de seguridad. Ahora bien en cuanto al diseño geométrico de la espalda, se propuso un diseño trapezoidal en el que se tienen 2 barras horizontales,

superior e inferior, siendo la superior más larga y sobre la cual se apoyarán los hombros y hombreras, 2 barras horizontales para dar estabilidad, y 4 barras diagonales articuladas en cada uno de los extremos de las barras horizontales, conectándose así los pares de barras diagonales de un mismo lado del cuerpo entre sí, esto con el fin de poder ajustar la altura del trapecio dependiendo de la persona que lo utilice dándole cierto grado de universalidad al exoesqueleto, este ajuste se realizará cambiando la separación entre las barras diagonales y horizontales. Ahora bien, mediante el bloqueo de las barras horizontales se evitará un pivote de las diagonales manteniendo una estructura firme y rígida. Un boceto de esto se puede apreciar en la figura 42.

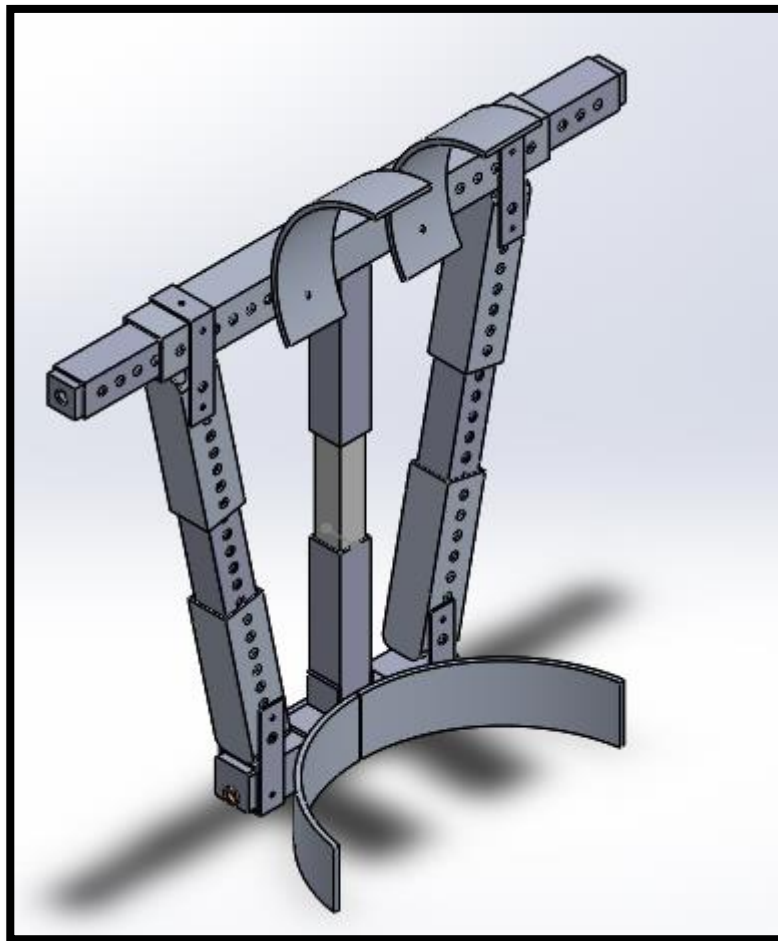


Figura 48. Diseño de la espalda
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

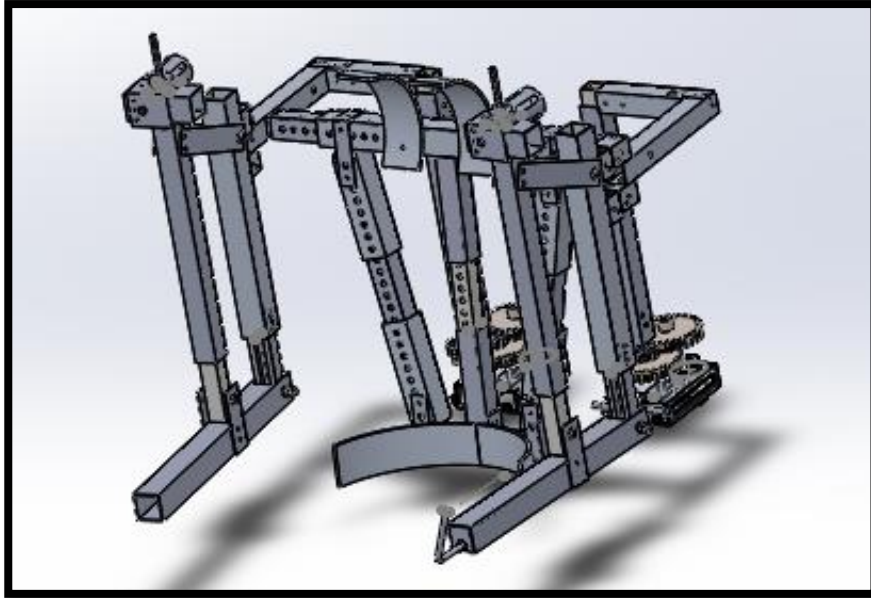


Figura 49. Ensamblaje exoesqueleto

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En la figura 49, se muestra la vista isométrica del prototipo de exoesqueleto, mientras que en la figura 50 se observa cómo queda simulado en un cuerpo humano.

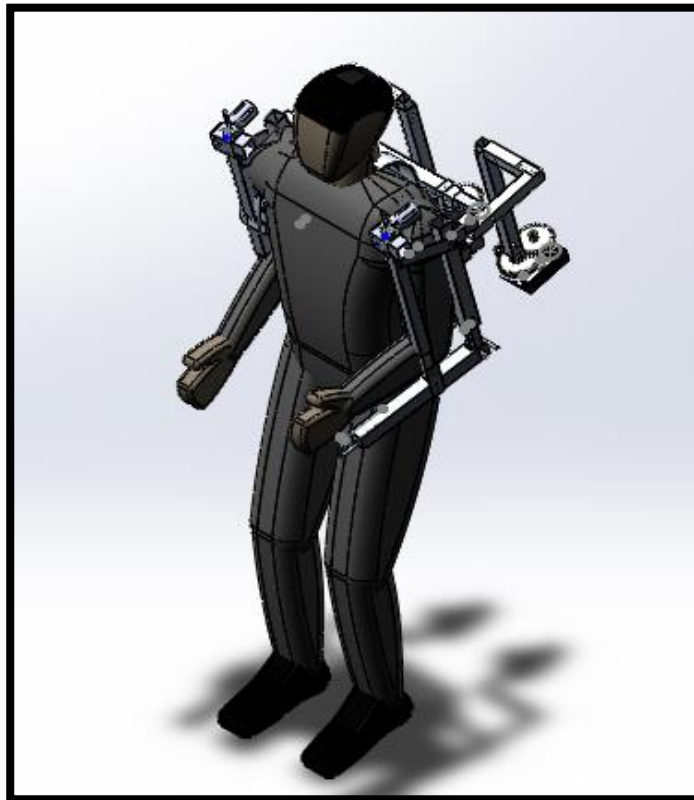


Figura 50. Ensamblaje exoesqueleto

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

4.4.2 Diseño eléctrico

El diseño del sistema eléctrico que alimentará al exoesqueleto dependerá del consumo global del prototipo, tomando en cuenta los consumos particulares de cada uno de los elementos y obteniendo así una autonomía de un tiempo específico que otorgará el banco de baterías. Se escogió como sistema de alimentación un banco de baterías y no una batería individual por la rentabilidad económica que esto presenta para el prototipo, ya que el costo es menor en comparativa al costo que representa una batería de litio de carga profunda que permita mantener en funcionamiento el dispositivo por un tiempo continuo. Algunos de los consumos más notorios del sistema se pueden observar en las tablas 8 y 9, además se conoce que el motor tiene una corriente de arranque de 11A aproximadamente y una corriente de trabajo con carga de 3A aproximadamente:

Tabla 8: Consumo del Arduino UNO

Power	
I/O Voltage	5V
Input voltage (nominal)	7-12V
DC Current per I/O Pin	20 mA
Power Supply Connector	Barrel Plug

Fuente: Arduino (2024)

Tabla 9: Consumo del sensor electromiográfico MyoWare 2.0

Supply Voltage: min. = 2.27V, typ. = +3.3V or +5V, max. = +5.47V
Input Bias Current: 250 pA, max 1 nA

Fuente: MyoWare

Si se realiza una sumatoria de los consumos nominales de los dispositivos, esto sin tomar en cuenta la corriente de arranque de los motores si no la de trabajo ya que el instante en que el consumo de corriente para el arranque será muy breve, se obtiene que para el Arduino (sabiendo que cada pin tiene una salida máxima de 20mA se calcula para 16 pines en actividad continua), 4 sensores MyoWare y 4 motores, en donde hay uno por cada articulación potenciada, el consumo será de 20,32A y el voltaje mínimo a tener serán 24V que es con el que se alimentan los motores, por su parte la electrónica trabaja con niveles inferiores de voltaje cuya alimentación será a parte de la que aplica para los motores, así que se deberán diseñar 2 sistemas de alimentación independientes. Tomando esta premisa en consideración se tendrán solo 20A de corriente para los 4 motores trabajando simultáneamente.

Se propuso realizar un banco de baterías a partir de combinaciones en serie y paralelo de baterías de NiMH de 2000mAh y 1,2V AA de Amazon Basics. generalmente, se recomienda que la tasa de descarga de cualquier batería sea de 1C, es decir de 2000A en este caso para un suministro continuo de 1h para una batería o celda individual pero existen tasas tope admisibles para diversas combinaciones electroquímicas de baterías, en el caso de las baterías de NiMH se recomienda una tasa máxima segura de 3C por lo que una descarga superior a la indicada podría degradar rápidamente la batería, esto debido a que la temperatura de dichas baterías no debe exceder los 60°C ya que las quemaría. Al tener a disposición 48 unidades de baterías AA de NiMH de 2000mAh para realizar la configuración del banco de baterías; primeramente, se debe obtener el voltaje necesario de 24V configurándolas en serie, ahora bien, la cantidad de baterías a utilizar en una celda para 24V se determina mediante la ecuación 58:

$$N_{bat} = \frac{V_{total}}{V_{bat}} \quad EC. N^{\circ} 58$$

N_{bat} : Número de baterías para el paquete

V_{total} : Voltaje del banco de baterías (V)

V_{bat} : Voltaje de una batería individual (V)

$$N_{bat} = \frac{24}{1,2} = 20 \text{ baterías}$$

Se tendrán 20 baterías para armar 1 paquete de 24V, por lo que quedan a disposición 28 baterías más, de las cuales se tomaron otras 20 con el fin de conectar ambos paquetes en paralelo y obtener un aumento en la capacidad de carga/descarga expandiendo un poco el umbral de la tasa C de la batería, ahora bien como al conectar baterías en paralelo la capacidad de las mismas es

aditiva, se obtuvo una capacidad global del banco de 4000mAh con una tasa 3C máxima para 12A, obteniendo el tiempo de descarga mediante la ecuación 59:

$$t_{descarga} = \frac{C}{I} * 60 \quad EC. N^{\circ} 59$$

$t_{descarga}$: Tiempo de descarga (*min*)

I : Corriente (*A*)

C : Capacidad de la celda (*Ah*)

$$t_{descarga} = \frac{4}{12} * 60 = 20min$$

De las 8 baterías restantes con las que se contaba se dedicaron 5 a la alimentación del circuito electrónico, ya que el Arduino UNO se alimenta entre 5V y 12V al igual que los sensores electromiográficos, por ello se obtuvo un voltaje de 6V mediante la conexión de 5 de las baterías restantes en serie destinadas a alimentar el circuito electrónico. Ambos arreglos de baterías se representan en las figuras 51 y 52.

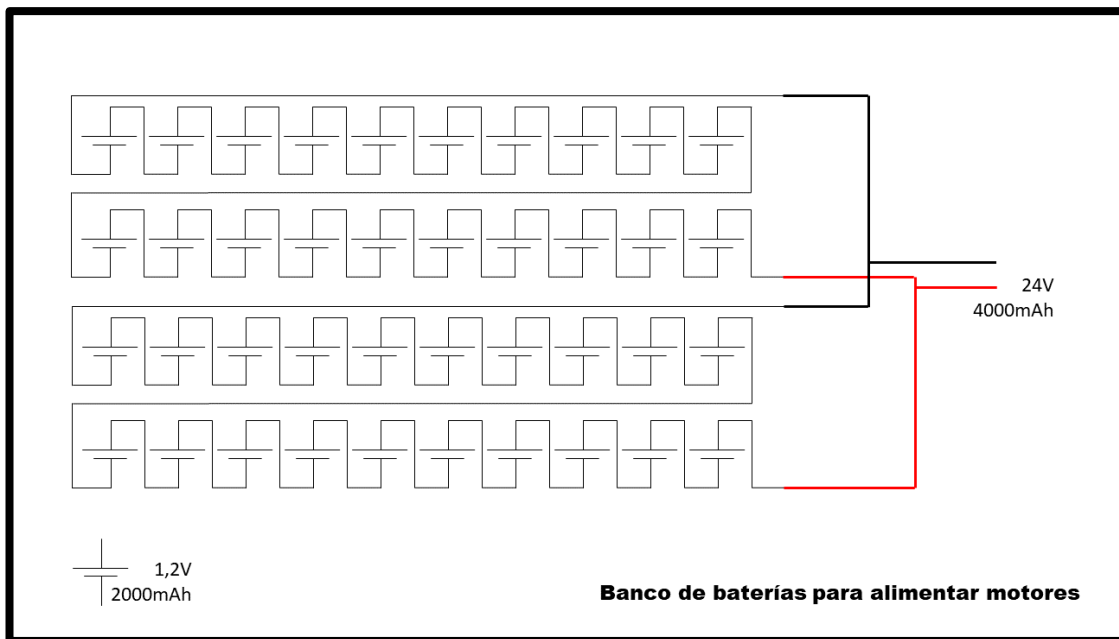


Figura 51. Arreglo de baterías para alimentar motores

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En la figura 51, se muestra el arreglo de baterías utilizado para alimentar los motores. Se trata de dos paquetes de 20 baterías conectadas en serie para obtener 20V, y esos dos paquetes se

conectan en paralelo para obtener 4Ah.

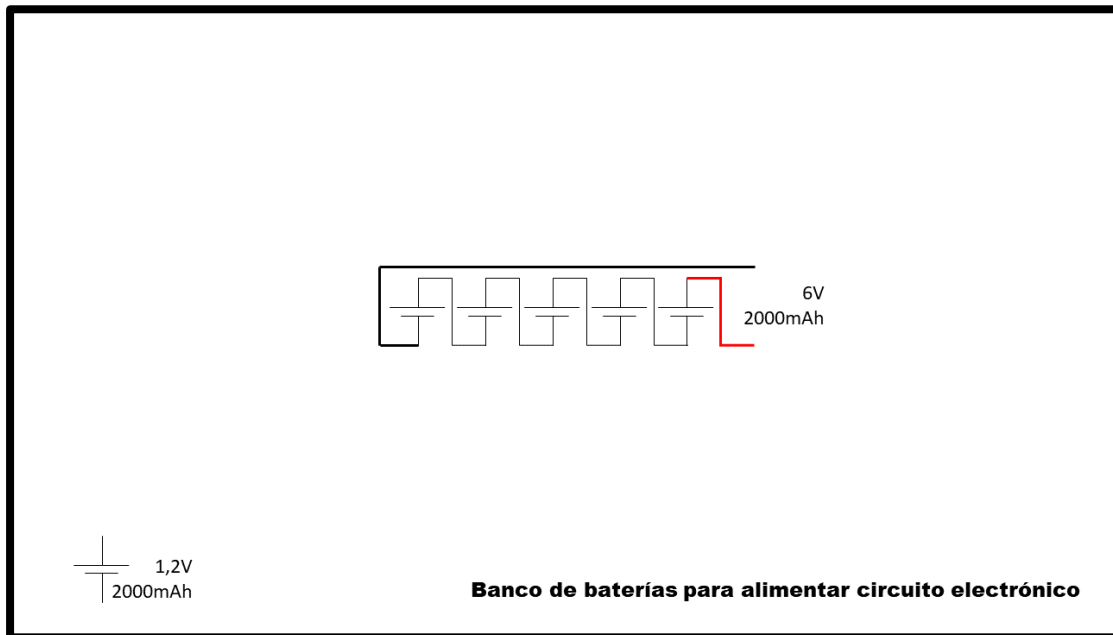


Figura 52. Arreglo de baterías para alimentar circuito electrónico

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Para culminar el diseño eléctrico se seleccionó el diámetro del cable a utilizar de acuerdo a la corriente que los mismos puedan manejar, debido a que los motores se conectarán en paralelo, todos consumirán el mismo voltaje pero la corriente total del sistema se va a dividir entre lo que consuma cada uno de ellos, es decir, suponiendo un caso extremo en el que todos los motores se encuentren trabajando en conjunto y la corriente global sea de aproximadamente 12A, los cables de cada motor seguirán consumiendo lo que dicho motor requiera pero previo a dicha bifurcación los cables de la salida directa del banco de baterías si deben soportar los 12A. Para seleccionar los cables se hizo uso de la tabla 10:

Tabla 10: Calibres de los distintos cables de cobre según la AWG

Amperaje que soportan los cables de cobre					
Nivel de temperatura:	60°C	75°C	90°C	60°C	
Tipo de aislante:	TW	RHW, THW, THWN	THHN, XHHW-2, THWN-2	SPT	
Medida / calibre del cable	Amperaje soportado			Medida / calibre del cable	Amperaje soportado
14 AWG	15 A	15 A	15 A	20 AWG	2 A
12 AWG	20 A	20 A	20 A	18 AWG	10 A
10 AWG	30 A	30 A	30 A	16 AWG	13 A
8 AWG	40 A	50 A	55 A	14 AWG	18 A
6 AWG	55 A	65 A	75 A	12 AWG	25 A
4 AWG	70 A	85 A	95 A		
3 AWG	85 A	100 A	115 A		
2 AWG	95 A	115 A	130 A		
1 AWG	110 A	130 A	145 A		
1/0 AWG	125 A	150 A	170 A		
2/0 AWG	145 A	175 A	195 A		
3/0 AWG	165 A	200 A	225 A		
4/0 AWG	195 A	230 A	260 A		

Fuente: Masvoltaje (2017)

Al ser 12A la corriente máxima a soportar directamente se escogió el calibre 14 del listado de cables para garantizar un excelente rendimiento y no trabajar tan cerca del límite inferior, ahora bien, para el cableado individual de cada motor se tomó el cable 18AWG ya que está muy por encima del consumo de los mismos y este tipo de cable es más ligero que el cable 14AWG, por ello es conveniente presentar ese cambio en el calibre del cableado al pasar al motor del banco de baterías. Con la escogencia de los cables y el diseño de los bancos de baterías se concluye el diseño eléctrico.

4.4.3 Diseño electrónico

El diseño electrónico del sistema consiste en la selección del sistema de control del prototipo, incluyendo los componentes que hacen posible la comunicación entre el usuario y la máquina. Se propone un sistema dual, en el cual el usuario pueda controlarlo por medio de sensores electromiográficos con la señal de sus músculos, o, en caso de así desearlo, con una serie de botones ubicados en las manos. Para ello se incorpora una lista de dispositivos electrónicos como lo son:

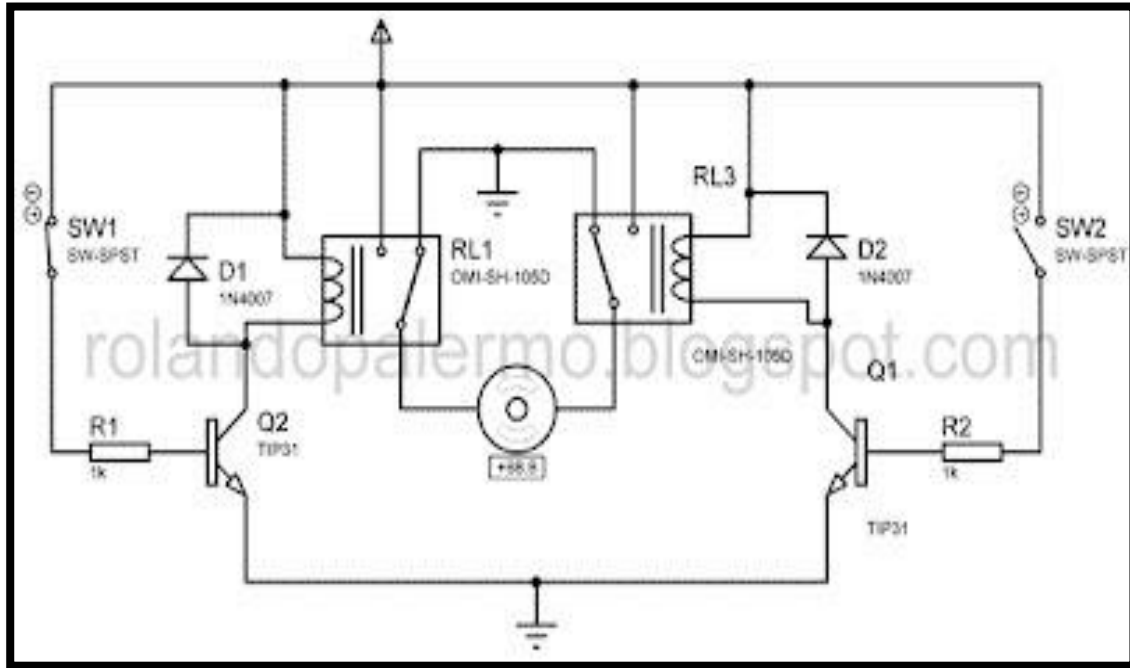
- 4 sensores EMG 2.0 MyoWare
- 1 Arduino UNO

- 4 relés 30VDC, 5V para activar y 10 Amp.
- 8 pulsadores
- 4 LEDs

Los relés permitirán el diseño de un circuito denominado puente H que permite invertir el giro de un motor DC en cualquier momento sin necesidad de intercambiar cables, esto lo hace abriendo y cerrando compuertas lógicas para cambiar así el sentido de flujo de la corriente mediante la diferencia de potencial que exista entre los terminales de salida; el diagrama de conexiones del puente H puede visualizarse en la figura 53. Adicionalmente, los puentes H con relé tienen la particularidad de que no permiten errores en caso de activarse las dos compuertas a la vez, ya que la diferencia de potencial entre ellas se hace 0:

Figura 53. Puente H usando relés

Fuente: Inventable (2017)



Seguidamente, se presenta el diagrama o mapa de conexiones del circuito electrónico en la figura 53, englobando todos los elementos mencionados anteriormente:

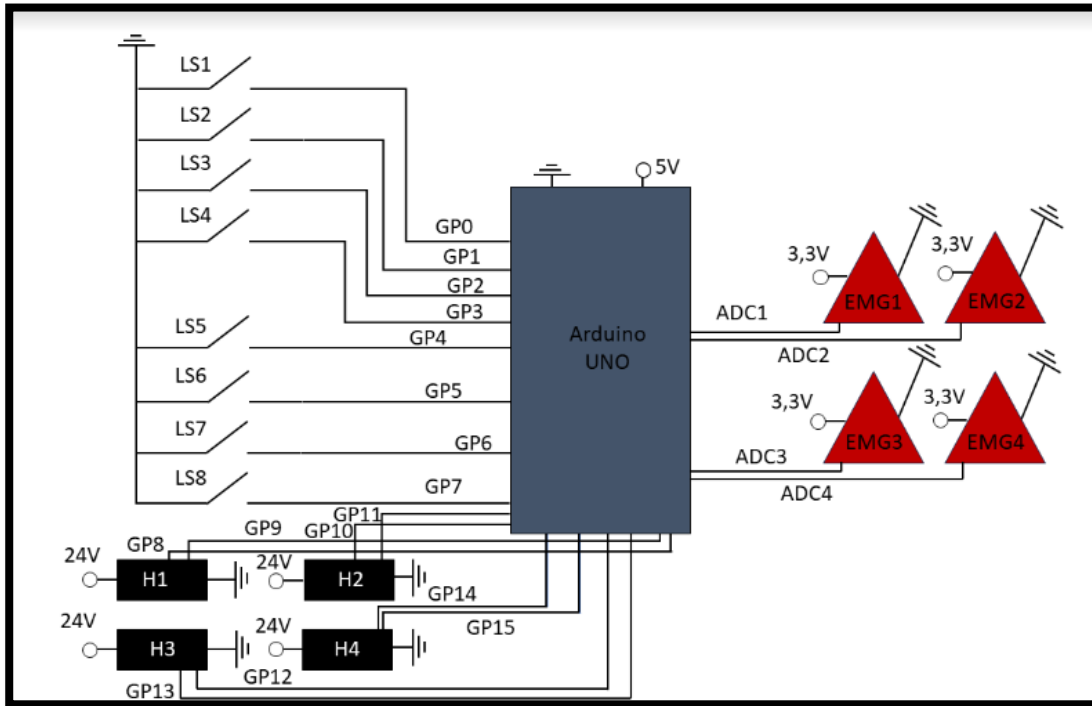


Figura 54. Conexiones del sistema electrónico hacia el Arduino UNO
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Cada unidad H_n presentada en la figura 54 corresponde a una conexión motor-puente H, solo que en el gráfico se plasma de manera más simplificada ya que solo se dibujaron los pines que van hacia la placa. Ahora bien, un programa de control sencillo para el sistema plasmado es que una vez que se active alguna señal muscular que sea de mayor intensidad a un valor piloto calibrado previamente el actuador inicie su trabajo en un sentido o en otro dependiendo en donde se encuentre la carga (si elevada o en su punto más bajo) hasta su otro tope. Estos movimientos también pueden ser accionados por medio de pulsadores, teniendo un botón para subir y bajar cada músculo, así como también uno para cambiar entre el modo de trabajo, es decir, entre los sensores y los botones, y, finalmente, uno para calibrar los sensores. La función de los LEDs no es más que notificar al usuario que la calibración está en curso. En la figura 43 se propuso un diagrama de flujo que ejemplifica el proceso mencionado anteriormente:

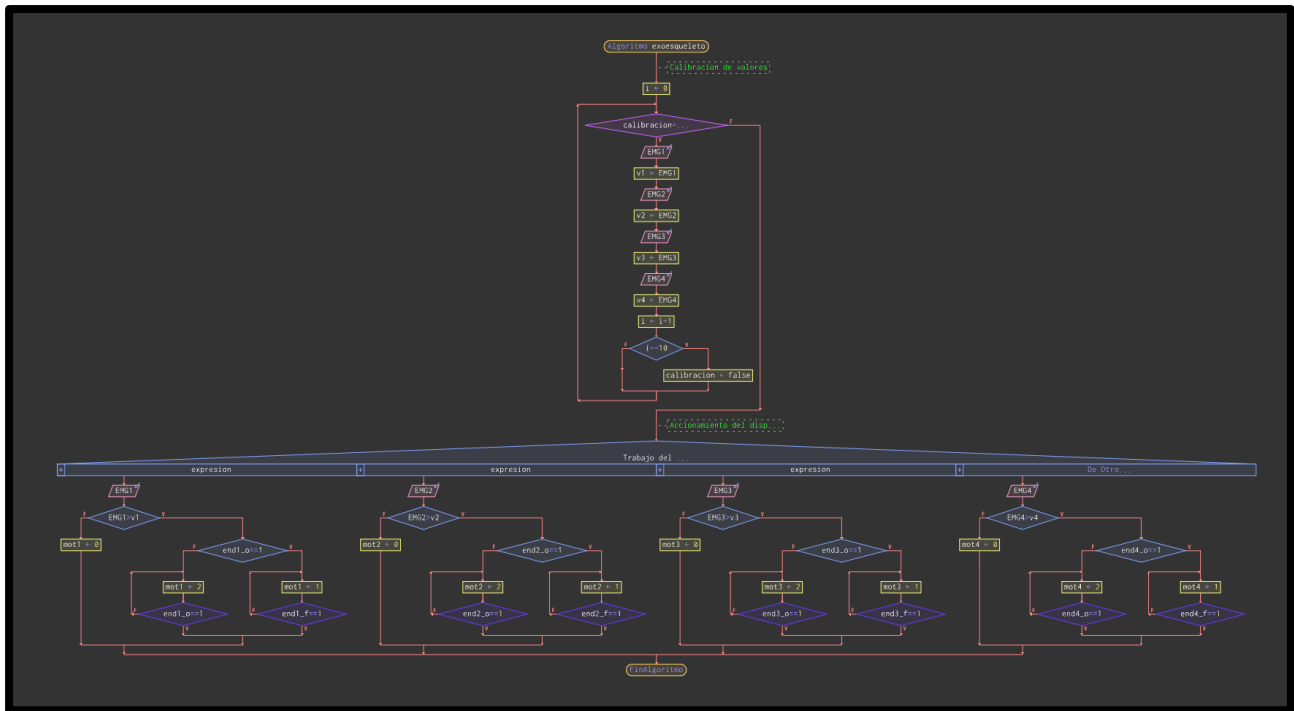


Figura 55. Diagrama de flujo del sistema

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

4.5 Fase V: Evaluación de la viabilidad técnica, operativa, ambiental y económica del diseño elaborado.

Una vez elaborado el diseño del exoesqueleto, es necesaria la realización de un estudio de viabilidad técnica, operativa, ambiental, y, en particular, económica, la cual es, en muchos casos, un factor decisivo para la ejecución de un proyecto. Este estudio permite determinar si un proyecto es factible desde distintos puntos de vista, y si cumple con los requisitos necesarios para su éxito.

4.5.1 Viabilidad técnica

La viabilidad técnica de un proyecto se refiere a la evaluación de los recursos técnicos disponibles y su adecuación para cumplir con los objetivos del proyecto. Para determinar si un proyecto es técnicamente viable, es necesario analizar varios aspectos, como la disponibilidad de equipos y herramientas necesarias, el conocimiento técnico del equipo de trabajo, la accesibilidad de los componentes necesarios en comercios locales, la posibilidad de importar componentes que no se consigan en el país, la alineación entre el diseño, los equipos, los materiales y las capacidades del equipo de trabajo, entre otros.

Cuadro 12. Aspectos técnicos necesarios para desarrollar la propuesta

PROPUESTA	ASPECTO TÉCNICO REQUERIDO	¿SE TIENE?	
		SÍ	NO
Exoesqueleto con motor DC y tornillo sinfín	¿Se cuenta con las herramientas y equipos requeridos para la construcción del prototipo?	X	
	¿Se cuenta con el conocimiento para el uso de los equipos y herramientas necesarios para la construcción?	X	
	¿Los componentes eléctricos para la construcción se consiguen con facilidad en comercios locales?		X
	¿Los componentes mecánicos para la construcción se consiguen con facilidad en comercios locales?	X	
	¿Los componentes electrónicos para la construcción se consiguen con facilidad en comercios locales?		X
	¿Es posible importar los componentes necesarios para la construcción que no se consiguen en el país?	X	
	¿Se cuentan con los conocimientos técnicos para el diseño del prototipo?	X	
	¿Están alineados el diseño, los equipos, los materiales, las herramientas y las capacidades del equipo de trabajo?	X	
	¿Los componentes necesarios que no se consiguen en el país pueden llegar rápidamente?		X
	¿El tiempo disponible para la ejecución del proyecto cuenta con holguras considerables?		X

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Según los resultados de la evaluación de viabilidad técnica presentadas en el cuadro 12, se puede concluir que la mayoría de los aspectos técnicos necesarios para desarrollar la propuesta del exoesqueleto con motor DC y tornillo sinfín son positivos. Esto significa que se cuenta con las herramientas y equipos requeridos, el conocimiento para el uso de los equipos y herramientas, la disponibilidad de componentes eléctricos y mecánicos en comercios locales, la posibilidad de importar componentes necesarios, los conocimientos técnicos para el diseño del prototipo, la alineación entre el diseño, los equipos, los materiales y las capacidades del equipo de trabajo, y la disponibilidad de los componentes necesarios que no se consigan en el país.

Sin embargo, es importante tener en cuenta que existen algunos aspectos técnicos que pueden dificultar la realización del proyecto. Por lo tanto, se recomienda realizar un análisis más detallado de estos aspectos y considerar posibles soluciones o alternativas para garantizar la viabilidad técnica del proyecto.

El proyecto del exoesqueleto con motor DC y tornillo sinfín es técnicamente viable, pero se debe tener en cuenta los aspectos técnicos que presentan dificultades y buscar soluciones para superarlas.

4.5.2 Viabilidad operativa

Por su parte, la evaluación de la viabilidad operativa es un análisis esencial que se enfoca en los recursos productivos necesarios para la implementación del proyecto, incluyendo los recursos humanos, en esta evaluación también se tiene en cuenta los cambios que la propuesta generaría en la organización.

Para determinar la viabilidad del proyecto del exoesqueleto con motor DC y tornillo sinfín, se evaluaron varios aspectos operativos. A continuación, se presenta una tabla que resume estos aspectos y los resultados de la evaluación:

Cuadro 13. Aspectos operativos para evaluar la viabilidad.

PROPUESTA	CAMBIO QUE GENERA	CRITERIOS DEL CAMBIO	SÍ	NO
Exoesqueleto con motor DC y tornillo sinfín.	Equipamiento nuevo no conocido por el personal	¿El personal requiere de una capacitación para el uso del prototipo?	X	
	Mayor capacidad de carga sin necesidad de un montacargas.	¿El personal será capaz de aumentar su capacidad de carga utilizando el dispositivo, sin la necesidad del uso de maquinaria como un montacargas o transpaleta?	X	
	Mayor maniobrabilidad al cargar peso	¿El personal podrá aumentar su capacidad de carga, presentando una mayor maniobrabilidad y la capacidad de acceder a espacios en donde un montacargas no podría?	X	
	Efecto sobre el tiempo de trabajo	¿El usuario puede utilizar el dispositivo de manera continua durante más de una hora?		X
	Mayor seguridad en el trabajo	¿El dispositivo reduce el riesgo de lesiones musculoesqueléticas al evitar que el usuario sea quien levanta la carga?	X	
	Mayor versatilidad en el uso	¿El dispositivo puede ser utilizado para elevar distintos tipos de mercancía, sin estar limitada a una geometría en concreto?	X	
	Adaptable a distintos usuarios	¿El dispositivo cuenta con una forma de regular su tamaño, de modo que se pueda adaptar a las diferencias en las medidas antropométricas que puedan tener los trabajadores?	X	

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Como se puede observar en la tabla anterior, la evaluación operativa concluye que el proyecto es viable. Esto significa que la implementación del exoesqueleto con motor DC y tornillo sinfín no representará un problema en los lugares donde se requiera. Por lo tanto, se puede proceder con la implementación del proyecto con la confianza de que es operativamente viable.

4.5.3 Viabilidad ambiental

La viabilidad ambiental busca determinar las posibles implicaciones ambientales que pueden derivar de la realización del proyecto. En este caso, se toman como referencia los objetivos de desarrollo sostenible planteados por la ONU. Como se muestra en el Cuadro 14, el proyecto de exoesqueleto con motor DC y tornillo sinfín cumple con varios de los objetivos planteados por la ONU para el desarrollo sostenible, lo que hace que el proyecto sea ambientalmente viable durante su desarrollo y al final de su vida útil, donde muchos de sus componentes podrán ser reciclados.

Cuadro 14. Aspectos ambientales para evaluar la factibilidad.

PROPUESTA	META	COMPROMISO CON EL AMBIENTE	¿SOSTENIBLE?	
			SÍ	NO
Exoesqueleto con motor DC y tornillo sinfín.	7.2	De aquí a 2030, aumentar considerablemente la proporción de energía renovable en el conjunto de fuentes energéticas.	X	
	8.8	Proteger los derechos laborales y promover un entorno de trabajo seguro y sin riesgos para todos los trabajadores, incluidos los trabajadores migrantes, en particular las mujeres migrantes y las personas con empleos precarios.	X	
	9.4	De aquí a 2032, modernizar la infraestructura y reconvertir las industrias para que sean sostenibles, utilizando los recursos con mayor eficiencia y promoviendo la adopción de tecnologías y procesos industriales limpios y ambientalmente racionales, y logrando que todos los países tomen medidas de acuerdo con sus capacidades respectivas.	X	

	9.5	Aumentar la investigación científica y mejorar la capacidad tecnológica de los sectores industriales de todos los países, en particular los países en desarrollo, entre otras cosas fomentando la innovación y aumentando considerablemente, de aquí a 2030, el número de personas que trabajan en investigación y desarrollo por millón de habitantes y los gastos de los sectores público y privado en investigación y desarrollo.	X	
	12.5	De aquí a 2030, reducir considerablemente la generación de desechos mediante actividades de prevención, reducción, reciclado y reutilización.	X	

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

La viabilidad ambiental de un proyecto se determina a través de un estudio que evalúa el impacto que tendrá sobre los ecosistemas y las comunidades. El estudio del mismo, ayuda a reconocer posibles problemas ambientales y a crear planes para abordarlos. Además, facilita el cumplimiento de la normativa ambiental y contribuye al desarrollo sostenible al garantizar que la organización responsable del proyecto esté de acuerdo con los objetivos nacionales de sostenibilidad

El proyecto de exoesqueleto con motor DC y tornillo sinfín cumple con los objetivos de desarrollo sostenible planteados por la ONU, lo que lo hace ambientalmente viable.

4.5.4 Viabilidad económica

La viabilidad económica de un proyecto busca evaluar los factores económicos para determinar si el proyecto es viable, partiendo de un análisis costo-beneficio para comparar los costos financieros con los resultados previstos. Para ello, en primer lugar, se deben obtener los costos necesarios para llevar a cabo la propuesta, seguido de los beneficios que se obtendrán a raíz de su implementación, para finalmente conseguir su relación.

Cuadro 15. Costos de fabricación.

Artículo No.	Descripción	Cant	Unidad	Precio unitario S USD	Total S USD
1	<u>MyoWare</u> Sensor muscular 2.0: compatible con <u>Arduino</u> , sensor de electromiografía (EMG) todo en uno de <u>Advancer Technologies</u> - Mide la actividad muscular detectando su potencial eléctrico.	4	Pieza	39,95	159,8
2	<u>Amazon Basics</u> paquete de 24 baterías AA recargables, capacidad <u>estandar</u> 2000mAh	2	Pieza	28,56	57,12
3	Motor RS555 24V 35.000RPM con accesorios de caja de cambios.	4	Pieza	12,45	49,8
4	Juego de corona de acero inoxidable y tornillo sinfin de latón Homero RT 40:1	2	Pieza	15,97	31,94
5	<u>Arduino</u> UNO	1	Pieza	28	28
6	Tubo de aluminio 1x1" 1mm	1,36	metros	5	6,8
7	Tubo de aluminio cuadrado 1 ½" 2mm	2,5	metros	7,66	19,16
8	Bocinas de bronce	16	Piezas	4	64
9	Lámina de acero 2mm 1,22x2,44m	1	Pieza	20	20
10	Barra lisa de acero 8mm	4	Pieza	8	32
11	Barra roscada 8mm 600 mm	4	Pieza	16,43	65,72
12	Resorte 14mm x 50mm	2	Pieza	5	10
13	Rodamientos de bola 639 SKF	8	Pieza	5	40
14	Remaches 3/16 x 5/8	16	Pieza	0,05	0,8
15	Tuerca Hexagonal M8	12	Pieza	0,5	6
16	Tornillo M4 acero inoxidable	8		1	8
17	Resina de poliéster 420g	1	Pieza	10	10

Continuación cuadro 15. Costos de fabricación.

Artículo No.	Descripción	Cant	Unidad	Precio unitario \$ USD	Total \$ USD
18	Fibra de vidrio	1	Pieza	8	8
19	Tornillos tirafondo 5/8"	20	Pieza	0,27	5,4
20	Filamento PETG	1	Kg	30	30
Total					630,65 \$

Por su parte, los beneficios económicos del proyecto vienen dados en el área de la seguridad, particularmente en que, al reducir el riesgo de lesiones, la empresa no tendrá que pagar las multas y demás gastos derivados de un accidente en donde se vea involucrado un trabajador. Ya que el proyecto no se está enfocando en una empresa en concreto, se toman valores generales de referencia.

La LOPCYMAT establece en caso de lesiones al trabajador, e infracciones de parte de la empresa, una serie de sanciones que deben asumirse, basada en el número de trabajadores afectados (el número de trabajadores que tiene la empresa). La LOPCYMAT indica que existirán sanciones administrativas de hasta 75 unidades tributarias por cada trabajador expuesto en caso de haber una infracción grave.

Sin perjuicio de las responsabilidades civiles, penales, administrativas o disciplinarias, se sancionará al empleador o empleadora con multas de veintiséis a setenta y cinco unidades tributarias (26 a 75 U. T.) POR CADA TRABAJADOR EXPUESTO cuando: No incluya en el diseño del proyecto de empresa, establecimiento o explotación, los aspectos de seguridad y salud en el trabajo que permitan controlar las condiciones peligrosas de trabajo y prevenir la ocurrencia de accidentes de trabajo y enfermedades ocupacionales, de conformidad con esta Ley, su Reglamento o las normas técnicas. (LOPCYMAT, 2005, p.48)

De igual manera, establece una serie de criterios y sanciones en caso de discapacidad parcial de un trabajador.

La discapacidad parcial permanente es la contingencia que, a consecuencia de un accidente de trabajo o enfermedad ocupacional, genera en el trabajador o trabajadora una disminución parcial y definitiva menor del sesenta y siete por ciento (67%) por ciento de su capacidad física o intelectual para el trabajo 37 causando prestaciones dinerarias según

se indica a continuación: 1. En caso de disminución parcial y definitiva de hasta un veinticinco por ciento (25%) de su capacidad física o intelectual para la profesión u oficio habitual, la prestación correspondiente será de un pago único, pagadero en el territorio de la República, en moneda nacional, a la cual tienen derecho los trabajadores y trabajadoras desde el momento de iniciarse la relación de trabajo y que será igual al resultado de aplicar el porcentaje de discapacidad atribuido al caso, al valor de cinco (5) anualidades del último salario de referencia de cotización del trabajador o de la trabajadora. 2. En caso de disminución parcial y definitiva mayor del veinticinco por ciento (25%) y menor del sesenta y siete por ciento (67%) de su capacidad física o intelectual para la profesión u oficio habitual la prestación correspondiente será una renta vitalicia pagadera en catorce (14) mensualidades anuales, en el territorio de la República, en moneda nacional, a la cual tienen derecho los trabajadores y trabajadoras a partir de la fecha que termine la discapacidad temporal, y que será igual al resultado de aplicar el porcentaje de discapacidad atribuido al caso, al último salario de referencia de cotización del trabajador o de la trabajadora. (LOPCYMAT, 2005, p.37)

Sin embargo, existen otros costos asociados a los accidentes, como lo son las sanciones por daño moral, las cuales son impuestas por los jueces según su consideración, al igual que otros que no son tan visibles, como el hecho de no tener un trabajador que conoce el área, el tener que pagar sobretiempos a otros para que puedan cubrir el turno, o los gastos médicos que deba asumir la empresa sobre el trabajador.

Como se mencionó anteriormente, debido a que el presente trabajo no está enfocado en una empresa en particular, usaremos el ejemplo de una empresa ficticia llamada "Industrias Progreso" para realizar un análisis más detallado. Dado que no tenemos datos específicos sobre esta empresa, no podemos determinar con precisión cuál sería el costo real de un accidente. Sin embargo, podemos comparar los costos del diseño propuesto con los costos de una posible sanción administrativa que podría enfrentar la empresa en caso de incumplimiento de normas de seguridad.

Supongamos que Industrias Progreso es una empresa grande, con más de 200 trabajadores. En este caso, es fundamental considerar que los costos asociados a un accidente laboral no se limitan únicamente a los gastos médicos y la indemnización al trabajador afectado. También hay que tener en cuenta los costos indirectos, como la interrupción de la producción, la pérdida de eficiencia y la posible disminución de la moral de los empleados.

El diseño propuesto de un sistema de exoesqueleto con motor DC y tornillo sinfín busca mejorar la seguridad y la eficiencia en el manejo de cargas pesadas. Al implementar este diseño, Industrias Progreso podría reducir significativamente el riesgo de lesiones musculoesqueléticas en sus trabajadores, lo que a su vez podría disminuir los costos asociados a indemnizaciones por

accidentes laborales.

Por otro lado, si la empresa no implementa medidas de seguridad adecuadas y se produce un accidente, podría enfrentar una sanción administrativa por parte de las autoridades competentes. Estas sanciones pueden ser costosas y afectar negativamente la reputación de la empresa.

Ya que la ley establece un pago dze entre 26 y 75 UT por cada trabajador expuesto, se tomará la media de este rango, siendo esta 51 UT.

$$\text{Sanción} = 51 \text{ UT} \cdot 200$$

$$\text{Sanción} = 10200$$

Actualmente el valor de la unidad tributaria es de 9 bs, por lo que se tiene que

$$\text{Sanción} = 9\text{bs} \cdot 10200$$

$$\text{Sanción} = 91800 \text{ bs}$$

A día de hoy, la tasa de cambio oficial de bolívares a dólares americanos es de 36,13bs por dólar americano. Por ende, se tiene que

$$\text{Sanción} = 91800\text{bs}/36,13\text{bs}/\$$$

$$\text{Sanción} = 2540,82\$$$

Ahora, una vez obtenidos los datos, se procede a realizar el análisis de costo-beneficio, en donde dependiendo del resultado obtenido, se determinará si el proyecto es o no viable desde un punto de vista económico. Como criterio se tendrá que:

- $AC > 1$: El proyecto es rentable
- $AC = 1$: El proyecto es indiferente
- $AC < 1$: El proyecto no es rentable.

$$AC = VAN/VAC$$

EC. N° 60

- VAN = Valor actual neto.
- VAC = valor actual de costos.

$$AC = 2540,82/630,65$$

$$AC = 4,02$$

Como se pudo observar, se tiene que el proyecto es viable, y, adicionalmente, al tratarse de un proyecto relacionado con la seguridad de los trabajadores, debe llevarse a cabo para reducir el riesgo de incidentes laborales, que más allá de tener un impacto económico sobre la organización, afecta de manera directa la vida de la persona afectada y de sus familiares.

4.6 Fase VI: Construcción del prototipo bajo los criterios de diseño seleccionados.

Al haber culminado la fase de diseño, y luego de haber comprobado que el proyecto en efecto es viable a nivel de cálculos, se dio inicio a la construcción del prototipo. El proceso global de construcción se llevó a cabo haciendo no solo de materiales, piezas y elementos comerciales si no también con material de desecho, por otro lado, el instrumental usado fueron herramientas de taller tales como:

1. Taladro de banco
2. Segueta
3. Limas
4. Juegos de destornilladores y llaves
5. Martillos y punzones
6. Mechas de diversos tamaños
7. Cautín y equipos de soldadura blanda
8. Pinzas
9. Piquetas
10. Alicates
11. Prensas
12. Esmeril de mano y de banco
13. Pistola de calor
14. Pistola de silicón caliente
15. Remachadora
16. Dremel

Además de las herramientas mencionadas anteriormente se contó con el apoyo de 5 impresoras 3D para la fabricación de carcasas y piezas plásticas del prototipo, tales como soportes de cajas

reductoras, soportes de baterías, cajas electrónicas, agarraderas de brazos, las empuñaduras y detalles estéticos. Entre los materiales poliméricos usados para las impresiones 3D se destacan los siguientes:

1. PLA: Bioplástico poliláctico, punto de fusión a partir de los 180°C y deforma a partir de los 50°C, no es un material con buena resistencia mecánica ni mucho menos térmica, por lo que su utilización dentro del prototipo fue para piezas de soporte o estéticas que no se sometían a condiciones de esfuerzo o térmicas desfavorables, algunas de las piezas impresas con este material fueron:
 - a. Soportes de cajas reductoras
 - b. Agarraderas de brazo
 - c. Empuñaduras
 - d. Moldes desechables
 - e. Centrales
2. PETG: Copoliéster que consiste en tereftalato de polietileno al que se le añade glicol con el fin de mejorar sus propiedades mecánicas, el mismo soporta temperaturas mayores al PLA, ya que soporta temperaturas hasta de 80°C y cuenta con mejores propiedades mecánicas globales, por ello su utilización dentro del prototipo fue para la fabricación de piezas como:
 - a. Soportes de motor
 - b. Cajas electrónicas
 - c. Soportes de baterías
 - d. Tapones de tubos
 - e. Soportes de ganchos
3. Nylon: Polímero sumamente resistente a la abrasión, buena lubricación y excelentes propiedades tales como una muy buena resistencia mecánica y química, su punto de fusión es elevado en comparación a los filamentos mencionados anteriormente, alrededor de los 240°C. Las cualidades que presenta este material lo hacen ideal para la fabricación de engranajes mediante la tecnología de fabricación aditiva por medio de impresoras 3D.

Actuadores lineales

La construcción tuvo su inicio en la construcción de los actuadores lineales, quienes son los protagonistas de este proyecto ya que son quienes le otorgan al prototipo su movilidad. La manufactura de los mismos inicia por el vástago, donde se tomó un perfil de aluminio de 1 pulg x 1 pulg y se le embutió en uno de sus extremos una tuerca 3/8 16, para el proceso de embutición de las tuercas se le dio una forma cúbica a la misma por medio de un compuesto de resina de poliéster, fibra de vidrio y alambre de acero (estos dos últimos para mejorar la resistencia mecánica de la resina). Se utilizaron moldes impresos en 3D que garantizaran que la tuerca no solo quedara recubierta por el compuesto si no que quedara centrada respecto a la misma. Esto consistió en una serie de pasos enumerados a continuación:

1. Se llenaron las paredes del molde 1 con la fibra de vidrio y el alambre de aluminio
2. Se rellenaron el molde 1 con sus añadidos de resina de poliéster, una vez secado se removió el molde
3. Se insertó el cubo obtenido en el paso anterior en el molde 2, además se insertó la tuerca de 3/8 en el mismo donde quedó la misma bloqueada y centrada perfectamente
4. Se vertió resina en el molde 2 y nuevamente se removió este último al secarse
5. Se selló la cara posterior del cubo sellando la rosca de la tuerca con silicón caliente y vertiendo resina en la cara de la tuerca que aún quedaba expuesta
6. Se limaron asperezas y se insertó la tuerca ahora cúbica en el perfil de aluminio de 1"x1"
7. Por el extremo libre del vástago se vertió resina de manera de que esta caiga y adhiera las paredes del cubo a las del perfil, para que la resina no corra por la rosca se selló la misma nuevamente con silicón caliente
8. Se terminó de fijar la tuerca al perfil con tornillos de 3mm en las 4 caras del perfil y así reforzar el agarre

En las figuras 56, 57 y 58 se aprecia parte del proceso de moldeado de la tuerca hexagonal en una tuerca cuadrada, pasando por los diferentes moldes y secándose al aire, esto acelerado por ayuda de un catalizador en la mezcla. Por otro lado, la figura 59 corresponde al método de inserción de la tuerca en el vástago, la cual requirió de ciertos impactos ya que las tolerancias fueron mínimas. Por último, en las figuras 60 y 61 se aprecian los vástagos culminados y embocinados.



Figura 56. Tuerca entrando a molde 2
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)



Figura 57. Moldeado de la tuerca
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

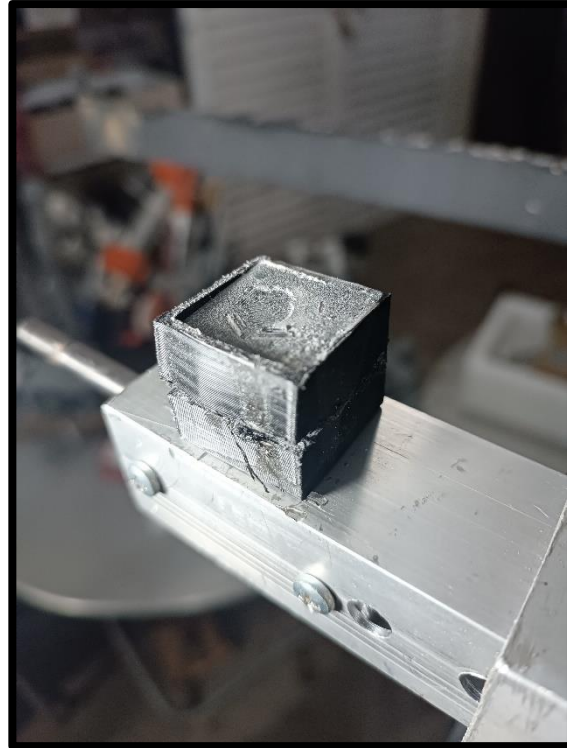


Figura 58. Secado de la tuerca
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

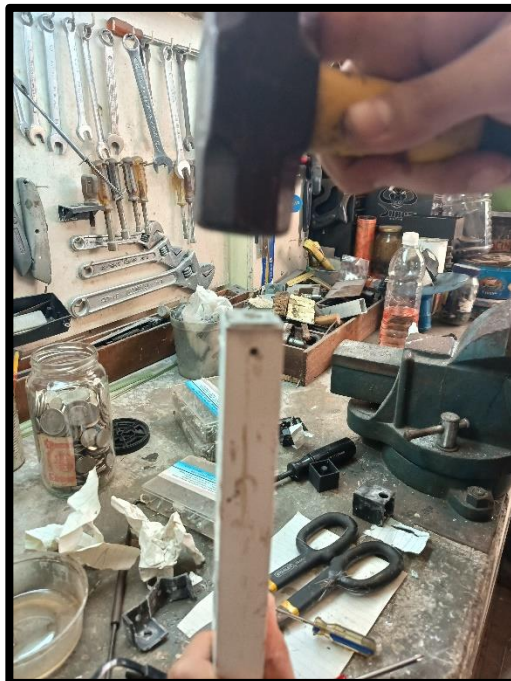


Figura 59. Inserción de tuerca en el perfil
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)



Figura 60. Vástago culminado
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)



Figura 61. Vástagos culminados
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Para finalizar la construcción del vástago se abre un agujero de 8mm pasante en el otro extremo seguido de 2 agujeros de 12mm que cuenten con 5mm de profundidad cada uno donde se insertaron bocinas de bronce fosforoso para centrar el eje que pase por dicho vástago.

El resto del actuador lineal consta de una camisa por la que correrá el vástago que no es más que un perfil de aluminio de 1 1/4pulg x 1 1/4pulg, el mismo se corta de manera tal que el agujero del vástago para pasar el eje quede descubierto. La camisa se acoplará en uno de sus extremos directamente al soporte de la caja reductora, esto mediante la unión por medio de tornillería y centrado mediante un tocho que tendrá la caja con la forma del perfil interno de la camisa.

La caja reductora tendrá 2 diseños, los cuales son:

1. Reducción del bicep: Cuenta con una transmisión de tornillo sinfín por lo cual la caja cuenta con un espacio reducido, la misma se monta sobre un perfil de aluminio de 1,5pulg x 1,5pulg, para que sea el perfil quien absorba la carga axial del actuador y no directamente una pieza plástica, además cuenta con los respectivos agujeros longitudinales y transversales, ya que el sinfín y la corona cuentan con una desviación de 90° entre sus ejes, el armado de la caja se realizó primero insertando el perfil de 1,5 pulg x 1,5pulg dentro de la camisa plástica, perforando los agujeros usando el plástico como centrador e insertando rodamientos y engranajes.
2. Reducción del hombro: La transmisión del hombro se basa en un diseño de engranajes rectos tipo cascada por lo que su espaciado tenderá a ser superior al del sinfín, para ello se usa nuevamente la metodología del perfil con camisa plástica solo que en este caso el perfil usado fue de 1pulg x 2 pulg, ahora bien, el montaje de los engranajes requirió de la mecanización de los ejes para insertar pasadores y retenes (esto usando discos abrasivos con el dremel).

En ambos casos la barra roscada gira solidaria al último engranaje y pasa por el perfil completo de la caja quedando centrada en la camisa del actuador, ahora el motor se acopla a la misma caja mediante un soporte propio que vaya atornillado a una distancia tal que permita un engrane correcto y transmita la potencia de manera eficiente y adecuada. La barra roscada además tuvo que ser desbastada con el esmeril de banco en uno de sus extremos ya que la misma contaba con un diámetro externo de rosca de 3/8 y los rodamientos sobre los cuales se

apoya cuentan con un eje d_i interno de 9mm por ende se tuvo que llevar dicha barra a la medida deseada, esto se aprecia en la figura 62.



Figura 62. Desbastado de la rosca de la barra roscada

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Brazos

La construcción de los brazos se basa en un sistema de barras tomadas a partir de perfiles de aluminio de 1,5pulg x 1,5pul de pared gruesa, donde las mismas se articulan en su unión por medio de un pesador de 8mm, para ello primero se cortaron los perfiles a la medida y con el fin de articular las mismas se hizo uso de una pletina de acero intermedia fija a uno de los perfiles y articulable en el otro. Se midieron los agujeros en las posiciones deseadas y haciendo uso del taladro de banco se hicieron las respectivas perforaciones, para las pletinas se usaron 2 por brazo con el fin de unir ambas paredes internas entre sí, la zona fija se ancló por medio de tornillería allen y cuenta con diferentes perforaciones a lo largo del perfil con la finalidad de ajustar la longitud del brazo según la persona que lo requiera. En las figuras 63 Y 64 y se puede apreciar el

mecanizado de las pletinas de acero:



Figura 63. Taladrado de agujeros de pletinas de fijación
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)



Figura 64. Corte de pletinas de fijación

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Se tuvo que fabricar además una pieza sobre la cual los vástagos de los bíceps se anclarán y la misma permitiera un ligero pivote en ella al extenderse y contraerse, esta pieza se manufacturó a partir de una pletina gruesa de acero sacada de rieles o correderas de viejas impresoras de oficina, dichas pletinas se midieron y se perforaron a la medida necesaria para ubicar los agujeros sobre los cuales se ancla el vástago, una vez perforados dichos agujeros se procedió a doblar la misma pieza dándole una forma de U de manera que cada lado de la misma tuviese la longitud de la cara del perfil del brazo, esta U calza en el antebrazo del prototipo y se remacha haciendo uso de una remachadora tipo acordeón. La fabricación de esta pieza se puede apreciar en las figuras 65 y 66:



Figura 65. Doblez de pieza U
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

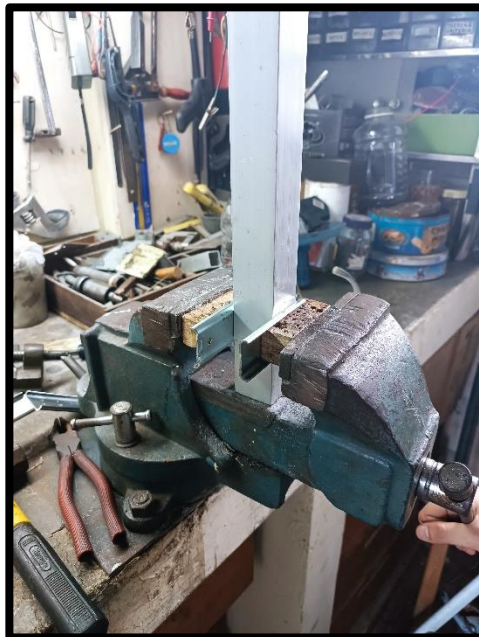


Figura 66. Fijación de pieza U
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

En las figuras 67 y 68 se tiene una vista lateral y superior del brazo donde se puede apreciar cada uno de los elementos mecánicos que lo componen, desde el pasado, tuercas que evitan el desplazamiento axial del mismo, la pieza en U que sirve de anclaje al vástago y los propios perfiles

que lo componen.



Figura 67. Brazo visto desde arriba
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)



Figura 68. Brazo visto lateralmente
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

La construcción de los brazos concluye con la fijación de los actuadores a los mismos,

contando con 2 puntos de pivote, uno en el bíceps y uno en el antebrazo (explicado anteriormente), los actuadores se disponen de manera tal que los motores queden lo más externo posible al usuario, ambos brazos se pueden apreciar ya culminados en la figura 69, donde claramente se detallan las distintas barras que lo componen como mecanismo.



Figura 69. Brazos culminados
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Manos

Las manos del exoesqueleto no son más que simple ganchos fabricados a partir de una barra de acero inoxidable de 8mm que fue doblada formando un ángulo de 90° , la misma se embute en una pieza plástica de PETG y dicha pieza se insertó en el final del perfil de aluminio cuadrado del antebrazo, se fija lateralmente con tornillería autorroscante y se obtuvo la mano del prototipo.

Espalda y hombros

La espalda fue quizás una de las construcciones más determinantes del proyecto ya que es aquella que se apoyará sobre el usuario y a su vez soportará los brazos y demás elementos estructurales, por ello se construyó a partir de un trapecio cuya base se apoya sobre la parte superior de la espalda humana y su barra horizontal más corta sobre la cintura, esto con el fin no solo de

darle una buena resistencia a la estructura si no que al articular los extremos de las diagonales del trapecio se puede obtener un sistema telescópico y graduable para distintas medidas perforando dichas barras por toda su longitud. Para evitar que ocurra un pivote descontrolado que desplace las barras horizontales se agrega una quinta barra telescópica vertical que una los centros de las barras horizontales.

Todas estas barras se hicieron con perfilera de aluminio de 1,5 x 1,5 pulg a excepción de la vertical la cual se fabricó con perfilera de 1 ¼ x 1 ¼ pulg. Las distintas barras o eslabones se fijan al sistema telescópico por medio de pasadores de 8mm de diámetro los cuales se insertan en los agujeros realizados a lo largo de cada eslabón, dichos pasadores permiten un desarme rápido con el fin de graduar el prototipo a la longitud deseada. Ahora bien, para poder apoyar la espalda sobre el usuario se fabricaron hombreras y cinturas a partir de un tubo eléctrico de aluminio redondo de 75mm de diámetro y espesor de pared de 6mm, para ello se cortó con una segueta un tramo de 6cm de ancho de tubo, seguidamente se abrió dicho tramó por un costado mediante un corte y se forjó en frío haciendo uso de cinceles, martillos y palancas hasta darle la forma deseada, el resultado de este proceso se puede apreciar en las figuras 70 y 71, por otro lado en la figura 72 se aprecia el tubo del que salió,, además en la figura 73 se observa como calza en los hombros de manera ergonómica.



Figura 70. Hombrera vista desde arriba

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)



Figura 71. Hombreira vista lateralmente
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)



Figura 72. Tubería eléctrica de aluminio
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

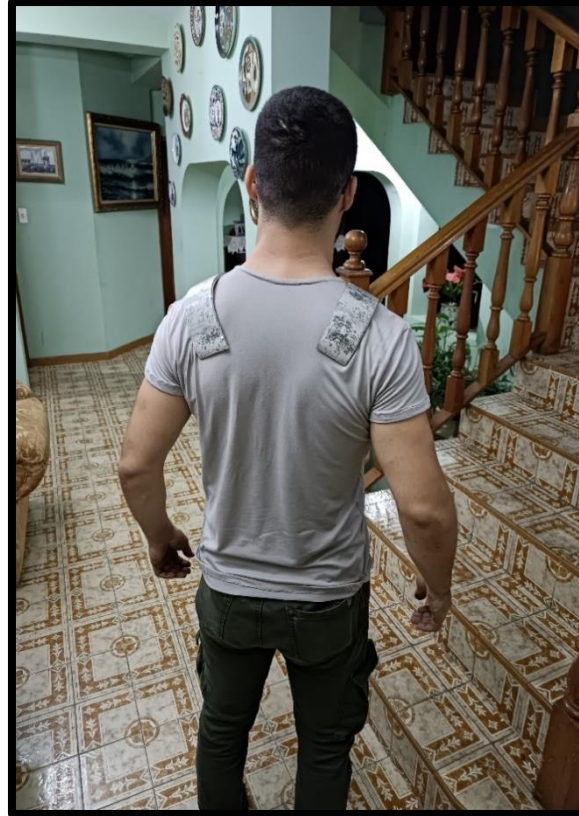


Figura 73. Hombreras presentadas

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Los hombros por su parte cuentan también con un sistema telescópico ajustable al ancho de hombros deseado, esto entrando dentro del perfil horizontal superior de la espalda usando un perfil cuadrado de 1 ¼ pulg para que pueda entrar y salir con comodidad, dentro de cada hombro se inserta una pieza plástica hecha de PETG la cual contiene un eje de acero de manera que salga por todo lo largo de dicho, este eje no es más que el pivote del hombro, entonces a dicha pieza plástica se le inserta el eje y dicho conjunto se inserta en el hombro. La pieza que termina de conformar el hombro no solo debía pivotar sobre el eje mencionado si no también contener al brazo y permitir un pivote de los mismos para abrirlos y cerrarlos, además de tener una palanca en su parte posterior que sea accionada por los actuadores lineales de los hombros, todo esto se logra haciendo una pieza en L usando dos perfiles cuadrados de aluminio de 1 ¼ pulg que se remachan entre sí usando láminas de acero como intermediario. En la figura N se aprecia la espalda y los hombros previos a colocar las piezas en L.



Figura 74. Espalda presentada

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

El pivote para apertura y cierre del brazo no es más que un eje que atraviesa dos piezas cuadradas de aluminio, una por encima y otra por debajo de la pieza en L, dichas piezas cuadradas se fijan al brazo en su parte trasera y se unen ambas por medio del eje de pivote, esto ahora permitirá la apertura y cierre de brazos, el levantamiento por su parte se da por el eje embutido en la pieza de PETG en los hombros, el cuál es elevado o bajado por los actuadores lineales de los hombros, los cuales se ubican en la espalda contando con 2 puntos de apoyo, el primero al final de la L y el segundo en la cadera, ambos aplicando la misma técnica de la pieza de PETG embutida con su eje. Ahora bien, se unen los brazos a la espalda por medio de los hombros y se observa la estructura ensamblada en la figura 75 y 76.

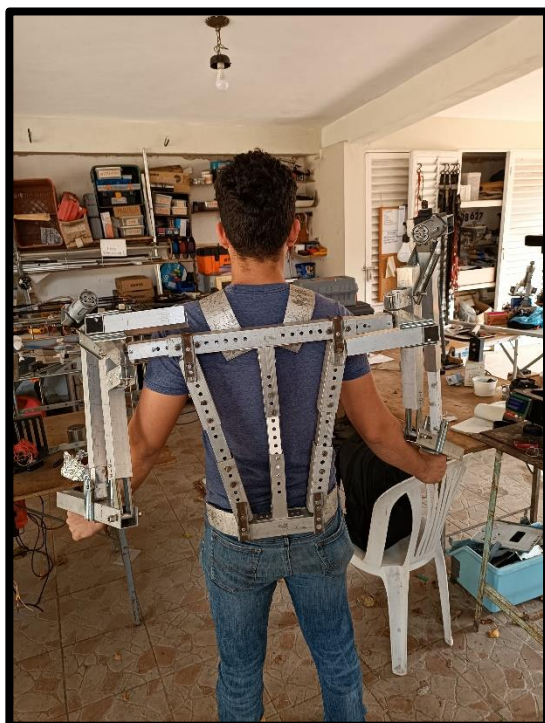


Figura 75. Estructura ensamblada vista desde atrás

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)



Figura 76. Estructura ensamblada vista lateral

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Electrónica

Previo a realizar el montaje en baquelita perforada, el sistema electrónico se montó en una protoboard, una vez verificada su correcta funcionalidad se procedió a soldar los relés del puente H en la baquelita y armando la caja electrónica insertando cada puente H en ella seguido uno del otro y compartiendo alimentación entre sí. La baquelita al no traer pistas comunes las mismas se forzaron por medio de líneas de estaño hechas con soldadura que interconectarán pistas lejanas entre sí. En la figura N se aprecia el proceso de soldadura de los puentes H y en la N los circuitos electrónicos armados y montados donde en la parte inferior de la caja se encuentran los puentes H que controlaran el giro de los motores, cabe destacar que se destinó un Banco de baterías particular para la alimentación del Arduino independiente de los 24V del motor de 6,3V y otro de 3,78V para la alimentación independiente de los sensores y disminuir el ruido eléctrico

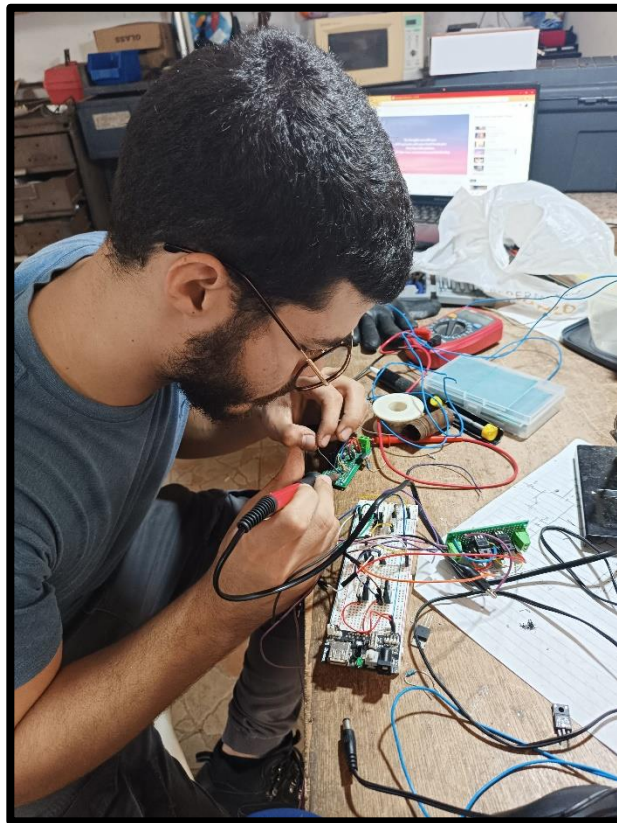


Figura 77. Soldadura de circuitos

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

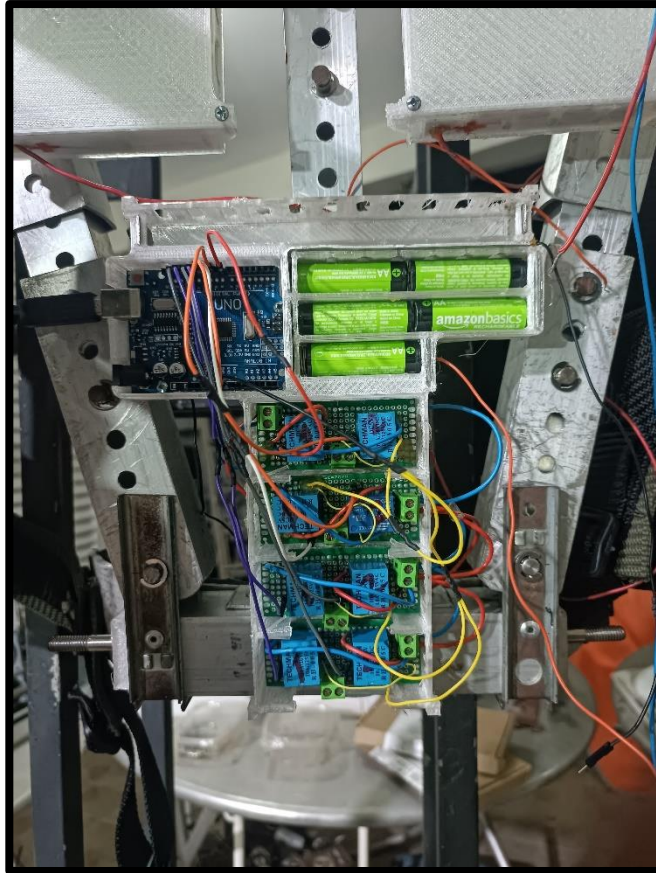


Figura 78. Panel de circuitos de control de motores

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Los circuitos de mando de las empuñaduras fueron soldados también en baquelita perforada y sus conexiones se hicieron pasar por dentro de los tubos cuadrados que conforman la estructura del brazo de manera de llegar protegidos hasta la espalda del prototipo que es donde se ubicarán los circuitos y los bancos de baterías; para estos últimos se imprimieron piezas en PETG que contengan 20 baterías conectadas en serie distribuyéndolas por hileras e interconectando las hileras vecinas entre sí por medio de placas de aluminio, se armaron 2 paquetes de estos obteniendo 25,2V en cada uno y seguidamente se conectaron los mismos en paralelo aumentando la capacidad de 2Ah de cada paquete a 4Ah. Cada paquete de batería cuenta con un sistema de ventilación propio para evitar pérdidas de eficiencia por elevadas temperaturas, en la figura 79 se puede observar parte de lo mencionado.



Figura 79. Circuitos montados en la espalda

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

Ensamblaje final

Una vez ensamblados los brazos a los hombros, los hombros a la espalda y colocados los actuadores lineales en sus puntos de anclaje, se conecta el circuito, se fijan las correas con las que el usuario se acoplará con el traje y se concluiría con la construcción del prototipo, lo cual se evidencia en las figuras 80, 81 y 82.



Figura 80. Exoesqueleto en reposo
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)



Figura 81. Exoesqueleto ensamblado vista lateral
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)



Figura 82. Exoesqueleto ensamblado vista posterior
Fuente: García G., Gubaira C. (2024)

CONCLUSIONES

Concluyendo el presente trabajo de investigación, centrado en el diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto como multiplicador de las capacidades humanas, se pudieron obtener una serie de resultados que destacan la relevancia y nivel de la presente investigación. Durante el desarrollo del trabajo, se lograron diagnosticar las variables requeridas para poder realizar un diseño satisfactorio. Se destaca la importancia de conocer los distintos grados de libertad de las articulaciones con el fin de acotar los movimientos deseados y de evitar a toda costa que el uso del dispositivo pueda resultar lesivo para el usuario, por lo que la ergonomía y el uso de materiales ligeros pero resistentes, como el aluminio, fueron factores de gran relevancia a la hora del diseño. De igual forma, se encontró que, para poder elevar la carga deseada, y teniendo en cuenta las condiciones geométricas del cuerpo, era necesario vencer el momento generado por la distancia existente entre la articulación y el punto en el que se ejerce la carga, además de tomar en cuenta las diferencias entre obtener una palanca de primero o de tercer grado en el actuador, ya que esto variaría en el momento flector máximo sobre el eslabón.

Al haber acotado los distintos factores que se debían tomar en cuenta para el diseño del prototipo, se estudiaron una serie de posibles soluciones, y posteriormente se determinó que el que mejor se adaptaba a las necesidades particulares que fueron planteadas era con el mecanismo de actuador lineal compuesto por una tuerca y una barra roscada, el cual tenía las mejores prestaciones de fuerza además de proporcionar una velocidad aceptable para actividades varias. Se consideró que un sistema mecatrónico además traería amplias ventajas en cuanto a la autonomía y control del prototipo ya que otorgaría prestaciones innovadoras a la hora de accionar los movimientos por medio de señales musculares.

Con el sistema seleccionado se realizaron los cálculos y el diseño del prototipo, obteniendo una serie de resultados que avalan la construcción del mismo. Se obtuvieron valores para el dimensionamiento de las distintas partes que componen el diseño, desde los ejes hasta los tubos que componen la estructura. Se encontró que el uso de motores DC de altas RPM, en conjunto con un sistema de reducción y el diseño del actuador lineal, permite crear un sistema factible de elevación de cargas, obteniendo la reducción necesaria a partir del torque necesario para obtener una fuerza axial de 200kg en la barra roscada y poder elevar las cargas planteadas. Adicionalmente, con el fin de proporcionar autonomía al prototipo se diseñó un banco de baterías de NiMH que

permiten poder desplazarse a libertad sin necesidad de tener el prototipo alimentado con la red eléctrica.

De igual manera, se encontró que el proyecto es totalmente factible, desde un punto de vista técnico, operativo, económico y ambiental. Los materiales y equipos necesarios para su fabricación eran accesibles, al igual que su aplicación dentro de un ámbito industrial factible. Mientras que, al tener materiales reciclados, y usar energías limpias como principal fuente energética, no resulta ser dañino para el medio ambiente. Desde un punto de vista económico, el producto genera beneficios directos e indirectos. Al servir como un medio para prevenir lesiones, se genera un ahorro tanto en gastos médicos como en sanciones económicas. Mientras que, durante su uso, los trabajadores pueden ser más efectivos, pudiendo levantar cargas considerables en espacios en donde, normalmente, no entraría un montacargas.

A nivel técnico, se determinó que el diseño del prototipo fue exitoso desde el punto de vista mecánico como eléctrico ya que se obtuvo una fuerza ejercida por cada brazo de 76kg en las pruebas realizadas, lo que se encuentra 4kg por debajo de lo diseñado, por otro lado, se justifica el peso del conjunto el cuál terminó rozando los 15kg ya que la ganancia mecánica que se obtiene haciendo uso del mismo es de 152kg según los valores obtenidos. Las relaciones de transmisión seleccionadas se probaron múltiples veces bajo condiciones severas y no se vieron síntomas de falla a flexión o a desgaste. Desde el punto de vista eléctrico, los paquetes de baterías diseñados cumplen con la capacidad de carga e incluso no se sobrecalientan, protegiendo la vida útil de las mismas; por otro lado, el circuito de control de motores presentó un desempeño cómodo ya que la robustez de los relés da cierto margen de seguridad en cuanto a fallas eléctricas.

Se puede concluir que a pesar de no haber obtenido los valores tope de diseño (80kg de fuerza por brazo) se obtuvieron resultados excelentes y sumamente cercanos al valor de diseño, por lo tanto el proceso de diseño y construcción de un exoesqueleto potenciador de las capacidades humanas converge en un rotundo éxito a nivel técnico y funcional, presentando consigo una tecnología innovadora desarrollada a partir de material de desecho y con métodos de manufactura poco precisos en comparación a aquellos que utilizan maquinaria de precisión.

RECOMENDACIONES

- 1) Para futuras investigaciones, sugiere el uso de herramientas como Excel o google sheets para hacer los distintos cálculos. De este modo, en caso de tener que cambiar una variable dentro del diseño, puede ser realizado rápidamente al modificar una celda, sin la necesidad de tener que recalcular nada, debido a que está automatizado.
- 2) Para abrir agujeros centrados en los tubos, se aconseja el uso de un molde que ya cuente con las dimensiones deseadas. De este modo, se puede corroborar que los agujeros queden en el lugar correcto, evitando posibles problemas a futuro.
- 3) Se insta a futuros investigadores a utilizar los debidos equipos de protección personal al trabajar, incluyendo guantes anticorte y lentes de seguridad según la tarea que se esté realizando.
- 4) Al abrir un agujero con un taladro de banco, se recomienda hacerlo sobre una superficie plana, y en caso de tener que agujeros concéntricos en dos caras paralelas de un perfil, lo mejor es hacer que la broca atraviese ambas caras en una pasada. De este modo, si dichos agujeros serán utilizados para, por ejemplo, colocar rodamientos, se asegura la concentricidad de los mismos y se evitan desviaciones en el eje.
- 5) Al trabajar con resina, es recomendable hacerlo sobre un recubrimiento plástico desechable, ya que las manchas son difíciles de quitar, representando un problema de orden y limpieza. Sumado a esto, se recomienda utilizar una relación aproximada de 10cc de resina y 8 gotas de catalizador bien mezclados antes de verterse en el molde o en el elemento sobre el cual se use la solución. Si se usará como elemento añadido a la mezcla fibra de vidrio, garantizar que la dirección de las fibras vaya alineada con la dirección de la carga para sacar provecho de su resistencia mecánica.
- 6) Se recomienda a los usuarios respetar estrictamente las cargas para las que fue diseñado el dispositivo, ya que, a pesar de contar con un factor de seguridad, no se puede garantizar su correcto funcionamiento al exceder las especificaciones de diseño y estos son prototipos o máquinas que están en contacto directo con seres humanos, lo cual podría ocasionar lesiones graves.
- 7) Entre recomendaciones que no formaron parte del alcance de la presente investigación, se insta a completar el sistema con un conjunto motriz inferior que permita transferir la fuerza

de las piernas al suelo para liberar totalmente al usuario de cargas que pueda sentir por el uso del exoesqueleto, además de que un sistema potenciado en las piernas puede permitir trabajar en condiciones y posturas críticas con mayor comodidad.

- 8) Con el fin de mejorar la capacidad de carga del sistema de alimentación se recomienda el uso de baterías de Ion-Litio de carga y descarga profunda y de más paquetes de baterías que permitan una cantidad superior de mAh.

Como ingenieros, tenemos la responsabilidad y capacidad de crear un mundo mejor y más seguro de la mano de la tecnología, pudiendo mejorar las condiciones laborales en ambientes donde existe riesgo de lesiones. Por esto, se espera que el presente proyecto sirva como base e inspiración para futuros investigadores que deseen continuar con estudios afines.

REFERENCIAS

- Arango, L. (2018) Diseño Y Construcción De Un Prototipo De Exoesqueleto Para Miembro Inferior De Infantes Con Discapacidad Motriz. Universidad Tecnológica de la Mixteca.
- Arellano D. (2009). Mediciones Antropométricas sin Contactos a partir de Fotografías. CONCYTEG
- Anaya M, Chio N., Grosso J., Tibaduiza D. (2009). Diseño De Un Exoesqueleto Mecatrónico De Brazo Basado En Screws Y Robots Paralelos
- Arias F. (2018). Metodología para la valoración de resultados en Trabajos Finales de Grado (TFG) de áreas tecnológicas. Red U, 16(2), 177. <https://doi.org/10.4995/redu.2018.10189>
- Associarion For Advancing Automation. Guardian XO Full-Body Powered Exoskeleton. Recuperado el 09 de marzo de 2024, de <https://www.automate.org/products/sarcos-robotics/guardian-xo-full-body-powered-exoskeleton>
- Ávila J., Cruz G., Hernández A., Vilchis A., Zúñiga L. (2017). Diseño de Exoesqueleto con base en Cuatro Casos de Estudio de Rehabilitación de Miembro Superior.
- Baterías y Amperios (2024). Baterías en serie y paralelo ¿Cómo debo conectar? Recuperado el 10 de abril de 2024 de <https://bateriasyamperios.com/guia-e-instalacion/baterias-en-serie-y-paralelo-como-debo-conectar/>
- Bolton W. (2013). Mecatrónica, Sistemas de Control Electrónico en la Ingeniería Mecánica y Eléctrica. Alfaomega.
- Brookshear J. (1993). Teoría de la Computación, Lenguajes Formales, Autómatas y Complejidad. Addison-Wesley Iberoamericana.
- Camacho M. (2018). Diseño De Una Prótesis Biomédica Del Miembro Superior Para Mejorar El Desempeño De Actividades Cotidianas En Jóvenes Utilizando Materiales Accesibles. Universidad privada del norte
- CEJAROSU (2005). Palanca. Recuperado el 08 de octubre de 2023, de http://concurso.cnice.mec.es/cnice2006/material107/operadores/ope_palanca.htm
- Centeno D. (2021). Exoesqueleto Para Codo. Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
- Cervantes, J. & Vásquez, M. (2021) Extracción De Intención De Movimiento En Señales Electroencefalográficas Para El Control De Una Prótesis De Mano. Universidad de Guadalajara
- Comisión Obrera de Austrias. Lesiones músculo-esqueléticas de origen laboral. Recuperado el 08 de octubre de 2023, de <chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/http://tusaludnoestaennomina.com/wp-content/uploads/2014/06/Lesiones-musculoesquel%C3%A9ticas-de-origen-laboral.pdf>
- Clínica Martín Gómez. Fractura de cúbito y radio. Recuperado el 08 de octubre de 2023, de <https://clinicamartingomez.es/fractura-cubito-radio/>

- Fisiostreet (2021). Desgarro Muscular, Síntomas y sus Tratamientos. Recuperado el 08 de octubre de 2023, de <https://fisiostreet.com/desgarro-muscular>
- García-Salirrosas, Elizabeth Emperatriz, & Sánchez-Poma, Raquel Amelia. (2020). Prevalencia de trastornos musculoesqueléticos en docentes universitarios que realizan teletrabajo en tiempos de COVID-19. Recuperado el 11 de octubre de 2023, de <https://dx.doi.org/10.15381/anales.v81i3.18841>
- Gismondi G. La Ingeniería Biomédica. Recuperado el 09 de octubre de 2023, de <https://es.scribd.com/doc/280385393/Ingenieria-Biomedica>
- Gleen J (1993). Teoría de la Computación. Addison-Wesley Iberoamericana
- GSE (2001). Variables Biomédicas. Recuperado el 08 de octubre de 2023, de <https://g-se.com/variables-biomecnicas-10-sa-857cfb270e5b7d>
- Hamill J. Biomecánica Bases del Movimiento Humano. Recuperado el 09 de octubre de 2023, de <https://es.scribd.com/document/493763863/Biomecánica-bases-del-movimiento-humano>
- Hurtado, J. (2000). Metodología de la Investigación Holística. 3era edición. Inversiones Cepal. Caracas, Venezuela.
- Investigación Descriptiva según autores. (2019, febrero 24). Tesis plus. <https://tesisplus.com/investigacion-descriptiva/investigacion-descriptiva-segun-autores/>
- Instituto Canario de Seguridad Laboral. Los Trastornos Musculoesqueléticos de Origen Laboral. Recuperado el 08 de octubre de 2023, de <chrome-extension://efaidnbnmnibpcjpcglclefindmkaj/https://www.fauca.org/wp-content/uploads/2016/05/folleto5.pdf>
- Inventable. Cómo Funciona Un Puente Para Motores De Corriente Continua. Recuperado el 09 de marzo de 2024, de <https://www.inventable.eu/2017/05/26/funciona-puente-motorescorriente-continua/>
- Issuu. Ley de la Palanca. Recuperado el 08 de octubre de 2023, de https://issuu.com/ventura24/docs/arqu_medes_1_/s/13635156
- La Vanguardia (2012). Los límites del ser humano. Recuperado el 08 de octubre de 2023, de <https://www.lavanguardia.com/estilos-de-vida/20120413/54283460384/los-limites-del-ser-humano.html>
- McCarthy J. (2007). What Is Artificial Intelligence? Universidad de Stanford
- Mediciones Antropométricas sin contactos a partir de fotografías. (s/f). Docplayer.Es. Recuperado el 08 de octubre de 2023, de <https://docplayer.es/19679958-Mediciones-antropometricas-sin-contactos-a-partir-de-fotografias.html>
- Mott R. (1992). Diseño de Elementos de Máquinas. University of Dayton Ogata, K. (1998). Sistemas control tiempo discreto. Prentice Hall & IBD.
- MyoWare. MYOWARE 2.0 Tech Specs. Recuperado el 09 de marzo de 2024, de <https://myoware.com/products/technical-specifications/#muscle-sensor>

- Nodo Universitario. Clase digital 8. Las articulaciones. Recuperado el 09 de marzo de 2024, de <https://blogs.ugto.mx/rea/clase-digital-8-las-articulaciones/>
- Openstack (2021). Física Universitaria Volumen 2, Ley de Ohm. Recuperado el 10 de abril de 2024 de <https://openstax.org/books/f%C3%ADsica-universitaria-volumen-2/pages/9-4-ley-de-ohm>
- Organización Mundial de la Salud (2021). Trastornos musculoesqueléticos. Recuperado el 08 de octubre de 2023, de <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/musculoskeletal-conditions#:~:text=Datos%20y%20cifras,de%20568%20millones%20de%20personas>
- Parella S. & Martins F. (2006). Metodología de la Investigación Cuantitativa
- Peña J. (2021). Diseño De Los Miembros Superiores De Un Exoesqueleto De Cuerpo Completo Para Incrementar La Capacidad De Carga De La Persona. Pontificia Universidad Católica del Perú
- Physiotopics. Base de Sustentación, Centro de Gravedad y Línea de Gravedad | ¿Qué es?. Recuperado el 09 de marzo de 2024, de <https://physiotopics.wordpress.com/2018/08/01/base-de-sustentacion-centro-de-gravedad-y-linea-de-gravedad-que-son/>
- Plataforma de conocimiento para el medio rural y pesquero (2008). El factor humano: conozca sus limitaciones. Recuperado el 08 de octubre de 2023, de chrome-extension://efaidnbmnfnlcaaipplcgkqmkpjolegcfndmkaj/https://www.mapa.gob.es/es/ministerio/servicios/informacion/factorHumano_tcm30-58805.pdf
- Ponce G. La enfermedad laboral a nivel mundial. Recuperado el 11 de octubre de 2023, de <https://revista.fasecolda.com/index.php/revfasecolda/article/view/818>
- Pulido H. (2009). Control Estadístico de Calidad y Seis Sigma. McGraw-Hill Educación. Quironprevención (2018). Los cinco trastornos musculoesqueléticos más comunes. Recuperado el 08 de octubre de 2023, de <https://www.quironprevencion.com/blogs/es/prevenidos/cinco-trastornos-musculosqueleticos-comunes>
- Arduino UNO Datasheet. Recuperado el 10 de abril de 2024, de <https://docs.arduino.cc/hardware/uno-rev3/#tech-specs>
- Repetto, A. (2005). Bases Biomecánicas para el Análisis del Movimiento Humano. <http://weblog.maimonides.edu/deportes/archives/basesbiomecanicas.pdf>
- Rivera, P., & Miguel, J. (2021). Diseño de los miembros superiores de un exoesqueleto de cuerpo completo para incrementar la capacidad de carga de la persona. Pontificia Universidad Católica del Perú.
- SciELO. Antropometría. Recuperado el 09 de octubre de 2023, de http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1794-12372016000200004
- Tamayo Arias, Y., & Contreras Aguilar, D. (2021). Metodología de la Investigación Educativa.

Editorial Academica Espanola.

Tamayo M. (2018). El Proyecto de la Investigación Científica.

TopDoctors(2016). Luxación recidivante de hombro. Recuperado el 08 de octubre de 2023, de <https://www.topdoctors.es/articulos-medicos/se-te-sale-el-hombro-continuamente>

Uesebistas trabajan en un exoesqueleto lumbar para rehabilitación de personas con discapacidad. (s/f). Org.ve. Recuperado el 08 de octubre de 2023, de <https://www.pts.org.ve/index.php/2015-09-28-00-45-05/item/318-uesebistas-trabajan-en-un-exoesqueleto-lumbar-para-rehabilitacion-de-personas-con-discapacidad>

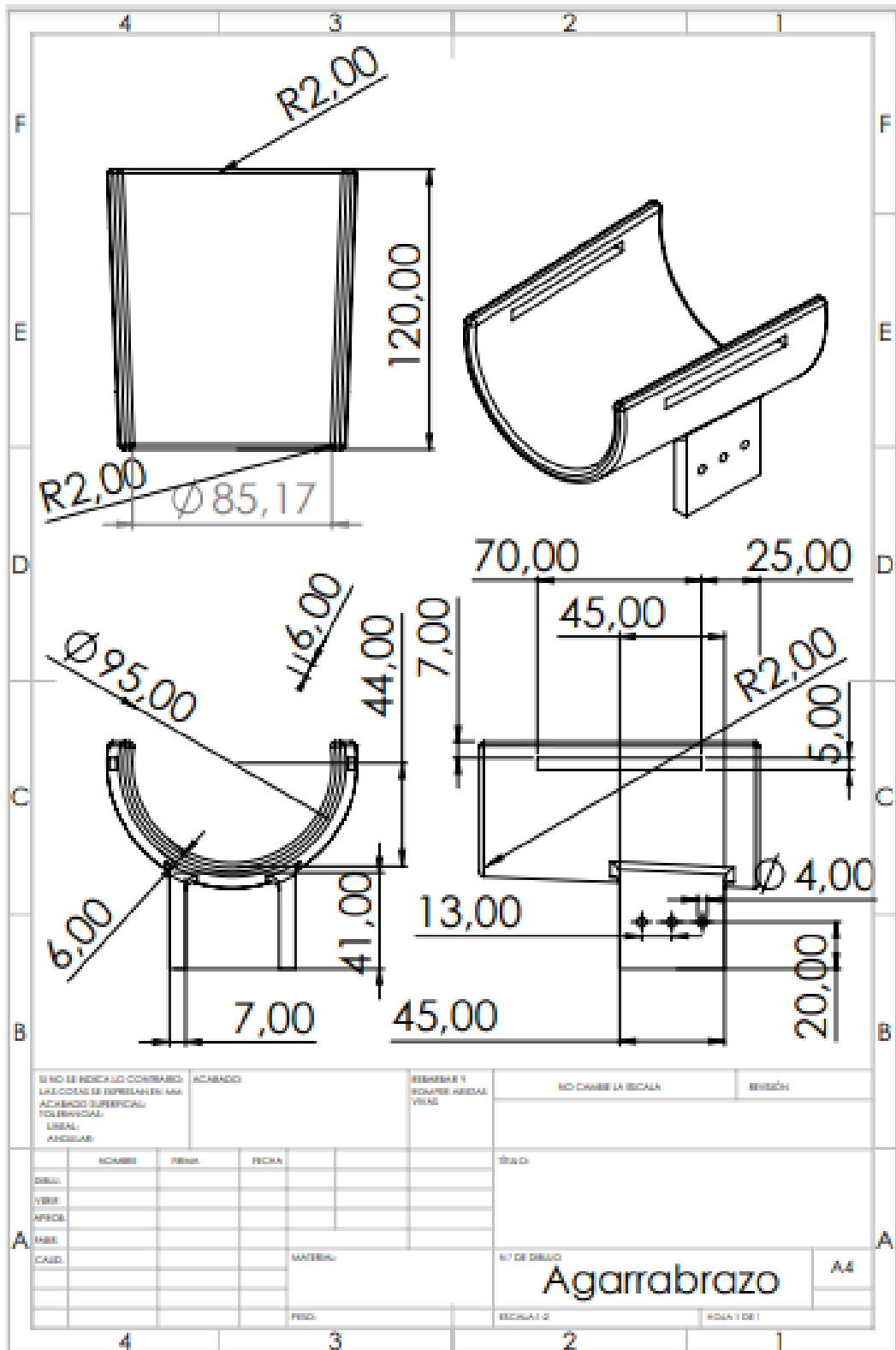
UJAP (2020). Manual Para La Elaboración Y Presentación De Los Anteproyectos, Proyectos De Trabajos De Grado, Trabajos De Grado, Tesis Doctoral E Informe De Pasantías Y Extramuros De La Universidad José Antonio Páez

Vista de Aspectos metodológicos de la investigación. (s/f). Reciamuc.com. Recuperado el 08 de octubre de 2023, de <https://reciamuc.com/index.php/RECIAMUC/article/view/111/226>

Wikipedia. Polipasto. Recuperado el 09 de marzo de 2024, de <https://es.wikipedia.org/wiki/Polipasto>

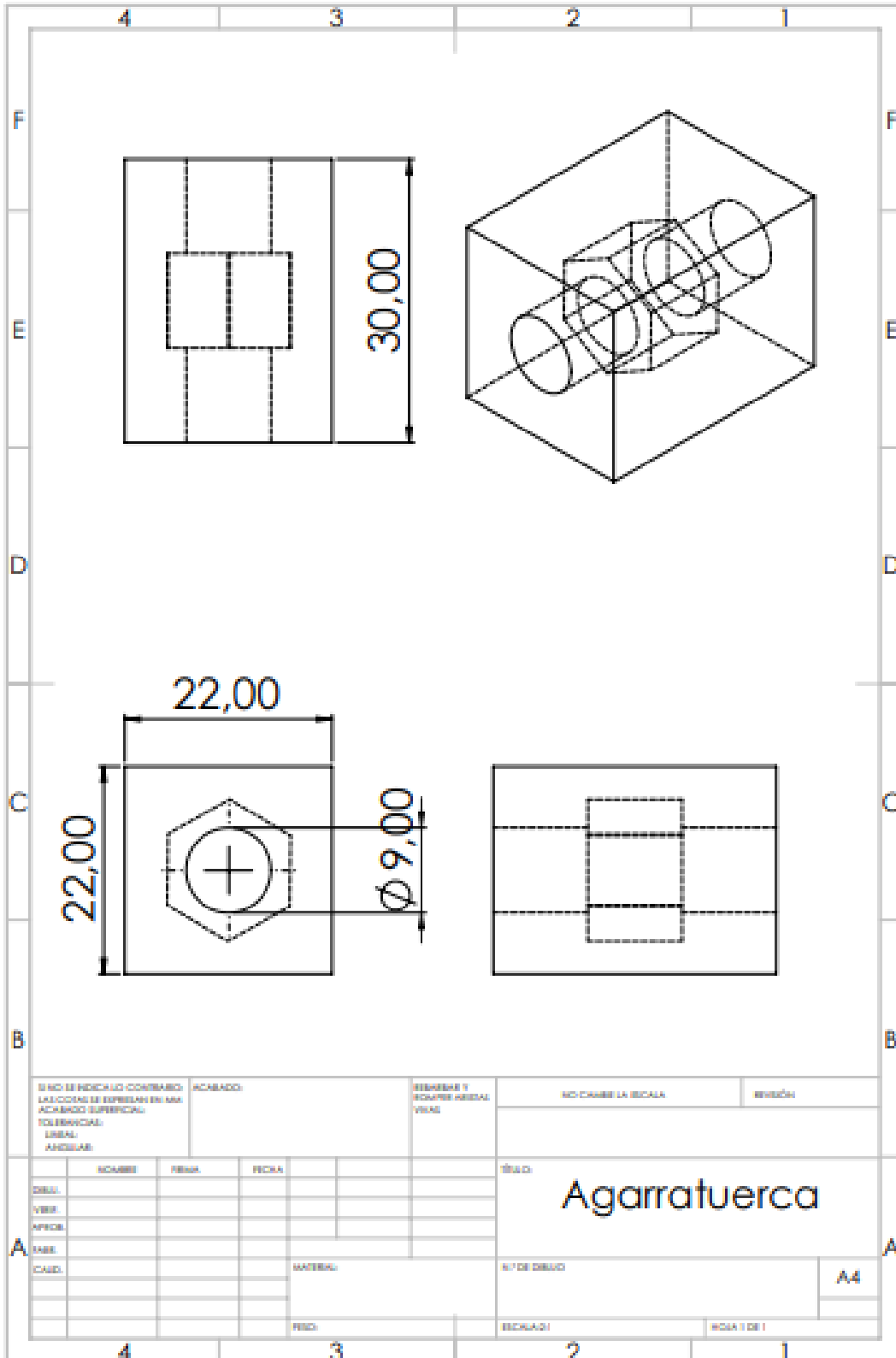
Xacata. Así es el exo-brazo de código abierto que dos jóvenes ingenieros están creando por apenas 100 dólares. Recuperado el 09 de marzo de 2024, de <https://www.xataka.com/makers/asi-es-el-exo-brazo-de-codigo-abierto-que-dos-jovenes-ingenieros-estan-creando-por-apenas-100-dolares>

ANEXOS

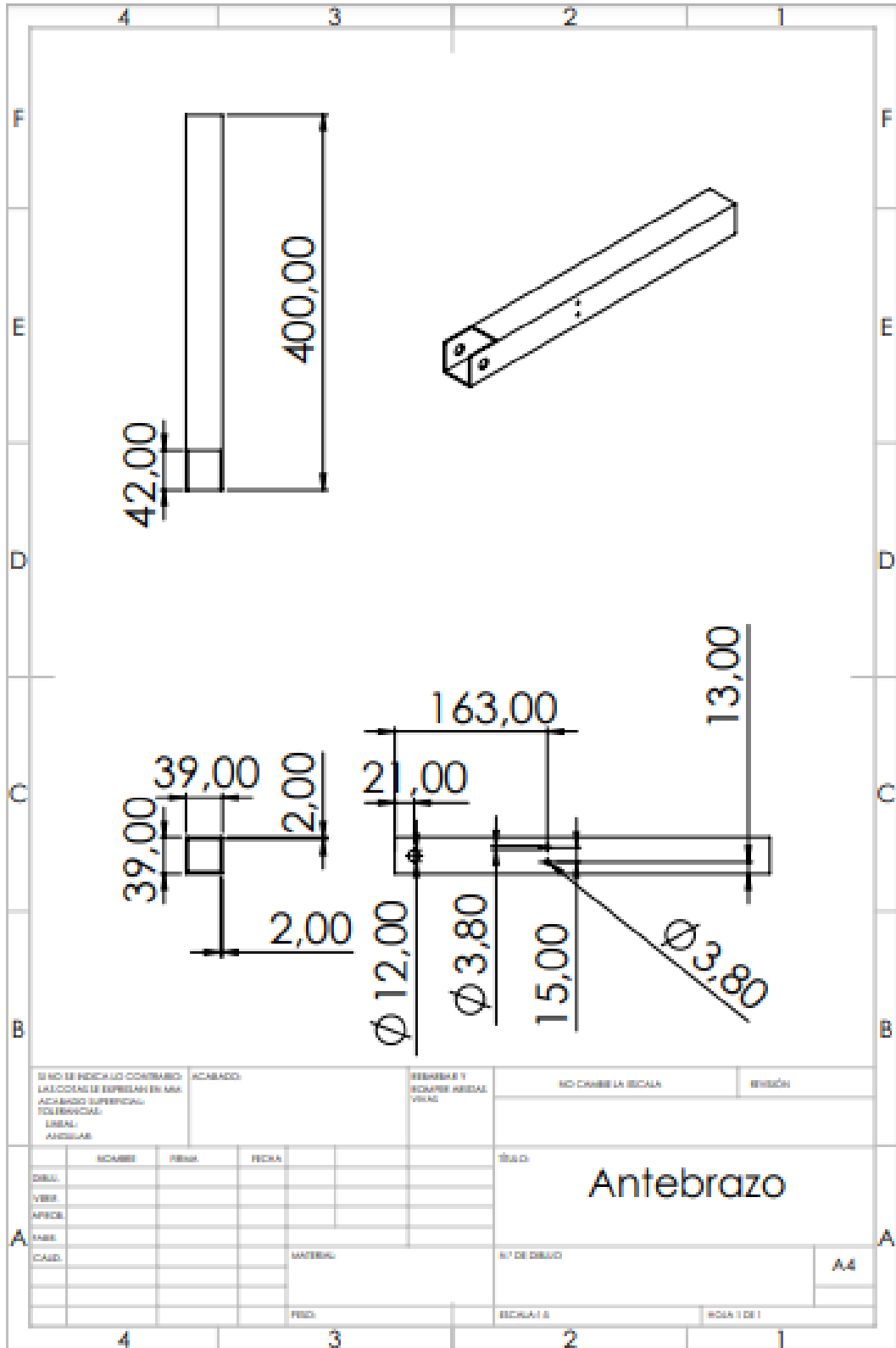


ANEXO A

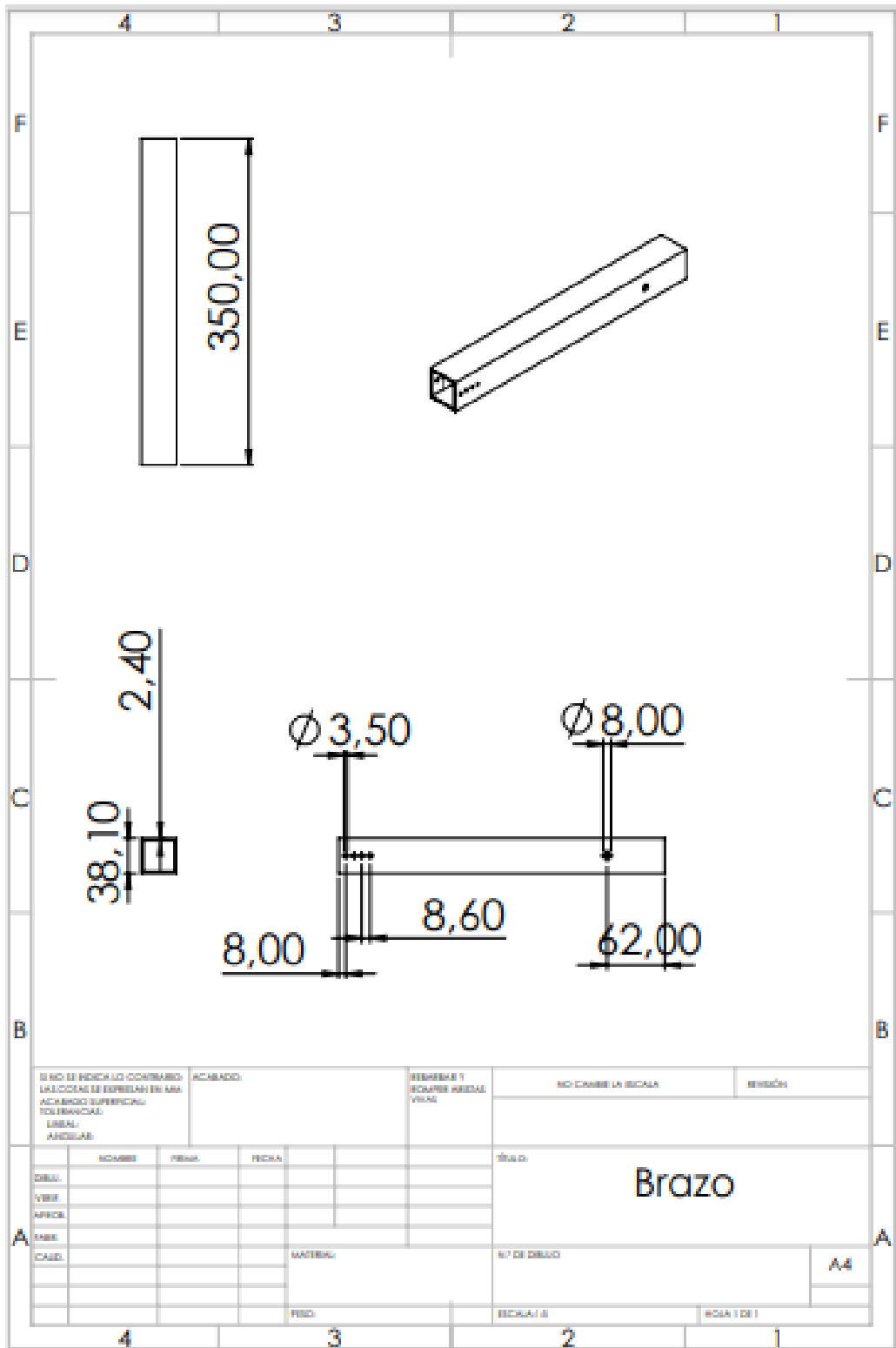
ANEXO B



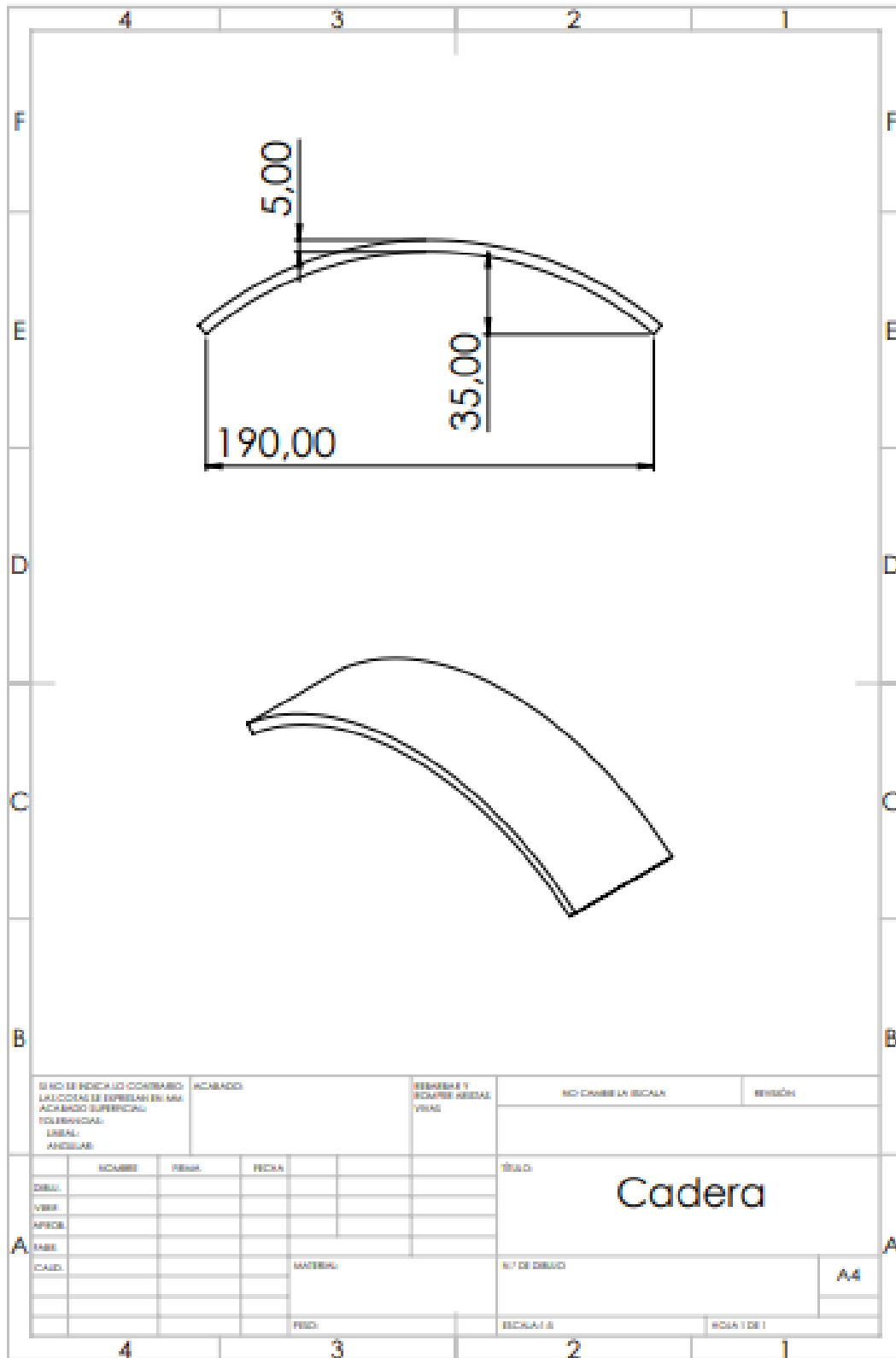
ANEXO C



ANEXO E

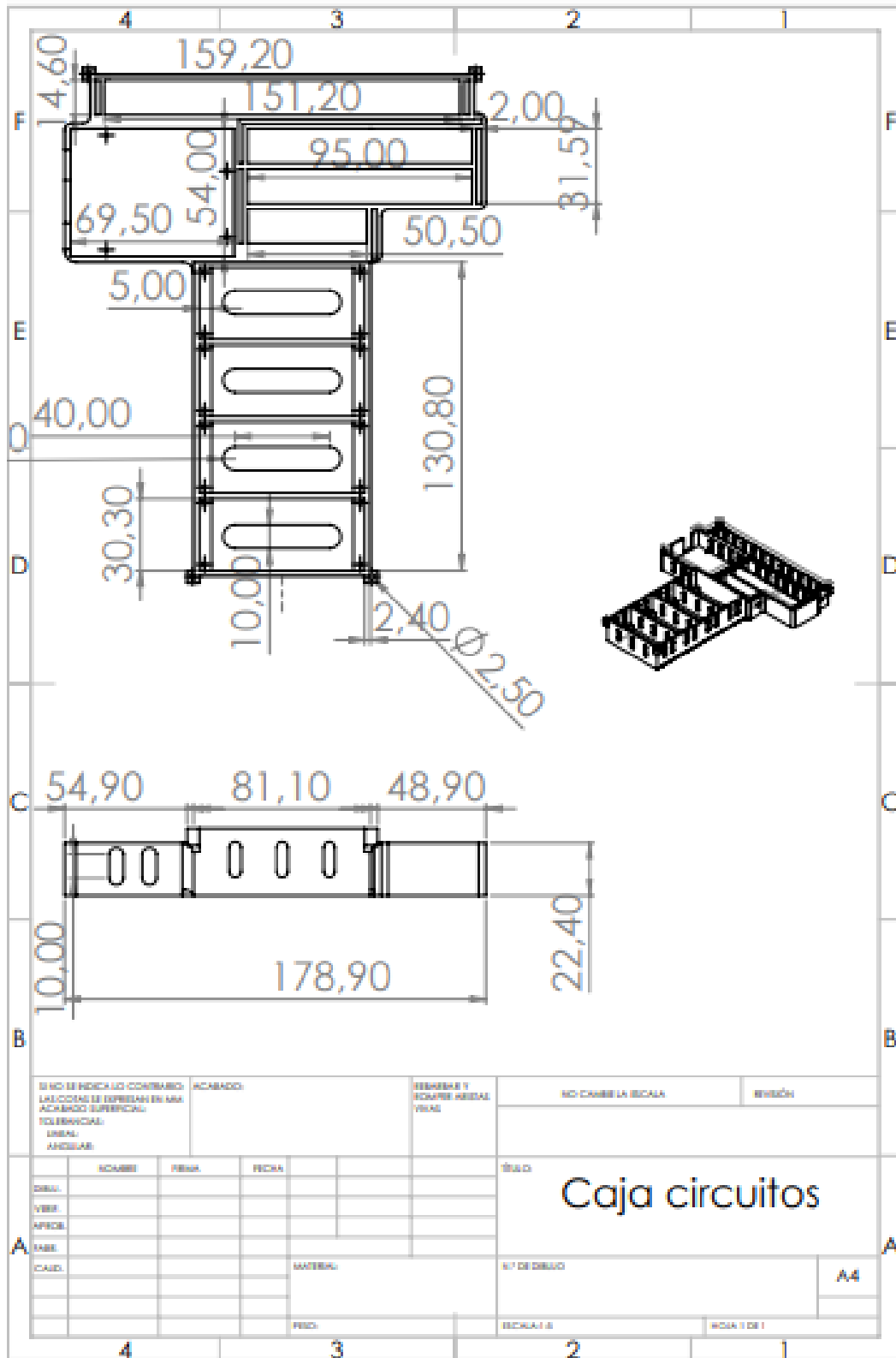


ANEXO G

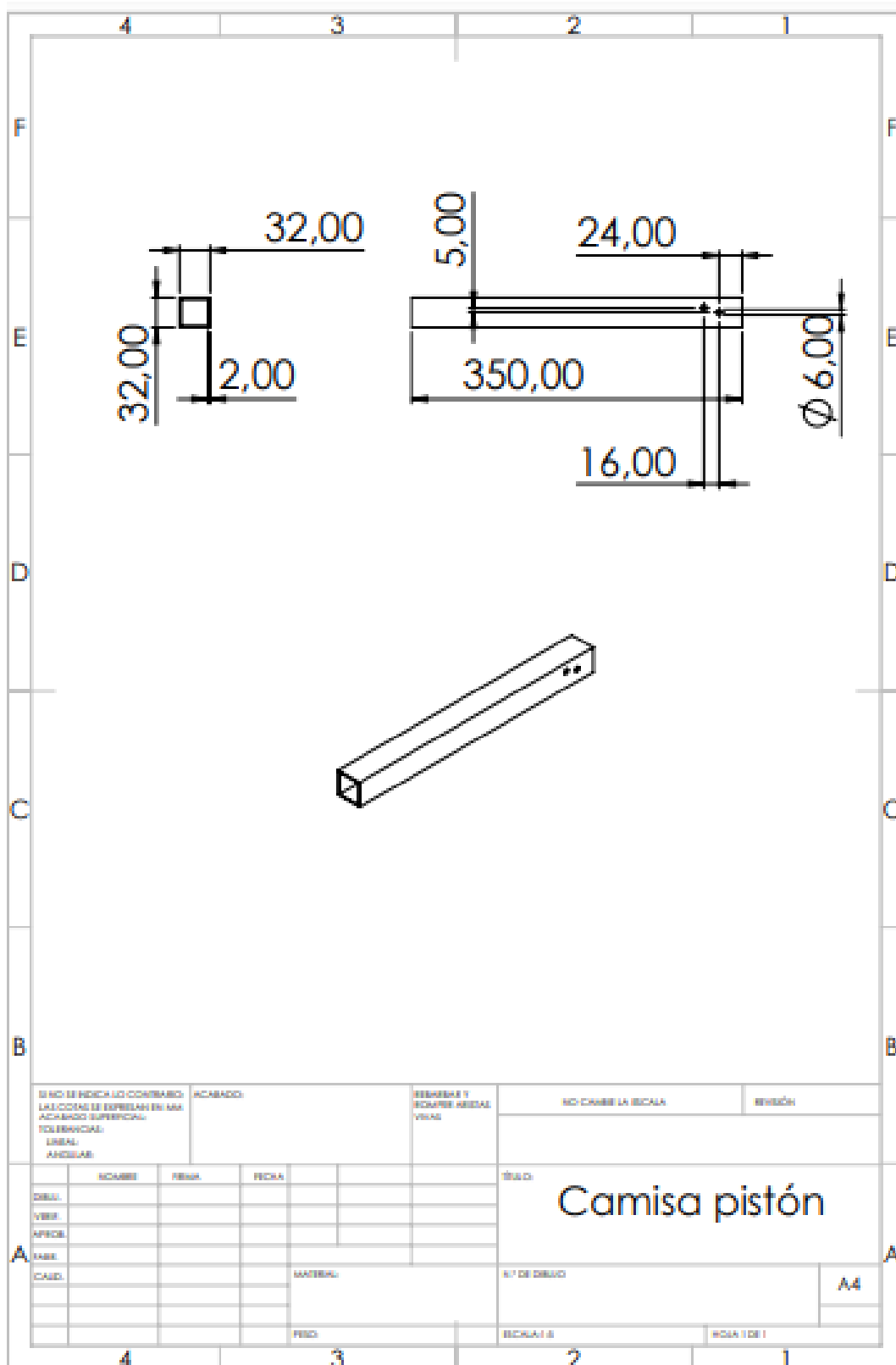


SI NO SE INDICA LO CONTRARIO LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM		ACABADO		Escribir y dibujar medidas		NO CAMBIAR ESCALA		REVISIÓN	
TOLERANCIAS LINEAL ANGULAR									
DISE.		ESQUE	FECHA	FECHA		TÍTULO			
VERIF.						Cadera			
APROB.									
MATER.					Nº DE DIBUJO		A4		
CAD.					ESCALA 1:1		HOJA 1 DE 1		

ANEXO H

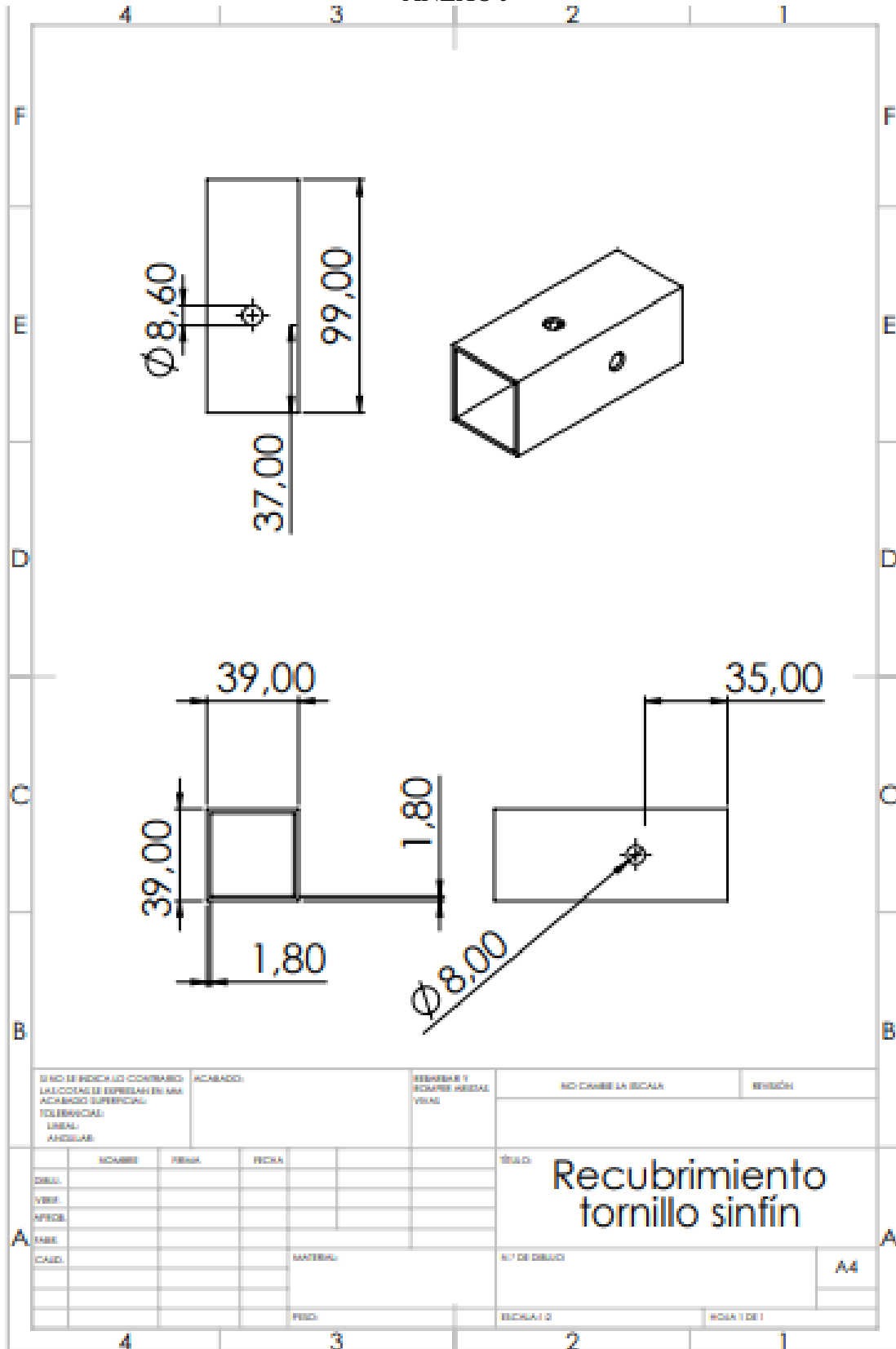


ANEXO I



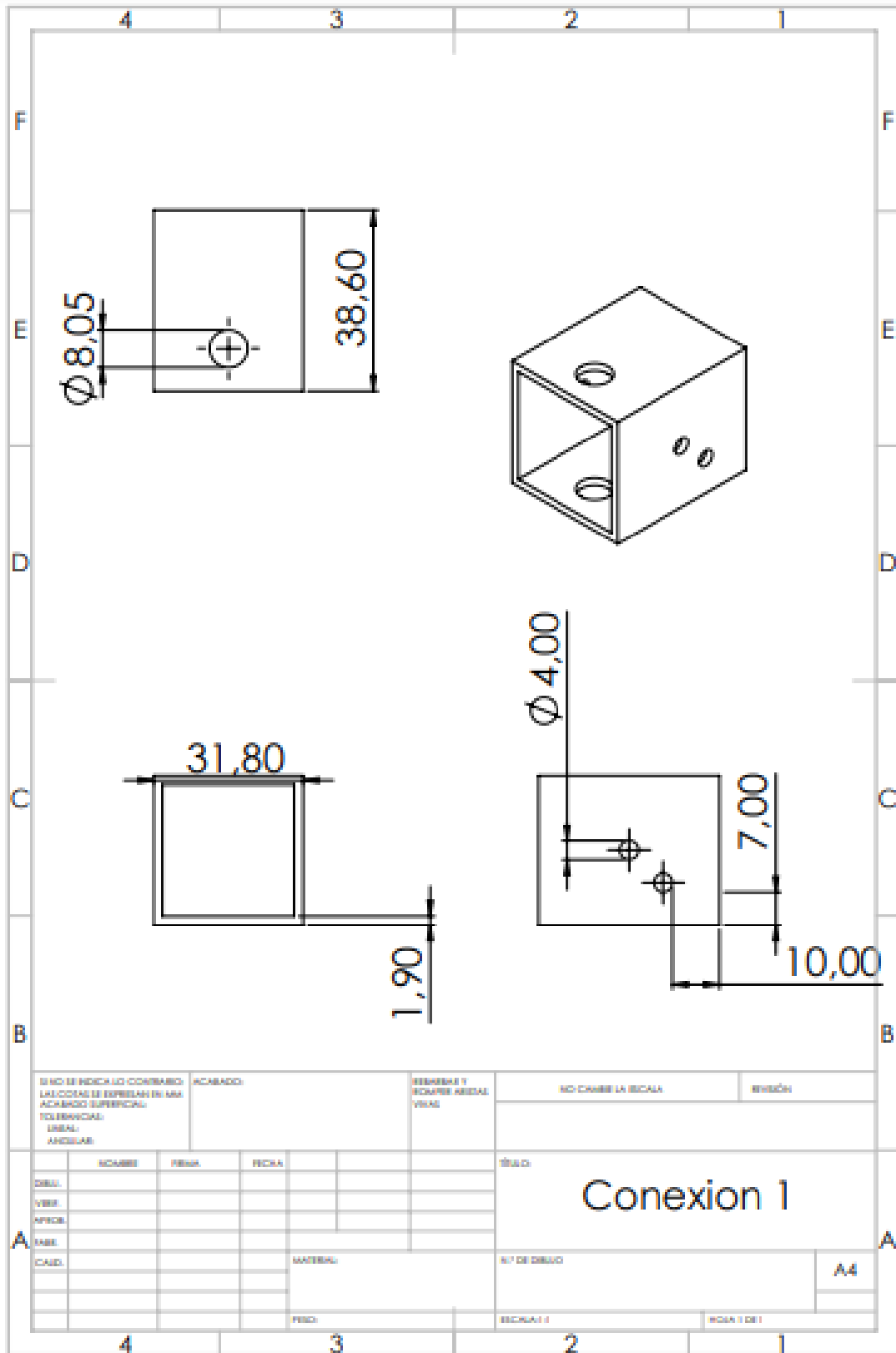
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE ESPERAN EN UN ACABADO SUPERIOR. TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		RENDERES Y ESCAPES ANGUL VITAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
DISEÑ.		ACABAR	FECHA	FECHA	TÍTULO				
VERIF.					Camisa pistón				
APROB.									
FABR.					Nº DE DIBUJO				
CALC.									
					MATERIAL:				
					FECHA:				
					HOLAS 1 DE 1				

ANEXO J

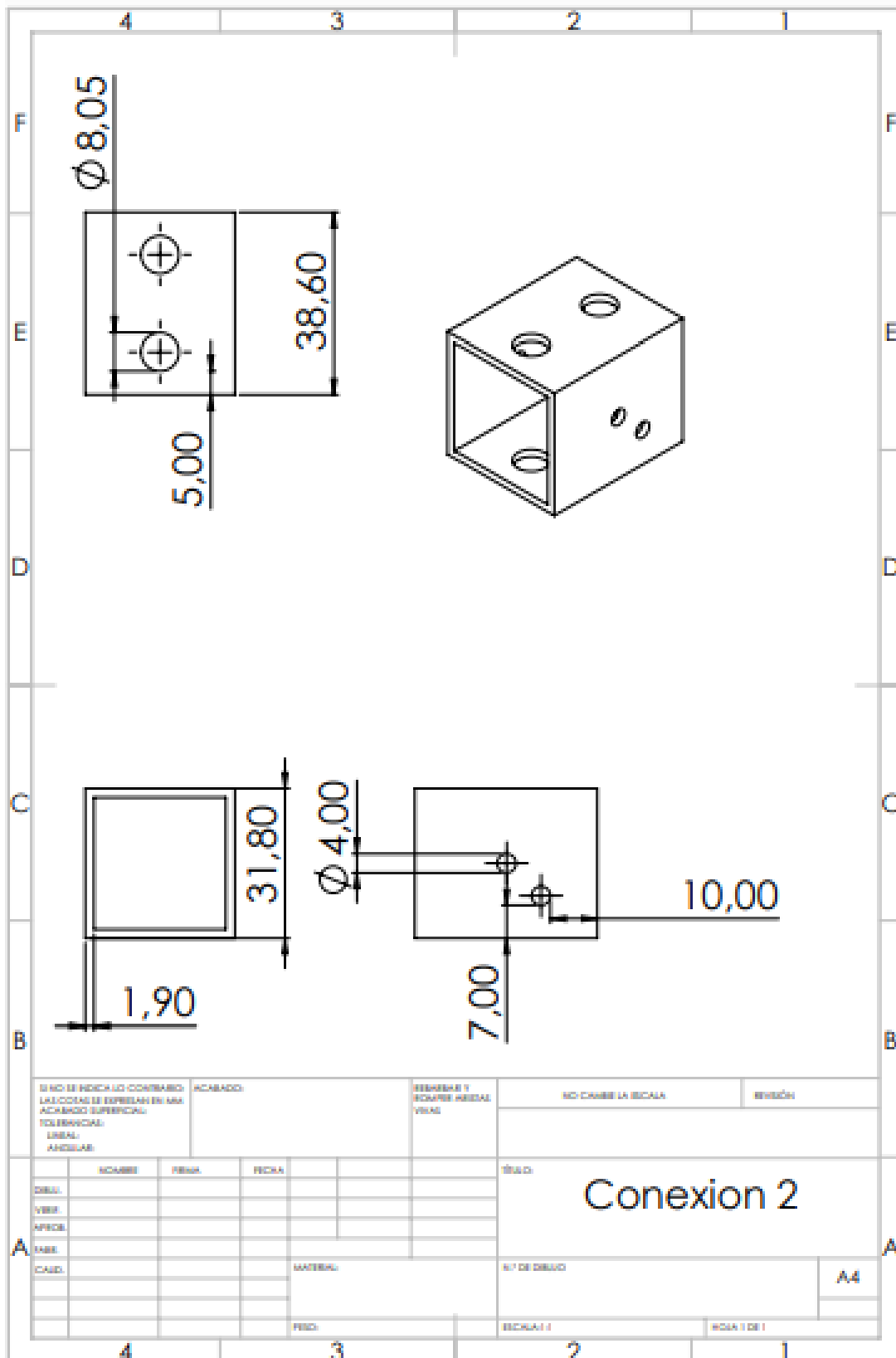


SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: RUEBRICIA: LINEAL ANGULAR		ACABADO:		RENDERE Y RUEBRICIA YRUE		NO CAMBIA LA ESCALA		REVISION	
DESE.	ESCALA	FECHA	FECHA			TITULO: Recubrimiento tornillo sin fin			
VERB.									
APROB.									
FABR.									
CAED.				MATERIAL:					
				FECH:		Escala: 1:0		Hoja: 1 de 1	

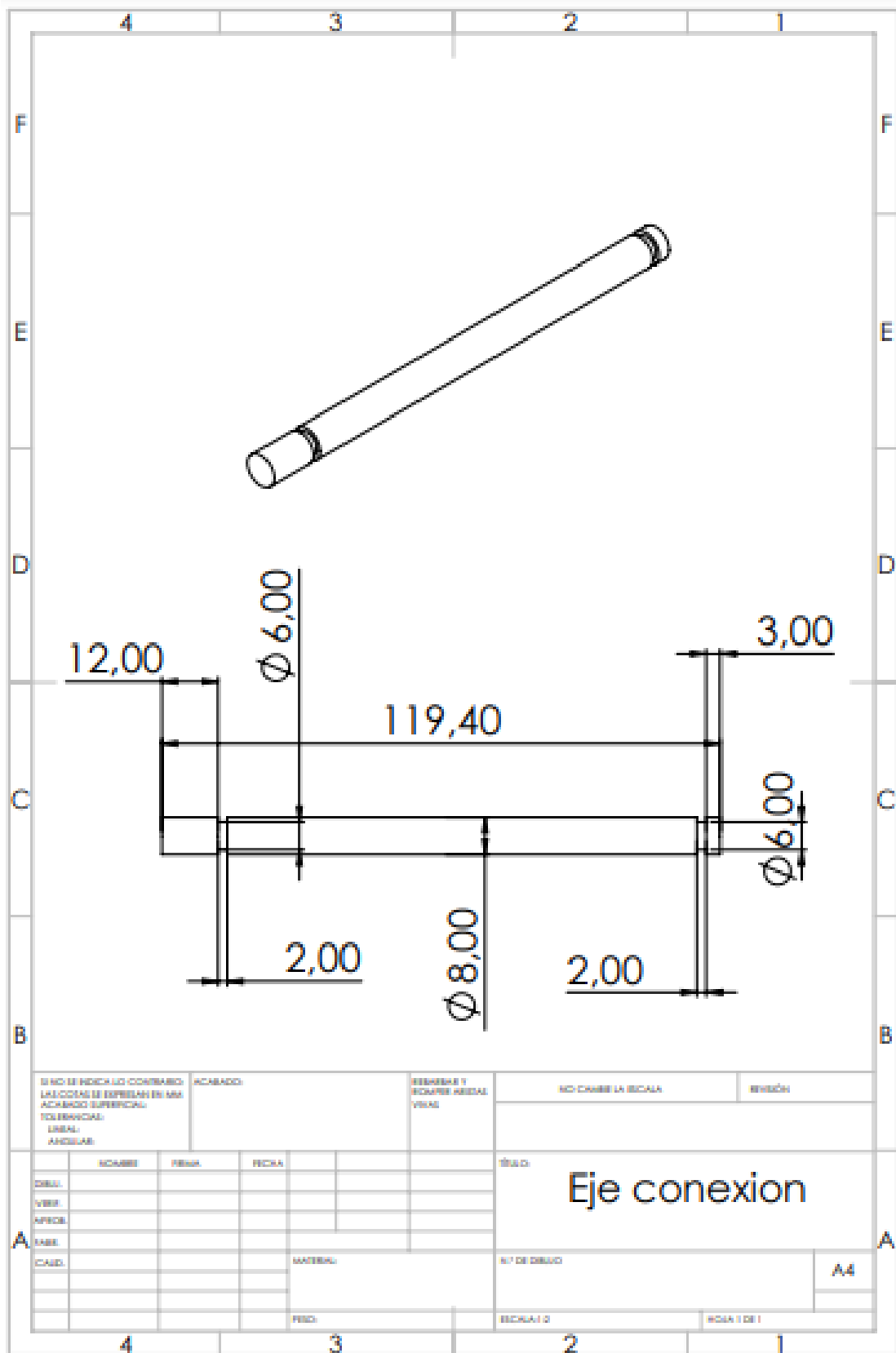
ANEXO L



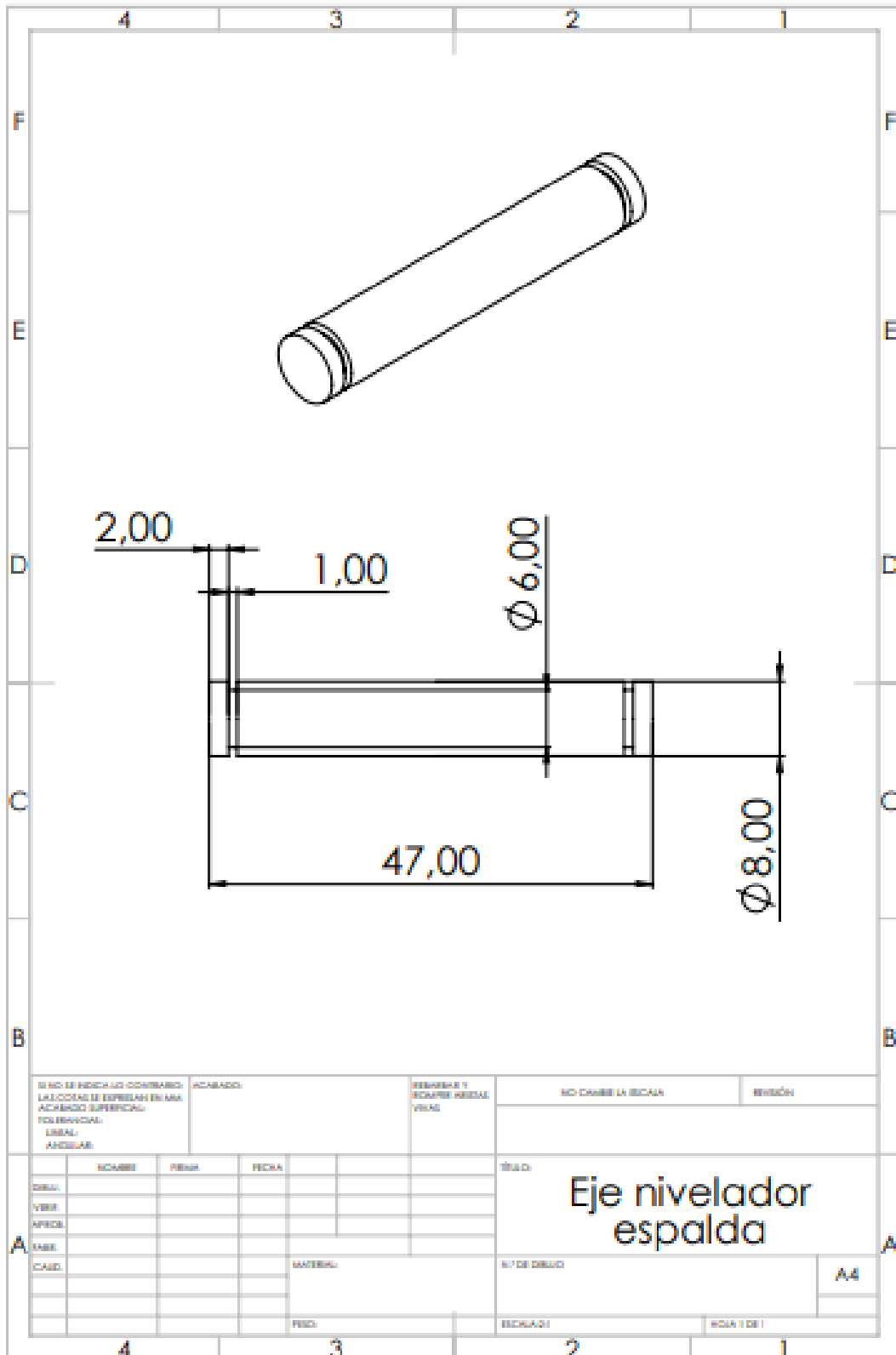
ANEXO M



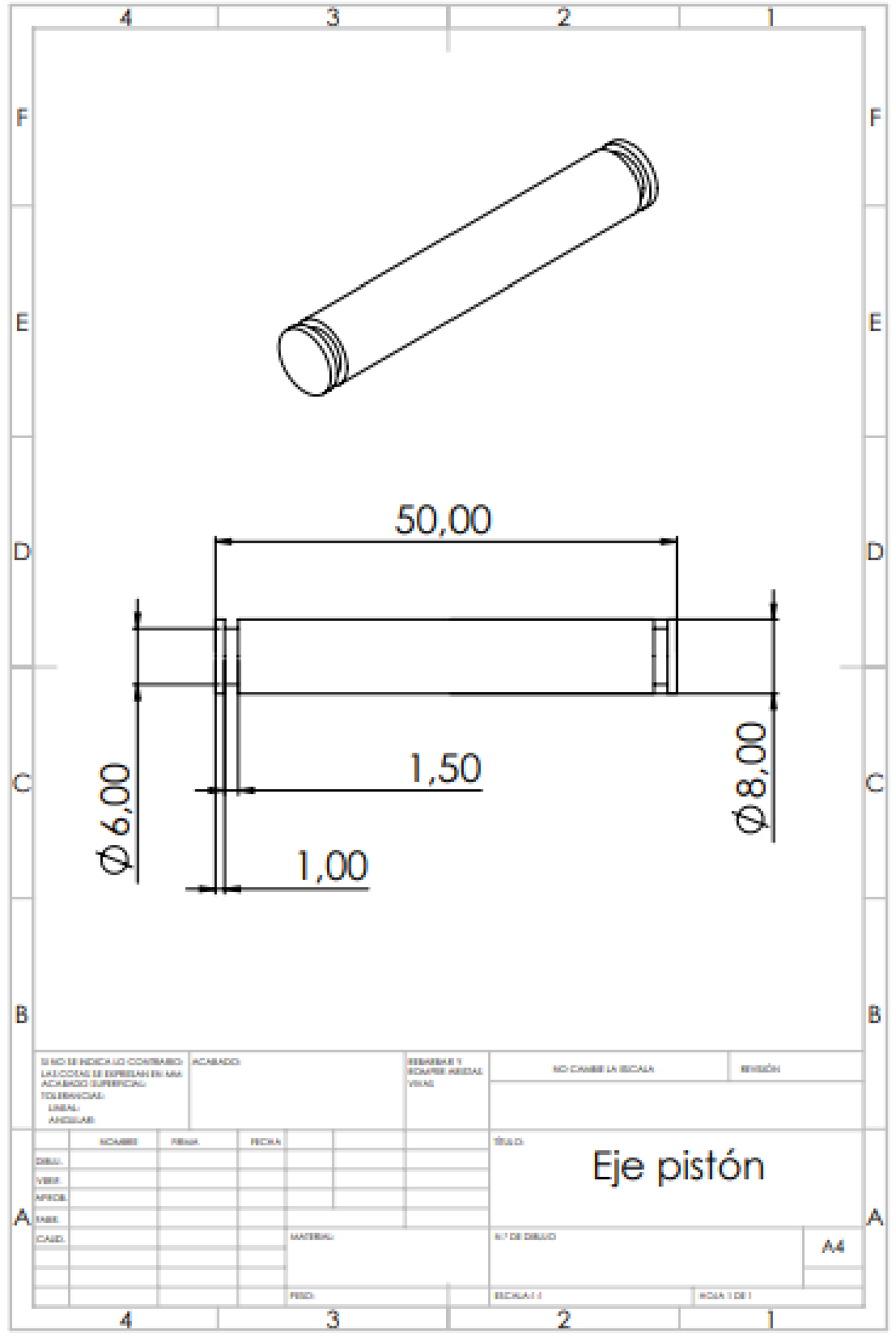
ANEXO N



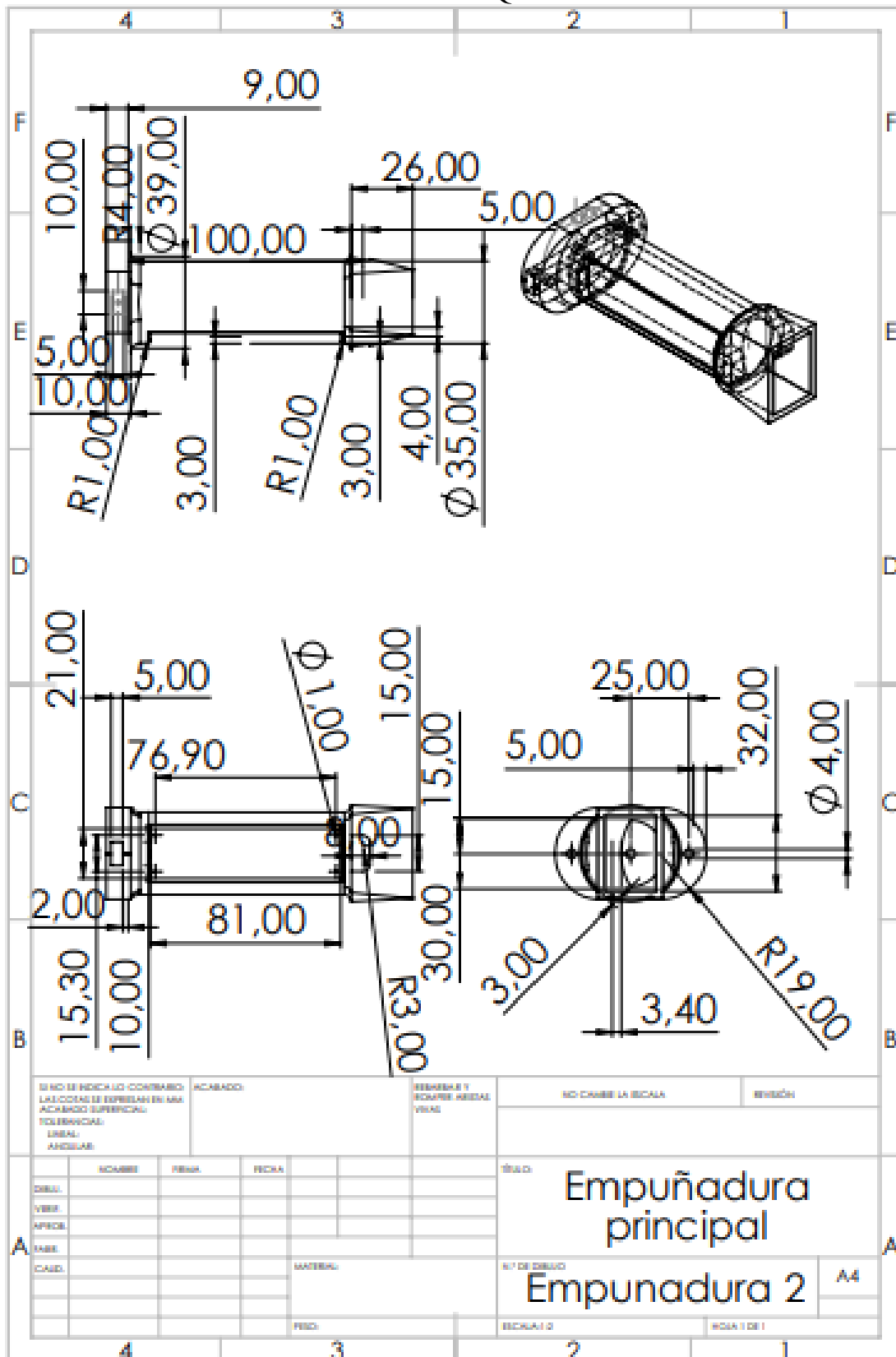
ANEXO O



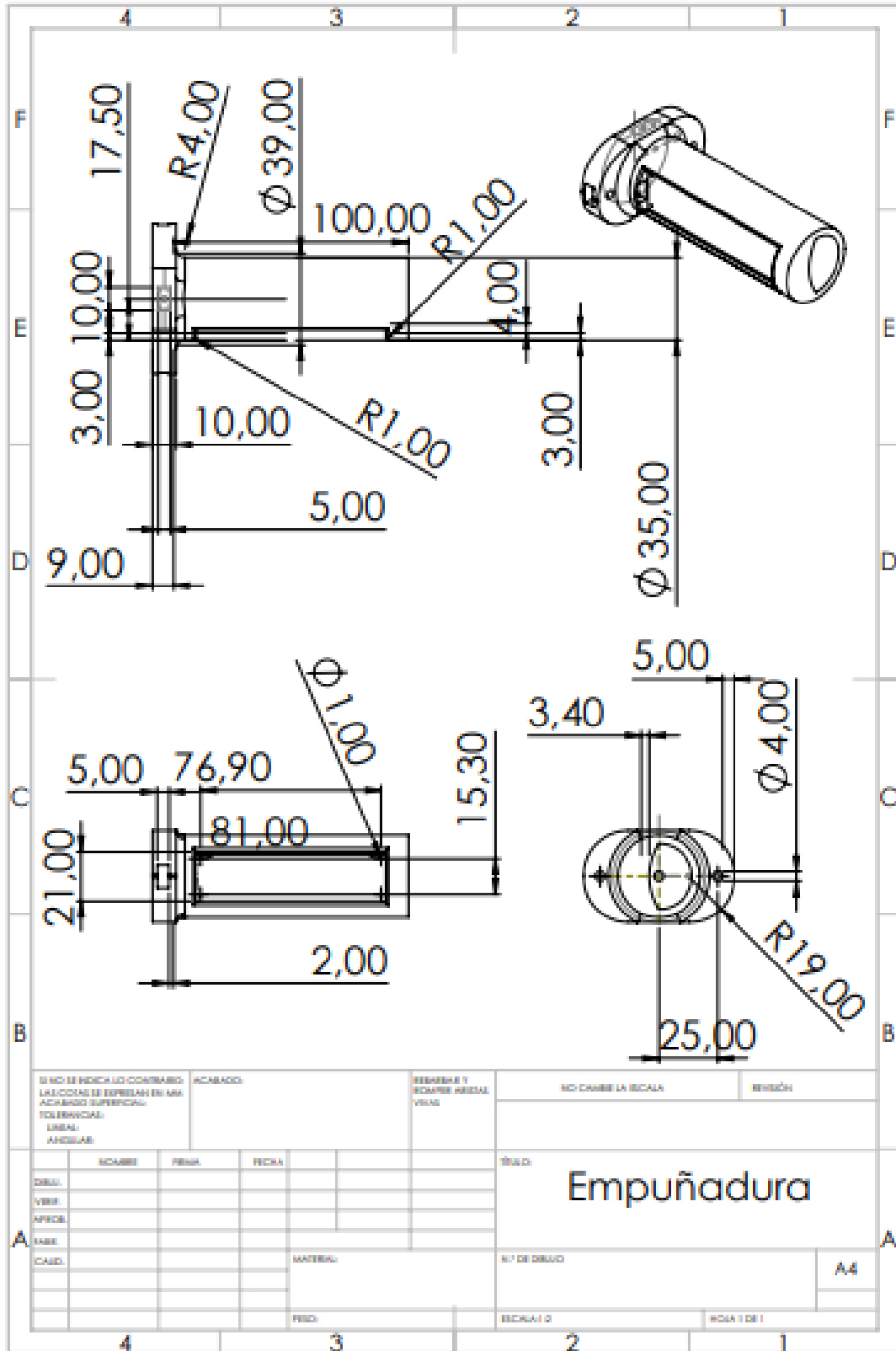
ANEXO P



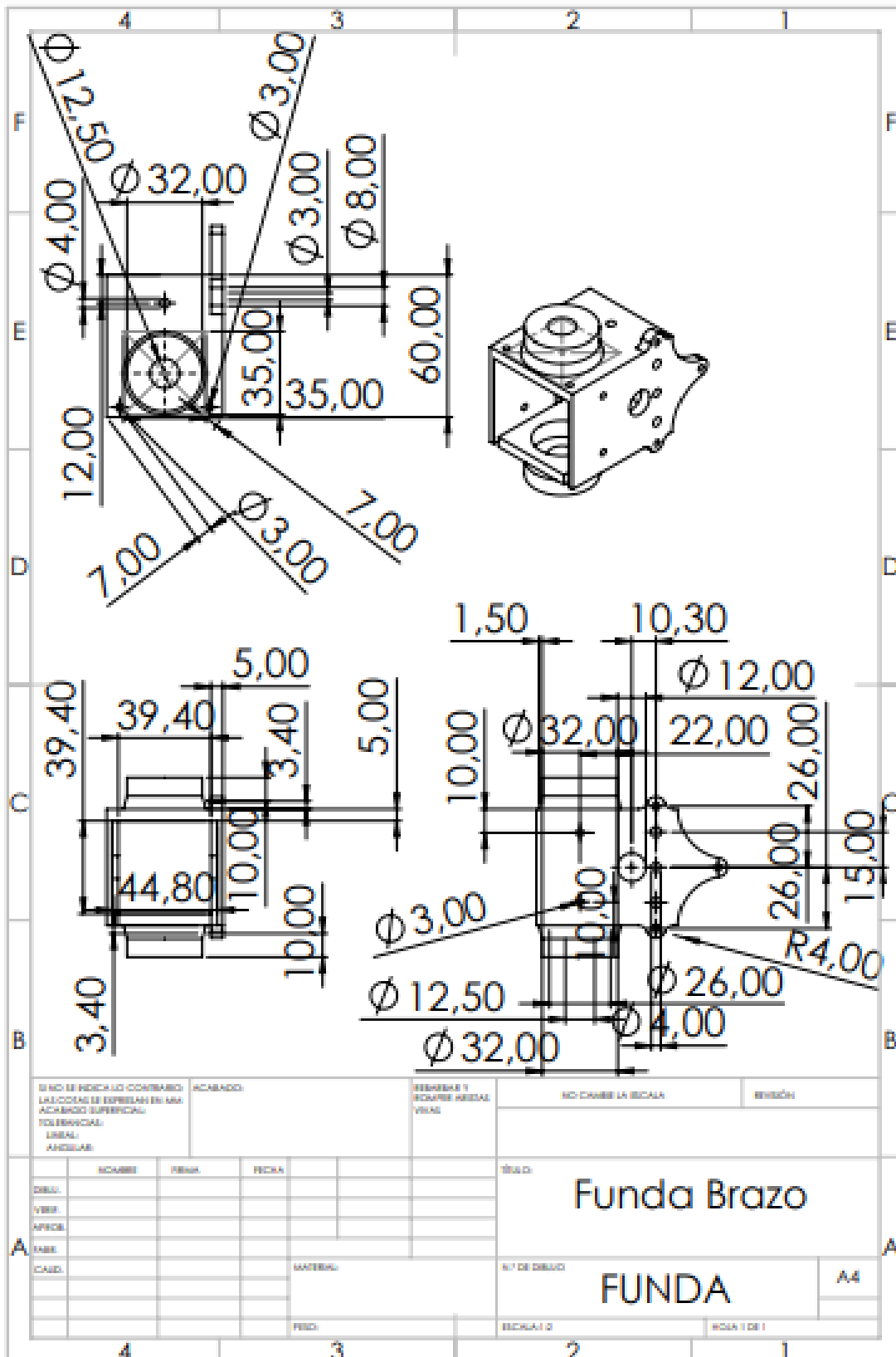
ANEXO Q



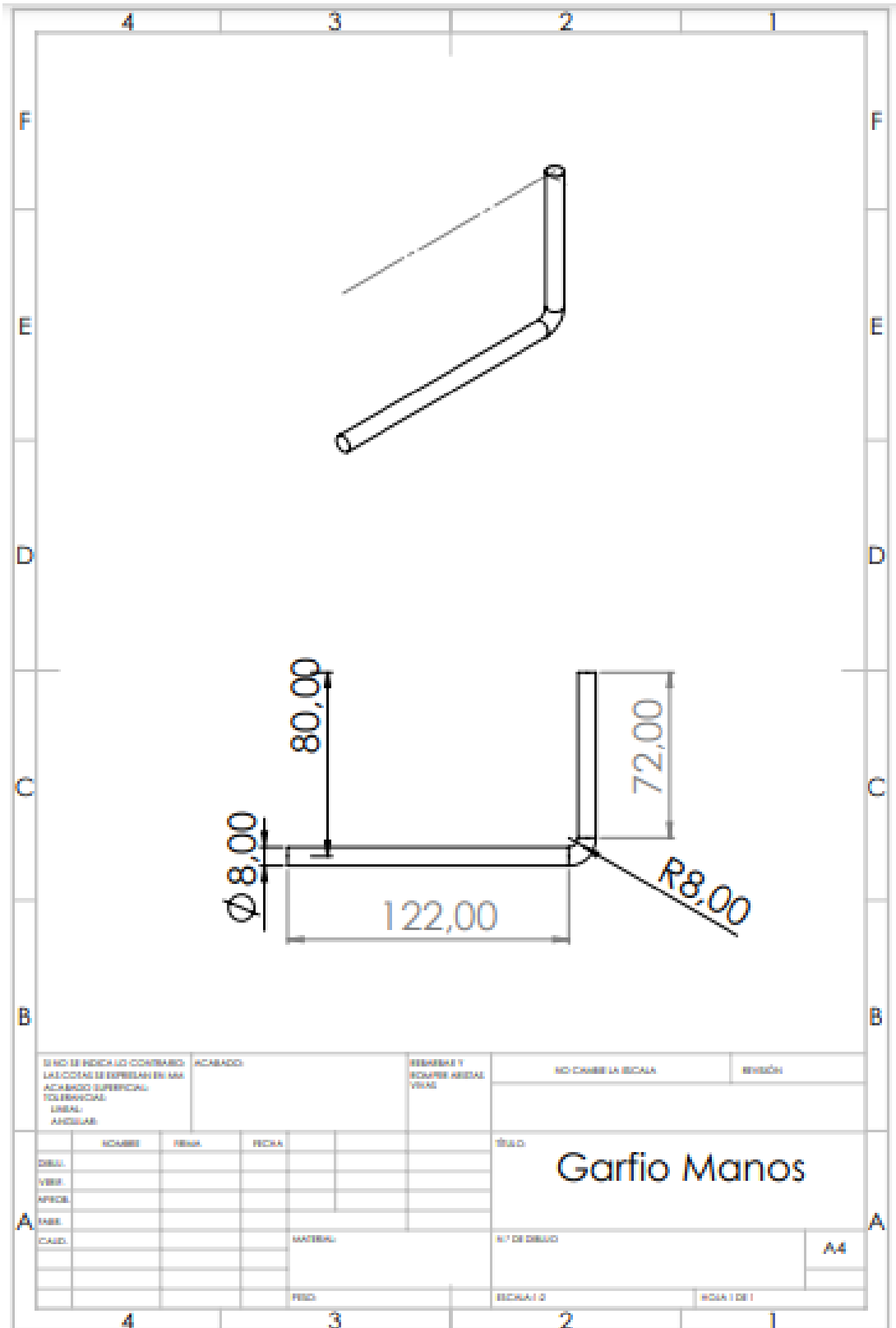
ANEXO R



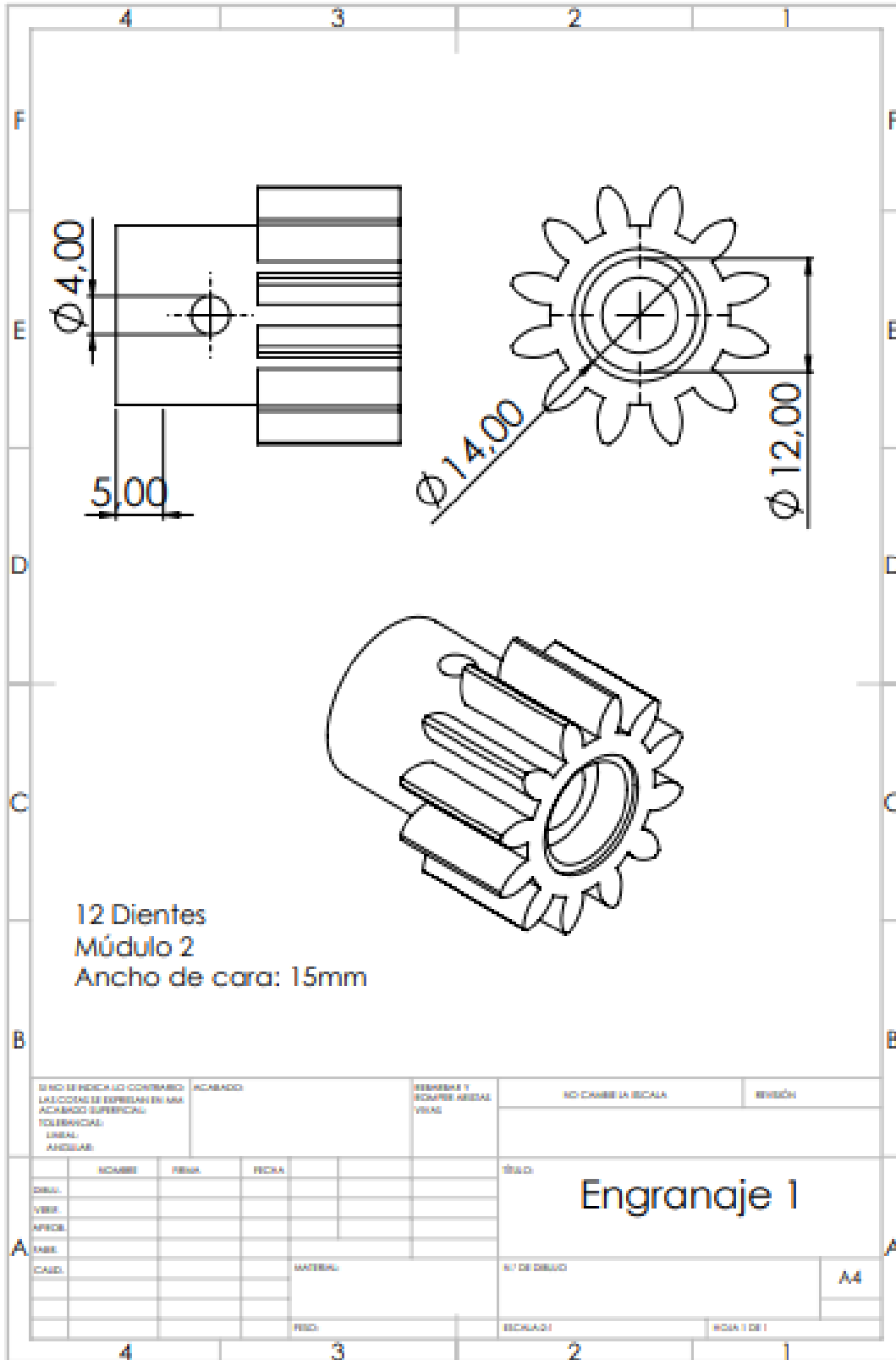
ANEXO S



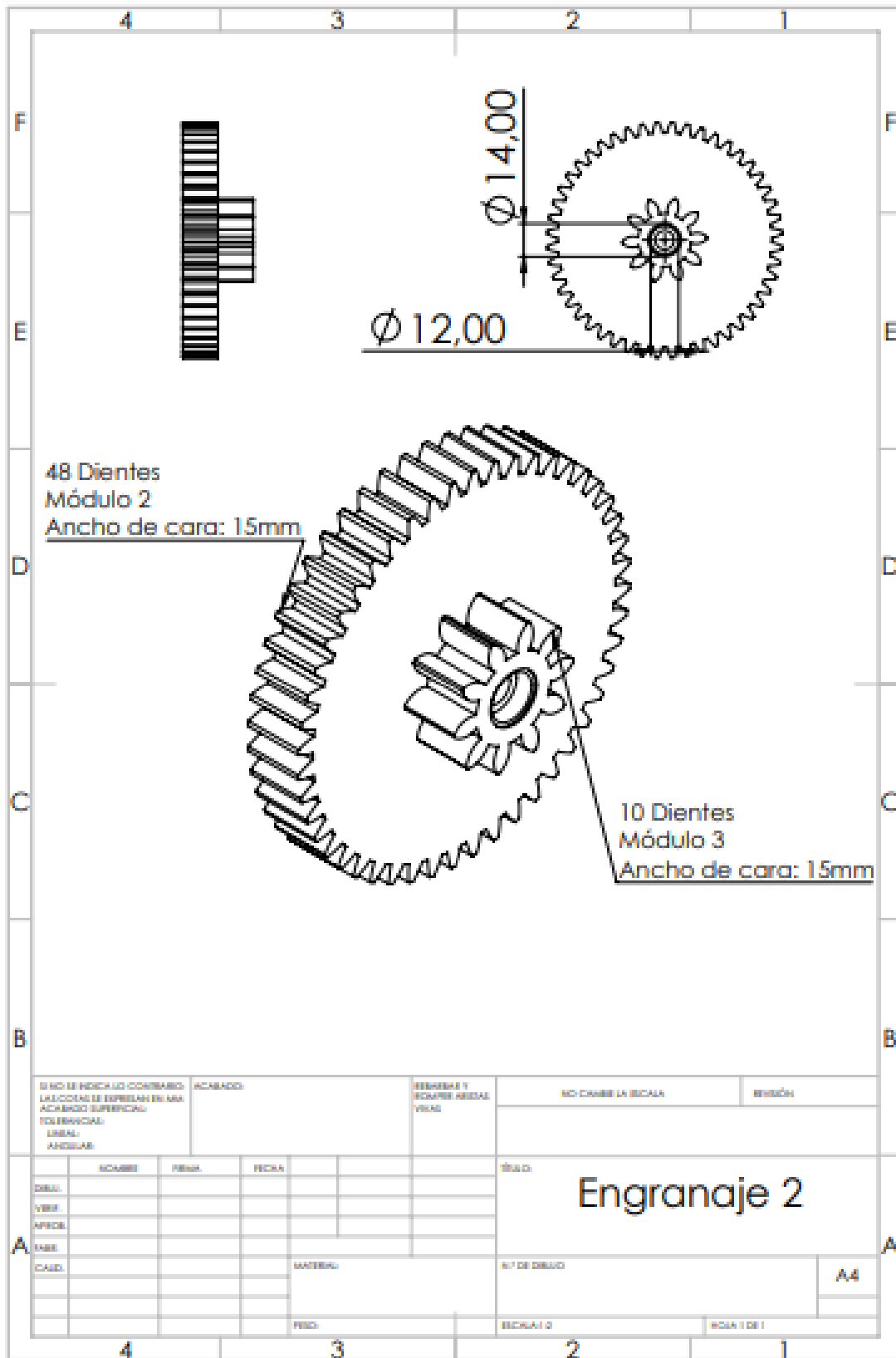
ANEXO T



ANEXO U

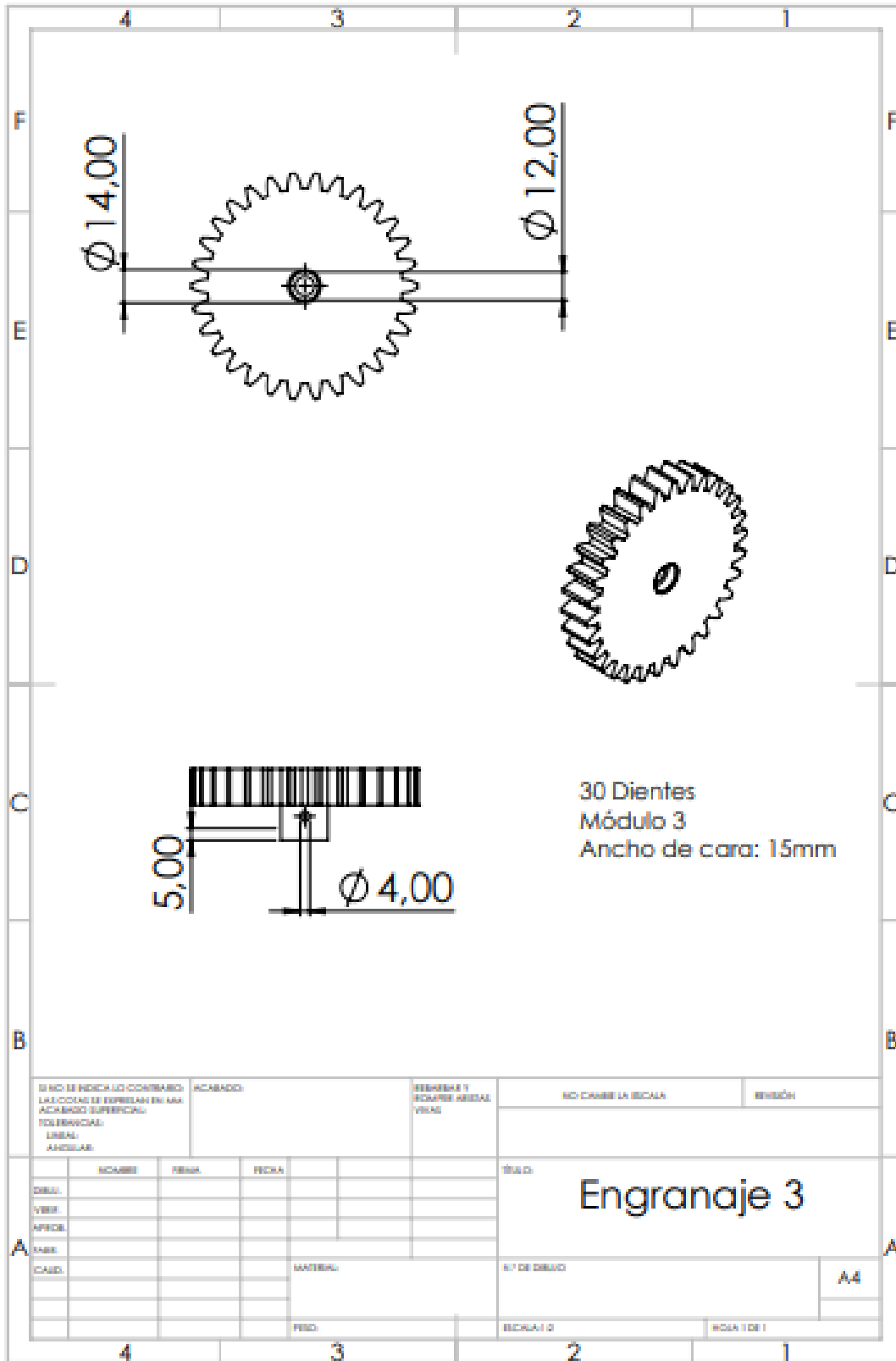


ANEXO V

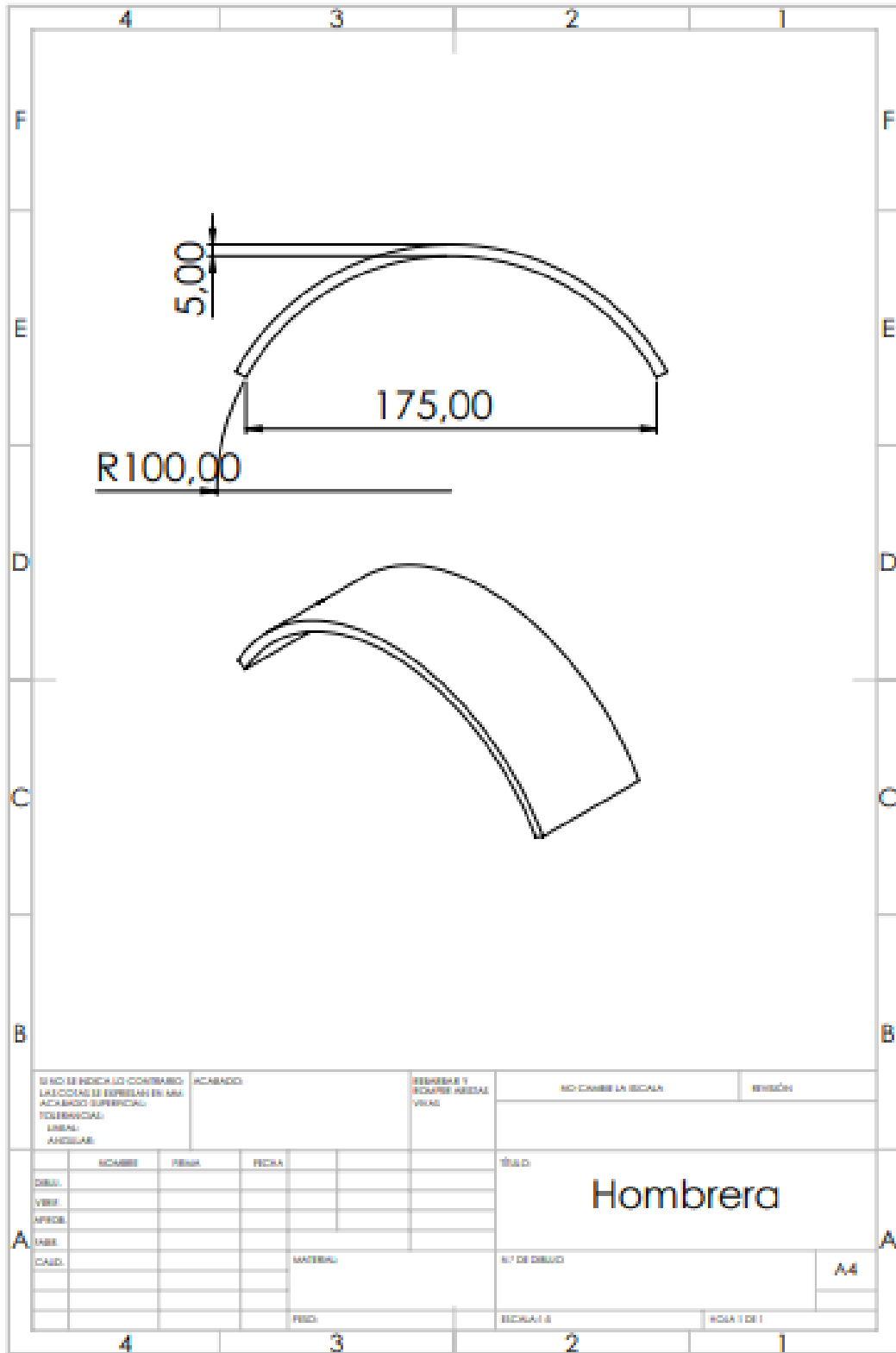


SI NO SE INDICA LO CONTRARIO LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM		ACABADO:		REVISIONES Y CAMBIOS RECAL VISA		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISION	
TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:									
DISEÑ.		NOMBRE		FECHA		FECHA		TÍTULO	
VERIF.								Engranaje 2	
APROB.									
MATER.								Nº DE DIBUJO	
CALC.								A4	
FECH.								HOJA 1 DE 1	

ANEXO W

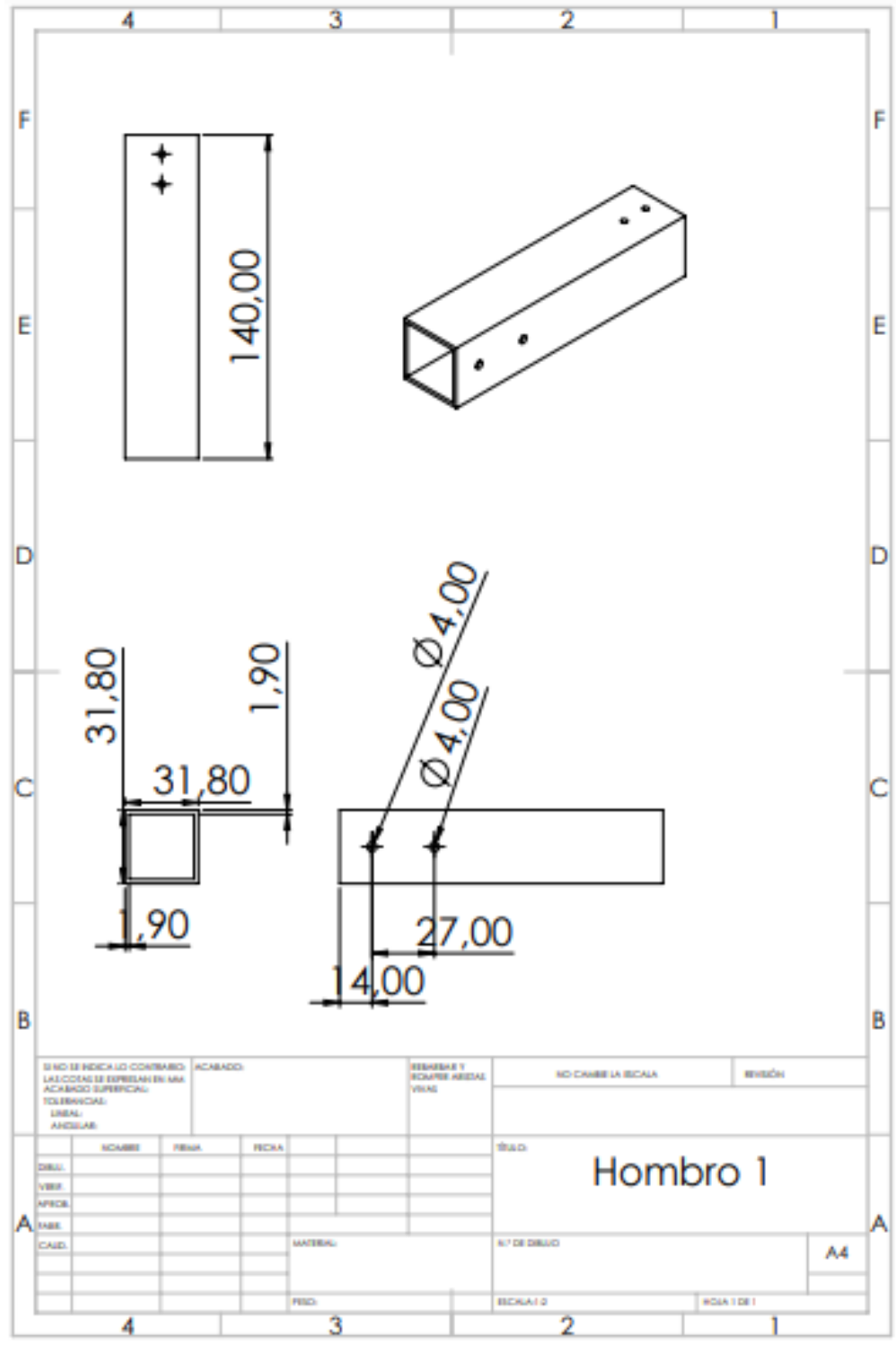


ANEXO X

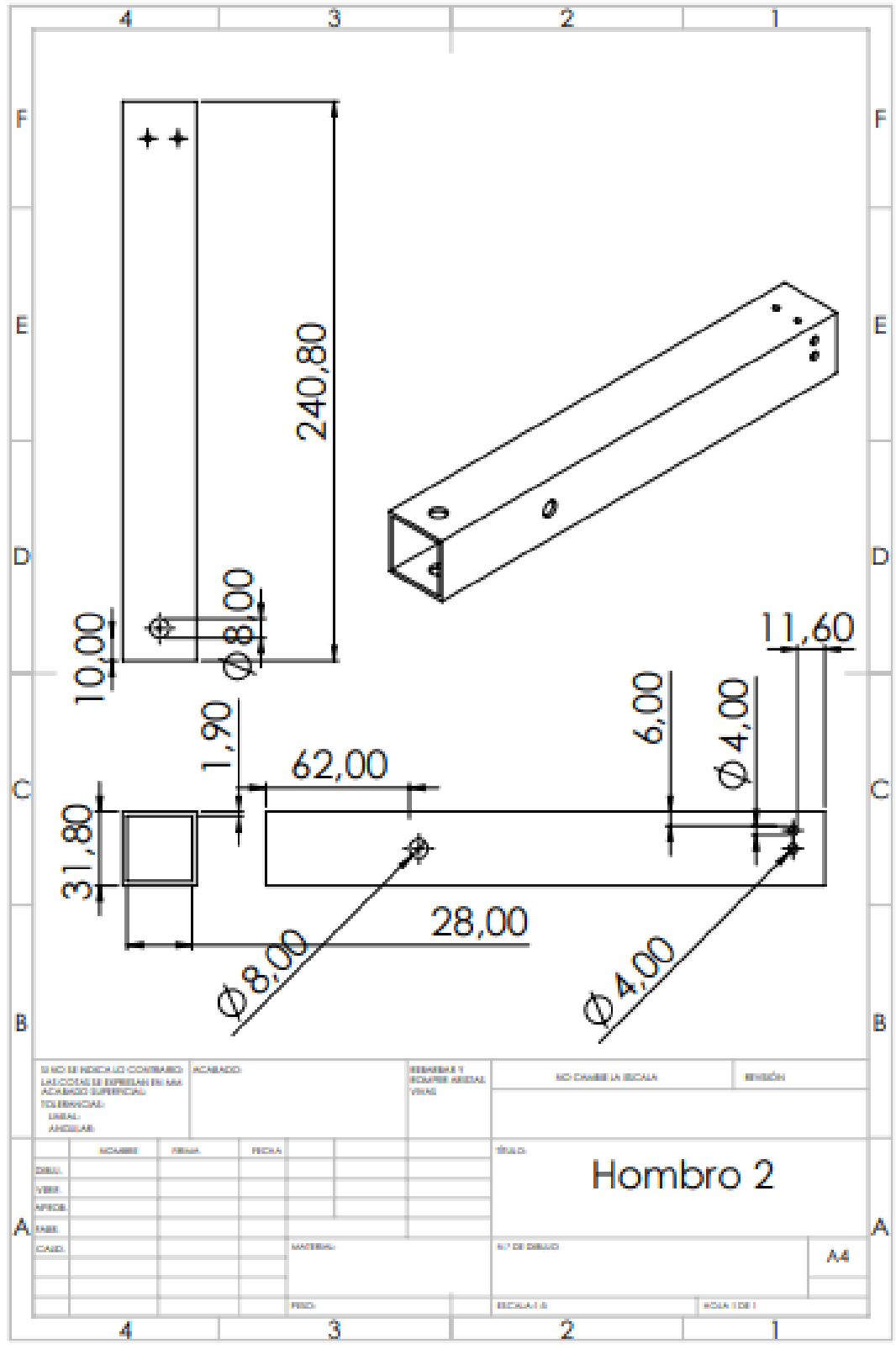


SI NO SE INDICA CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM. ACABADO SUPERFICIAL: TORNEADO: LINEAL: ANISADO:		ACABADO:	REBARBOS Y BORNAS: ANILAS VIRAS		NO CAMBIE LA ESCALA	IMPRESIÓN
NOMBRE DISEÑ. VERIF. OFICIA. FABR. CALIF.	FECHA FECHA FECHA FECHA FECHA	FECHA FECHA FECHA FECHA FECHA	TÍTULO: <h2 style="text-align: center;">Hombreira</h2>		N° DE DISEÑO ESCALA 1:1 HOJA 1 DE 1	
MATERIAL:			A4			

ANEXO Y

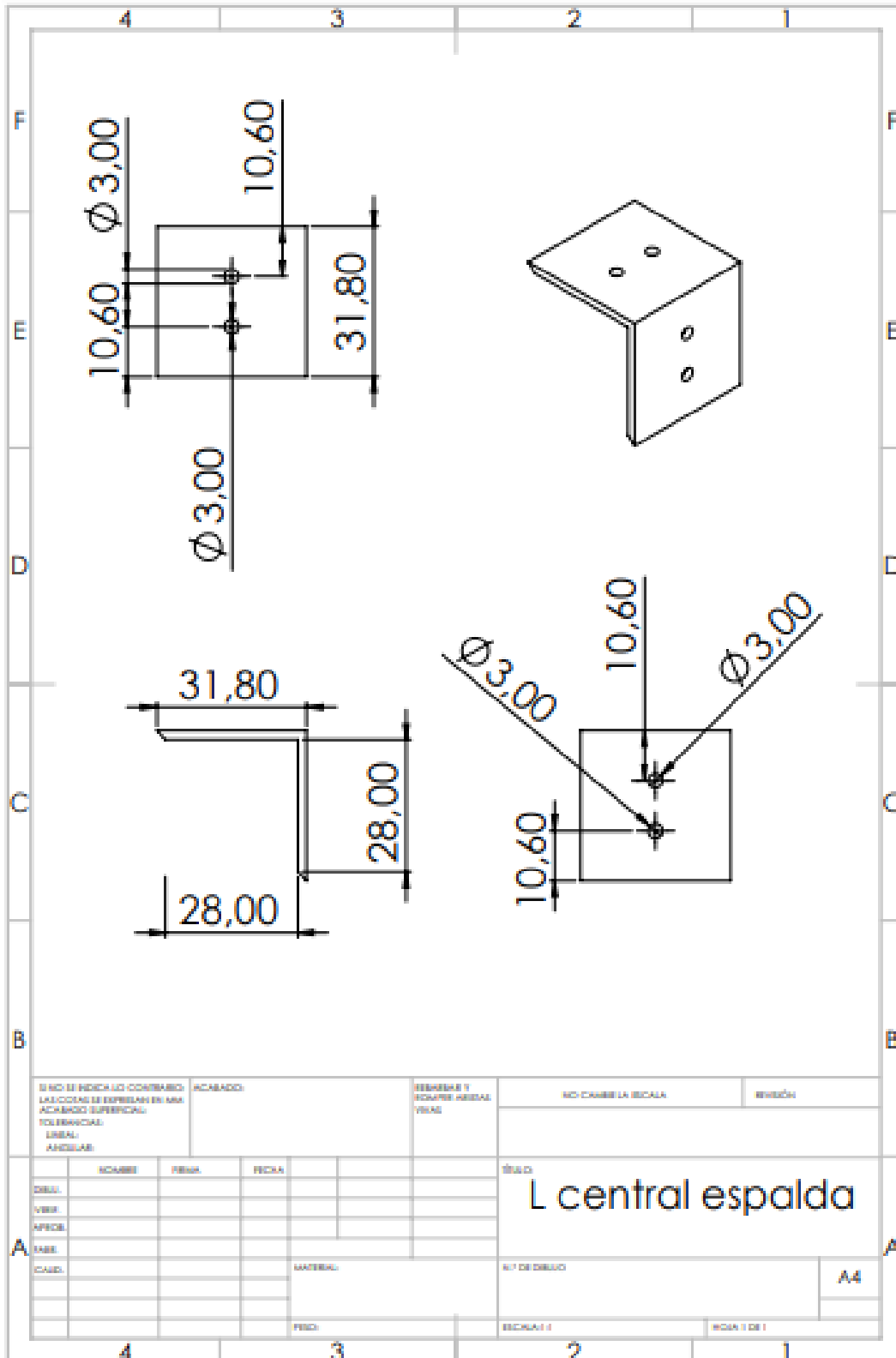


ANEXO Z

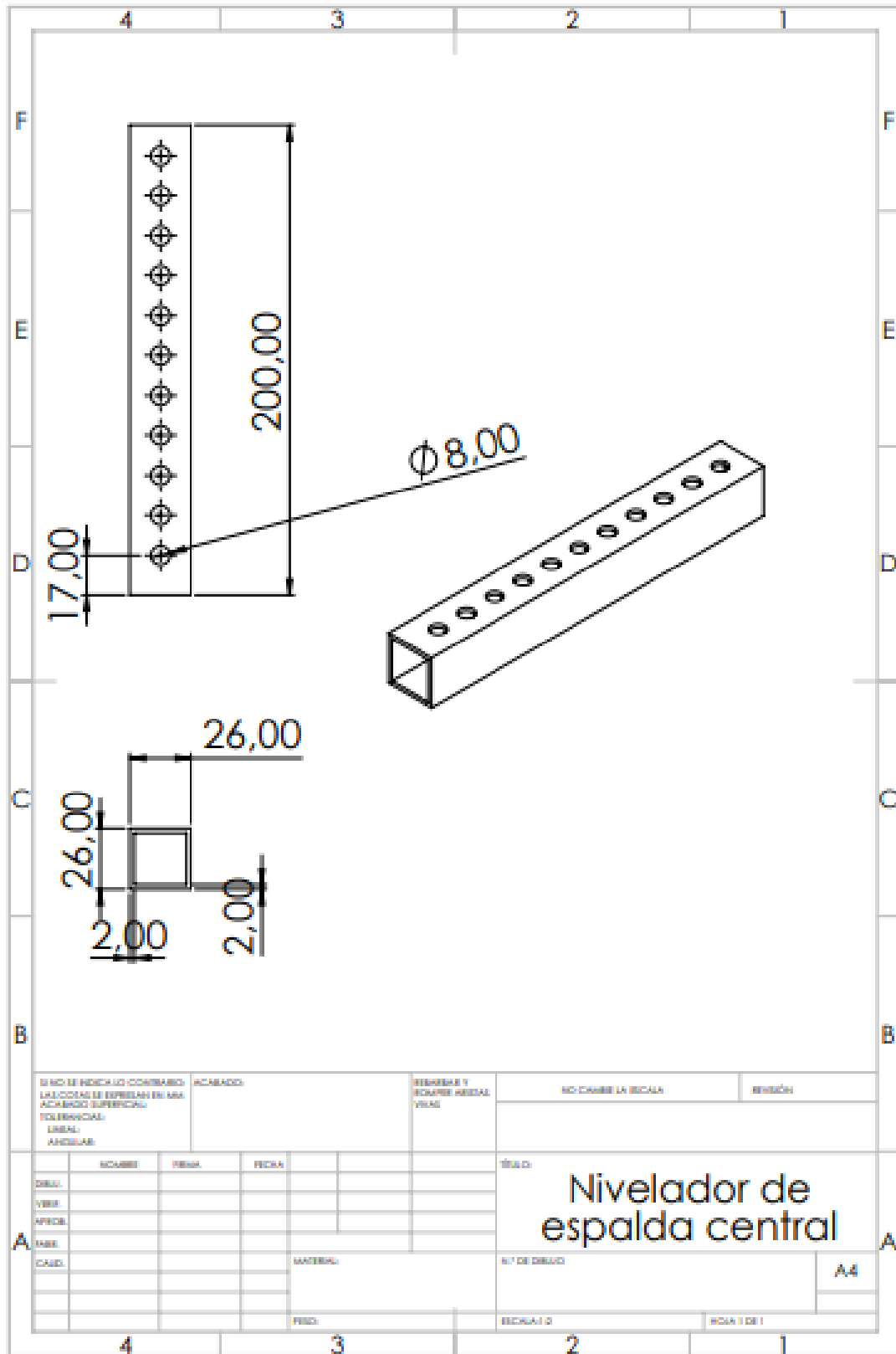


SI NO SE INDICA LO CONTRARIO LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM		ACABADO		RENDERES Y BOCANES ANGULARES		NO CAMBIA LA ESCALA		UNIDAD	
TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:									
DESE.	BOCANE	FINA	PRECISA			TÍTULO			
VERB.						Hombro 2			
APROB.									
ELAB.				MATERIA:		Nº DE DIBUJO		A4	
CAED.				PREC.		ESCALA 1:1		HOJA 1 DE 1	

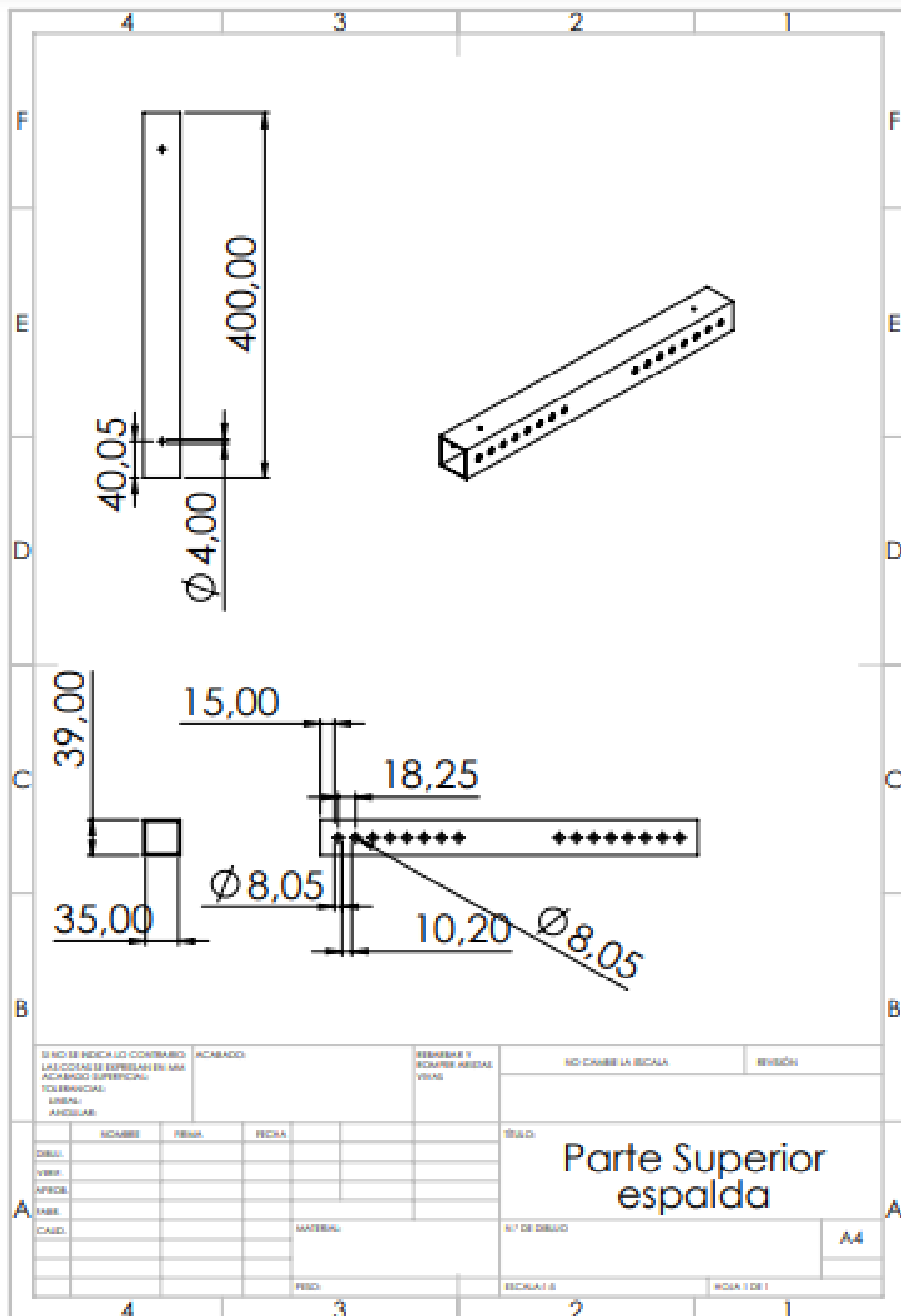
ANEXO AA



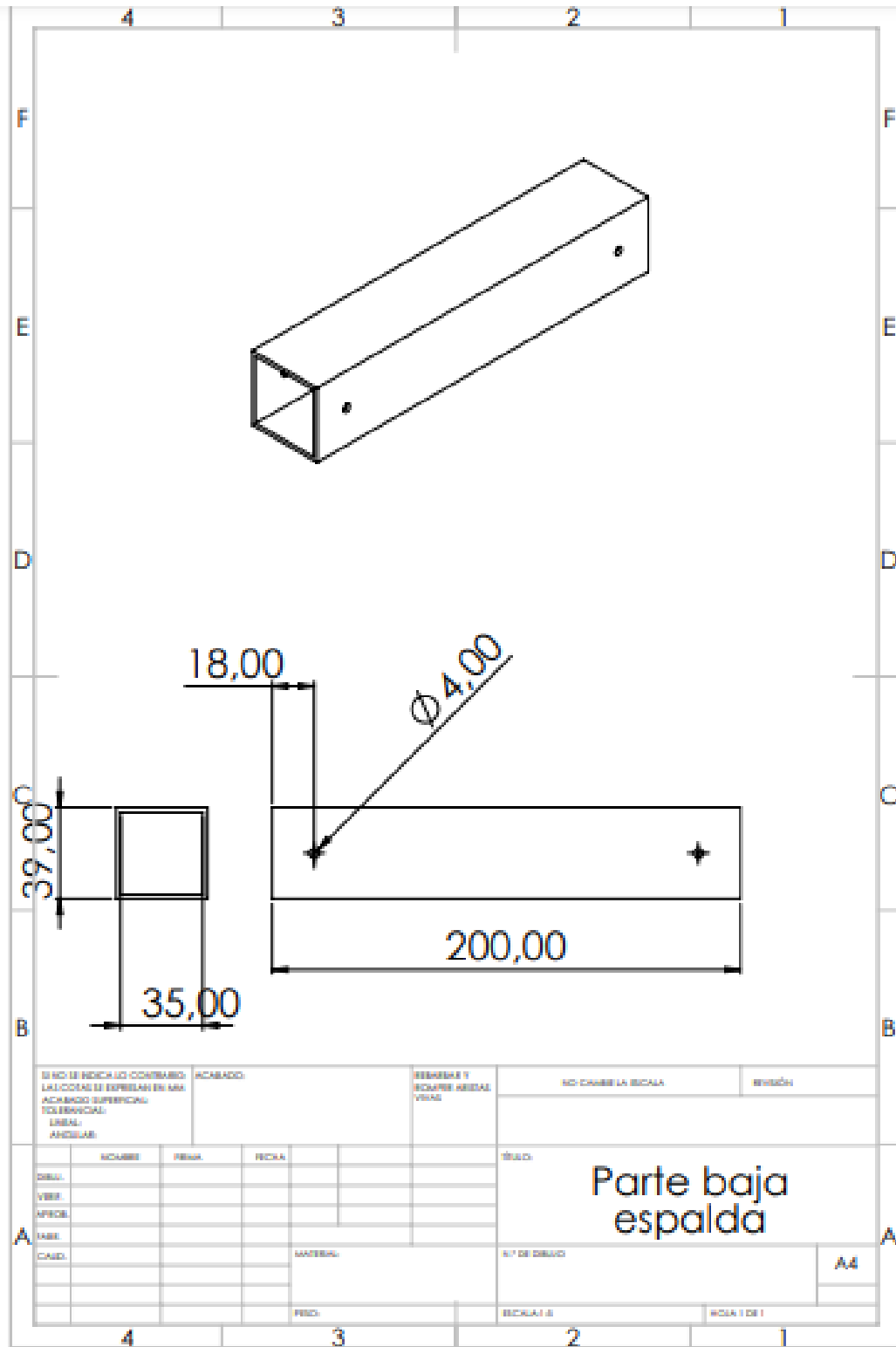
ANEXO AB



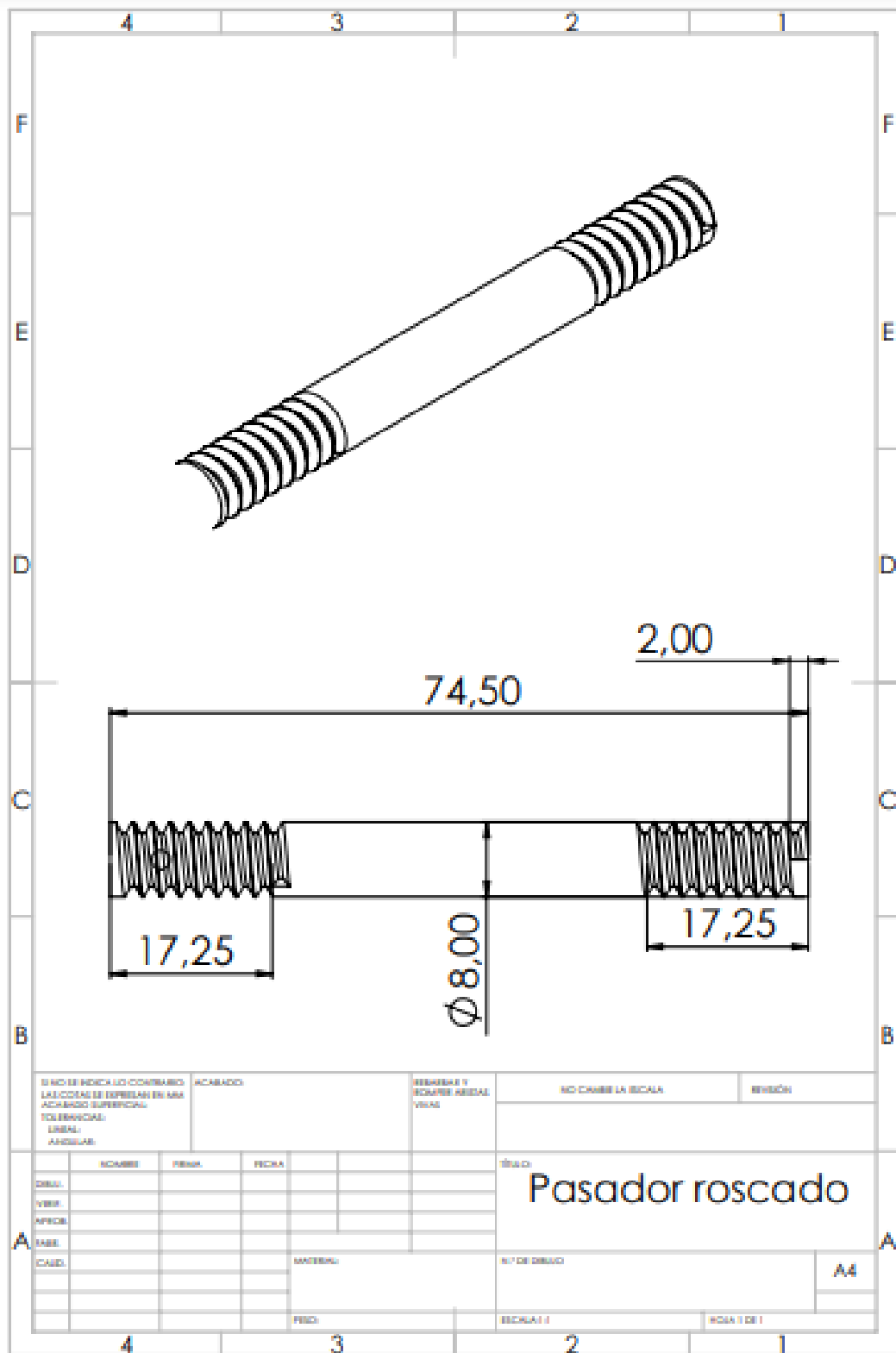
ANEXO AD



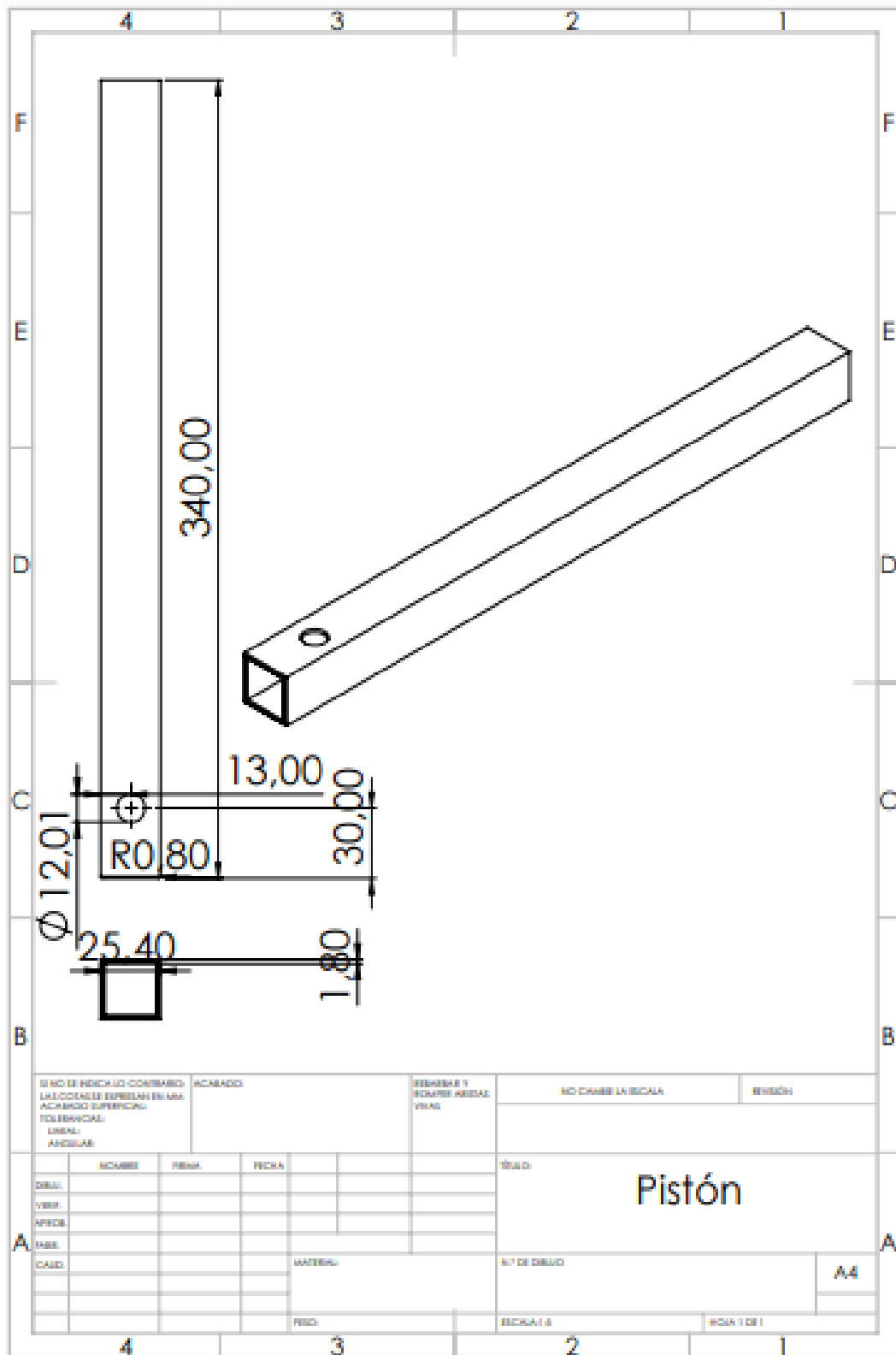
ANECO AE



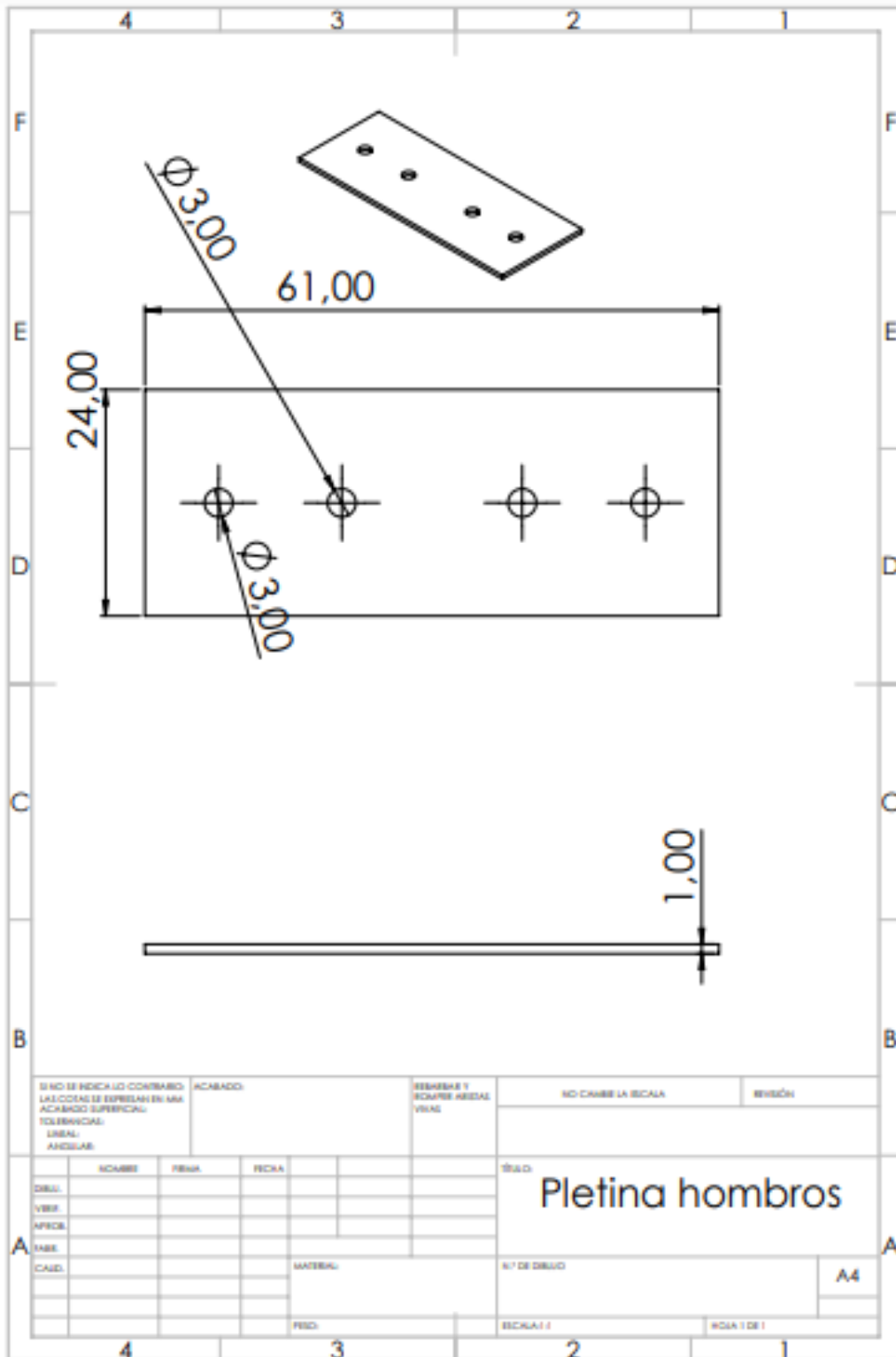
ANEXO AF



ANEXO AG

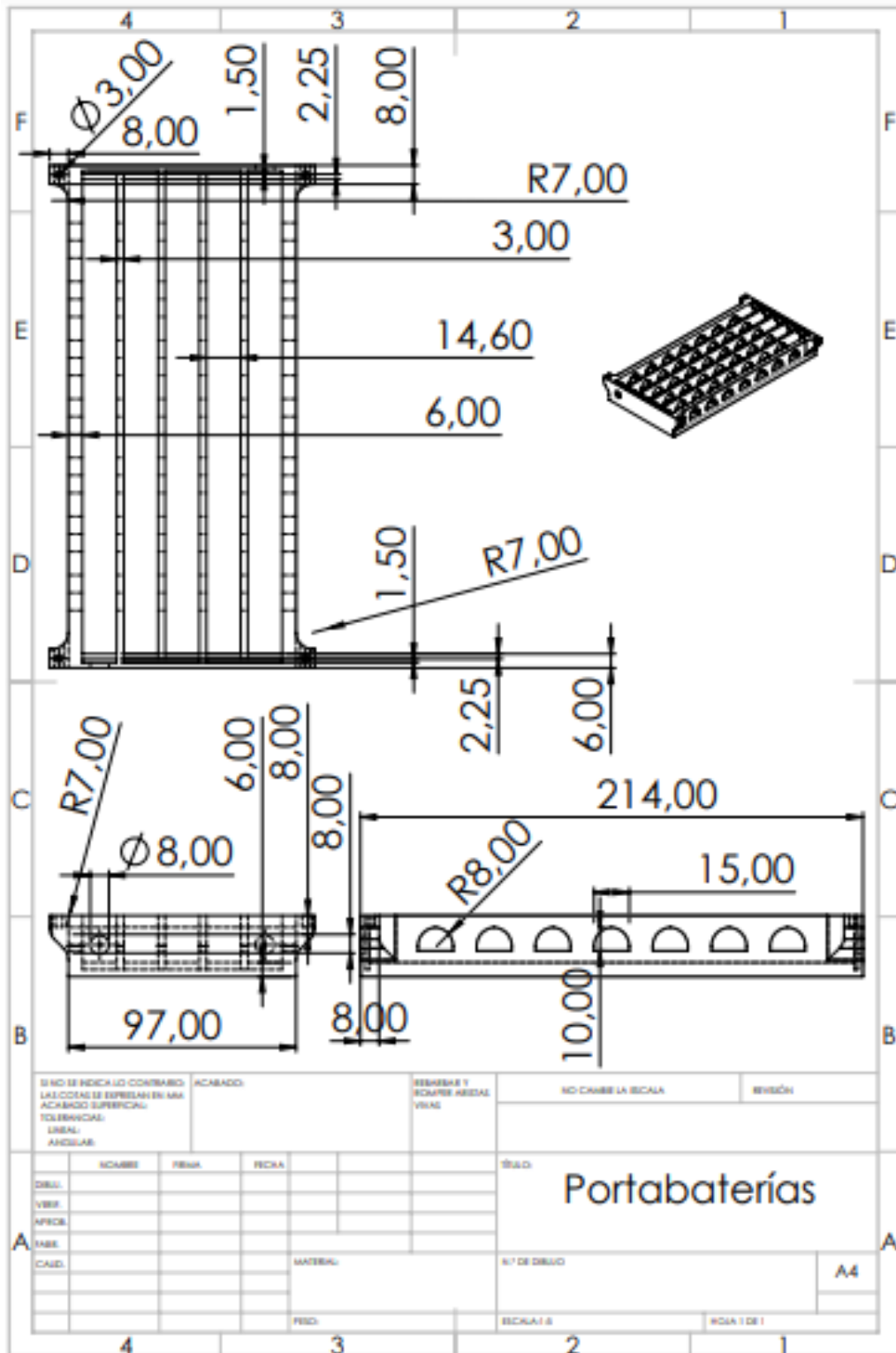


ANEXO AH

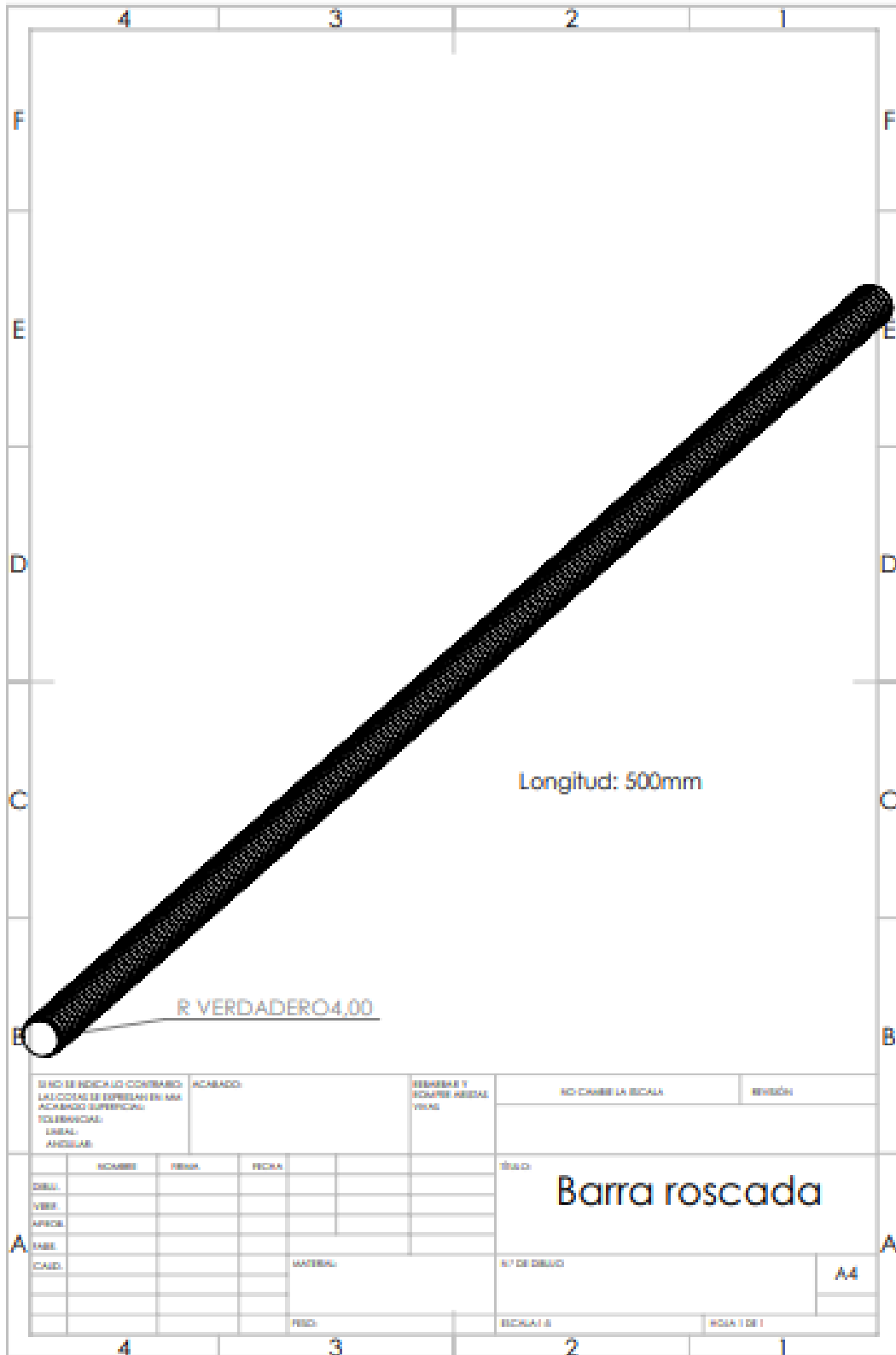


SI NO SE INDICA LO CONTRARIO LAS COTAS SE ESPRESAN EN MM		ACABADO:		REVISAR Y		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
TOLERANCIAS:				SIEMPRE ANIDAD					
LINEAL:				VINC					
ANGULAR:									
DISEÑO:		NOMBRE		FECHA		TÍTULO:		A4	
VERIF.:						Pletina hombros			
APROB.:						Nº DE DIBUJO			
MATER.:									
FECH.:						ESCALA 1:1		HOJA 1 DE 1	

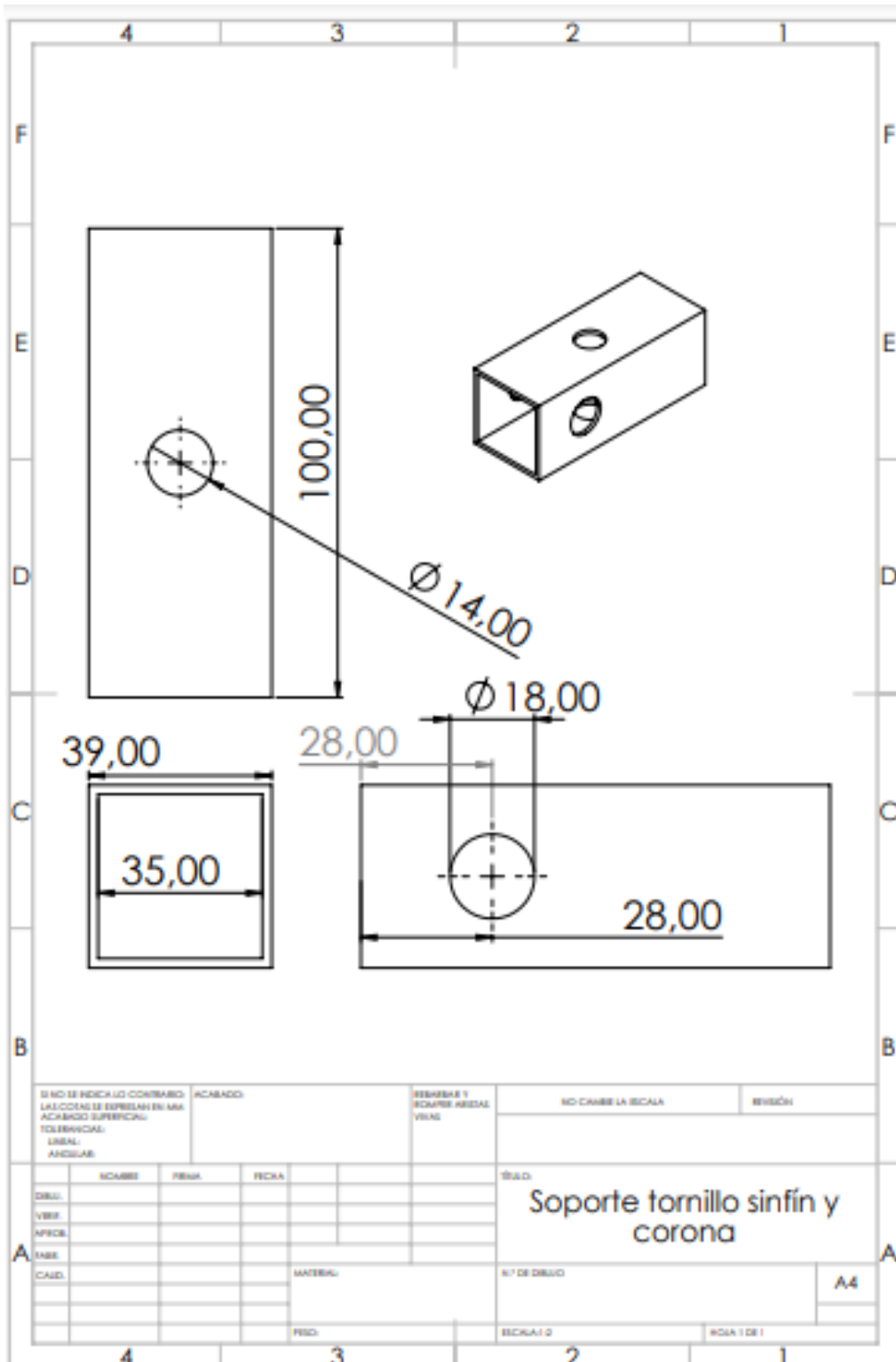
ANEXO AI



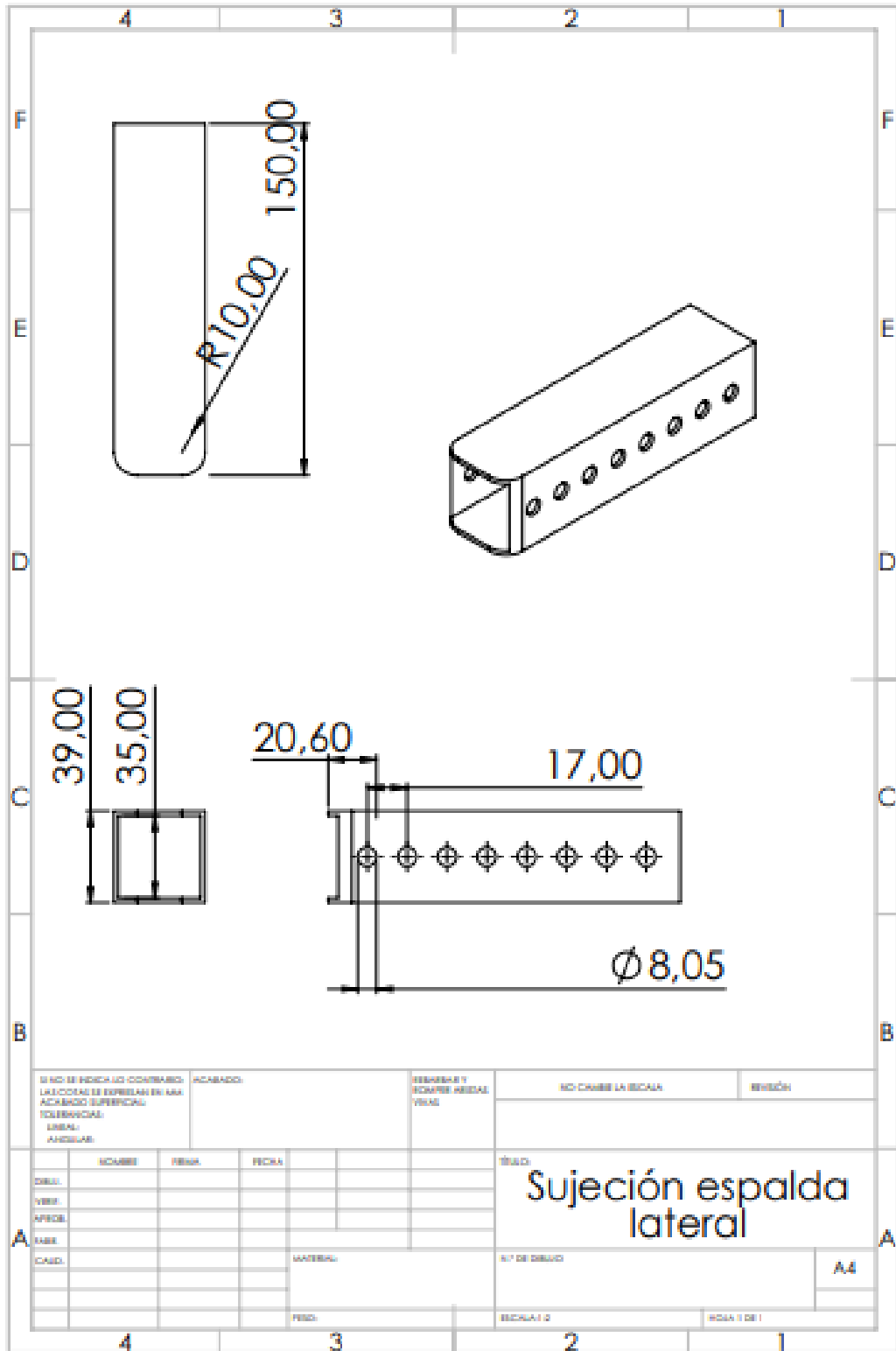
ANEXO AJ



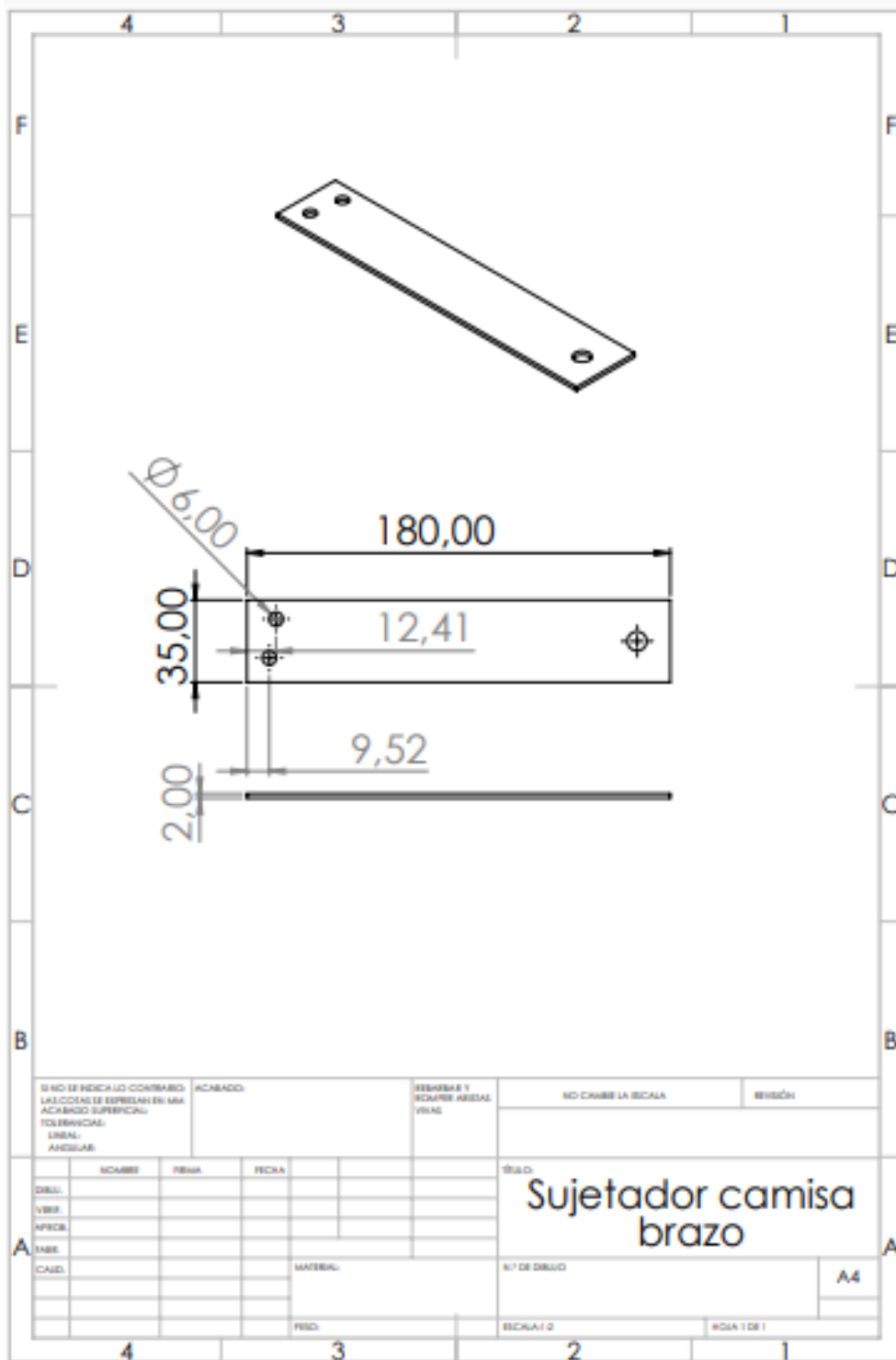
ANEXO AK



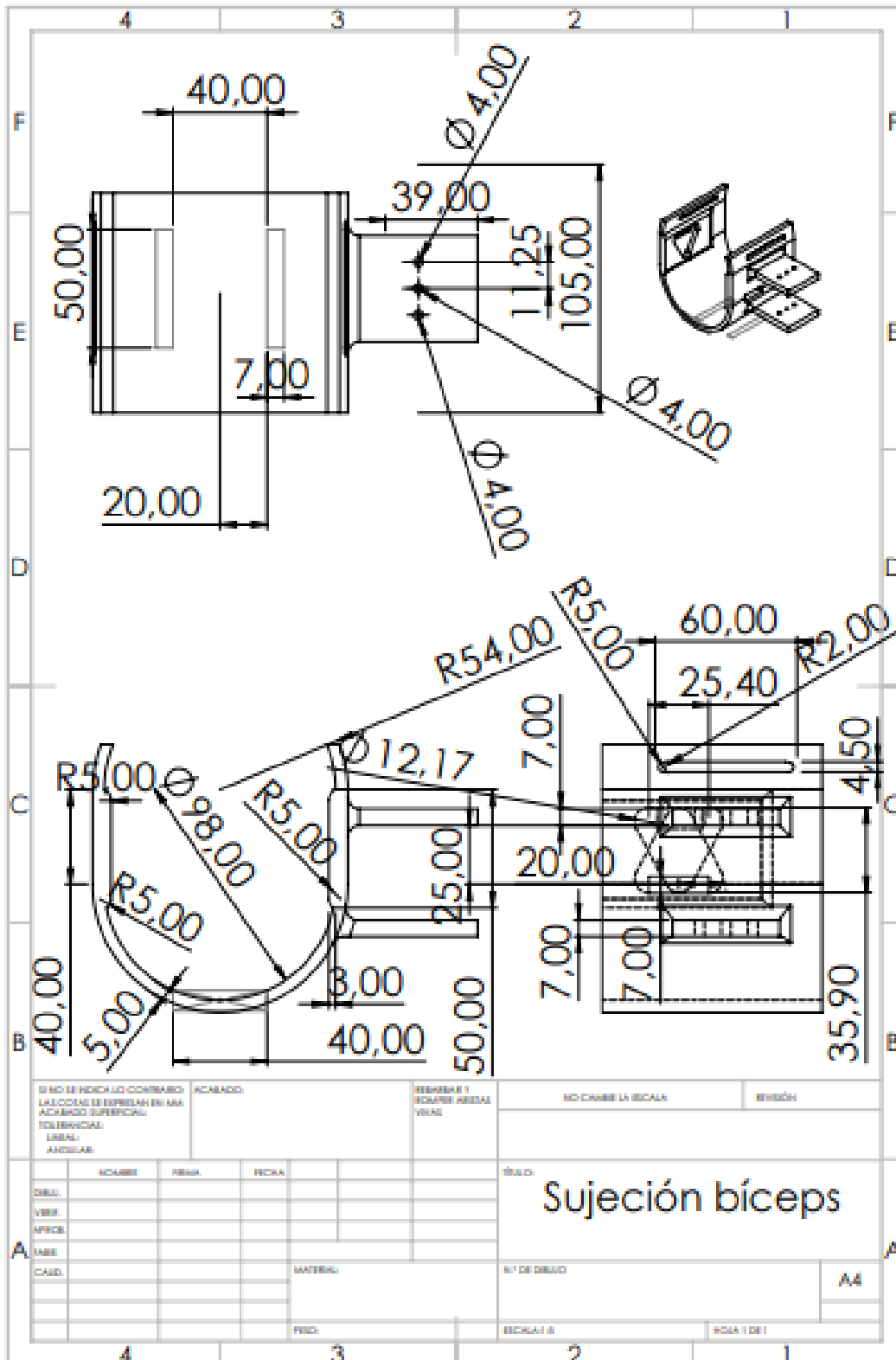
ANEXO AL



ANEXO AN



ANEXO AP



ANEXO A Q

Tubo De Aluminio Cuadrado
1 1/2" X 1 1/2" Espesor
1.60mm
4.0 ★★★★★ (1)
U\$S 46
Bs. 1.664,74
Ver los medios de pago
Entrega a acordar con el vendedor
Mun. Libertador (Sureste), Distrito Capital
Ver formas de entrega
Cantidad: 1 unidad (+10 disponibles)
Comprar ahora
Vendido por ALLUMINCA CA
+1000 ventas

Barra Lisa De Acero De 8mm Para Cnc
Usado | 1 vendido
U\$S 8
Bs. 289,52
Ver los medios de pago
Publicación pausada
Información sobre el vendedor
Nuevo | +5 vendidos
Barra Roscada 8mm 5/16 X 1mt Galvanizada
U\$S 2⁵⁰
Bs. 90,47
Ver los medios de pago
Envío gratis a todo el país
Barquisimeto, Lara
Ver formas de entrega
Color: Plateado
Cantidad: 1 unidad (+2 disponibles)
Comprar ahora
Vendido por MAJU37576
MercadoLider | +10mil ventas


Varilla Roscada T8 Dia 8mm Paso 2mm Largo 600mm Con Tuerca
Nuevo | 3 vendidos
5.0 ★★★★★ (2)
U\$S 16⁴³
Bs. 594,60
Ver los medios de pago
Envío gratis a todo el país
Cantuzá, Miranda
Ver formas de entrega
Cantidad: 1 unidad (+10 disponibles)
Comprar ahora

Remaches 3/16 X 5/8 Covo
Nuevo | +100 vendidos
4.7 ★★★★★ (13)
U\$S 2¹⁵
Bs. 77,81
Ver los medios de pago
Envío gratis a todo el país
Mun. Sucre (centro), Distrito Capital
Ver formas de entrega
Cantidad: 1 unidad (+20 disponibles)
Comprar ahora
Vendido por MABR8784909
MercadoLider | +5mil ventas

Remache Aluminio Ala Ancha 3/16 X 5/8 Pack D 50 Remache Covo
Nuevo | +100 vendidos
5.0 ★★★★★ (18)
U\$S 2⁵¹
Bs. 90,84
Ver los medios de pago
Envío gratis a todo el país
Guacara (Guacara), Carabobo
Ver formas de entrega
Cantidad: 1 unidad (+10 disponibles)
Comprar ahora
Vendido por ADIMONTCA
MercadoLider | +10mil ventas

Tuerca Hexagonal G-2 Zincada Medida 1/4 (100 Und)
Nuevo | +5 vendidos
U\$S 3²⁰
Bs. 115,81
Ver los medios de pago
Envío gratis a todo el país
Valencia (Valencia), Carabobo
Ver formas de entrega
¡Última disponible!
Comprar ahora
Vendido por SOLINTACA
+1000 ventas

ANEXO AR



Bocina De Bronce Para Motor Dkc400 O Codiplug

4.8 ★★★★★ (10)

U\$S 6
Bs. 217,14

Ver los medios de pago

Envío gratis a todo el país
Santiago Mariño, Aragua
Ver formas de entrega

Cantidad: 1 unidad (+50 disponibles)

Comprar ahora

Vendido por **PIRINTE CA**
MercadoLíder | +1000 ventas




Lámina Acero Inoxidable 2mm Grado Alimenticio 1.22x2.44m

U\$S 3⁸¹
Bs. 137,88

Ver los medios de pago

Entrega a acordar con el vendedor
Valencia (Valencia), Carabobo
Ver formas de entrega

¡Última disponible!

Comprar ahora

Vendido por **ROSSELLMAR MENDOZA**
+100 ventas

Detalles finales del pedido #113-3714397-4211432
Imprima esta página para sus registros.

Pedido realizado: 11 de diciembre de 2023
Pedido amazon.com número: 113-3714397-4211432
Total del pedido: **\$172.00**

Enviado el 14 de diciembre de 2023

Productos comprados:

4 de: MyoSense Sensor muscular 2.0: compatible con Arduino, sensor de electromiografía (EMG) todo en uno de Advancer Technologies - Mide la actividad muscular detectando su potencial eléctrico. Conector a presión con lámina	Precio
Vendido por: SenseFun Electronics Inc. (Vendedor)	\$39.95
Suministrado por: SenseFun Electronics Inc. (Vendedor)	

Estado: Nuevo

Dirección de envío:
Andrés Restrepo
9321 SW 4TH ST APT 109
MIGUEL, FL 33174-2227
Estados Unidos

Velocidad de envío:
Envío GRATIS

Compraste este producto por última vez el 13 Dic 2023

2 piezas de motor eléctrico R5555 de 24 V 35000 RPM para actualización de motor de rueda eléctrica, accesorios de caja de cambios de motor de alta velocidad para ruedas eléctricas niños montar en

Marca: **PIRINTE**
Precio: **U\$S 2.49**
Sin comprar el mes pasado

U\$S 2.49

Devoluciones GRATIS -
Únete a Prime para comprar este producto a U\$S22.40

Thank you for being an Amazon customer. Get a \$50 Amazon Gift Card upon approval for Amazon Visa.

Marca	PIRINTE
Nombre del modelo	caja de cambios, caja de cambios
Velocidad	35000 RPM
Voltaje	24 Voltios
Potencia	200 Vatios

Sobre este artículo

Pasa el mouse encima de la imagen para aplicar zoom

Pedido realizado: 13 de diciembre de 2023
Pedido amazon.com número: 111-194602-922642
Total del pedido: **\$121.37**

Enviado el 14 de diciembre de 2023

Productos comprados:

2 de: Amazon Basic Paquete de 24 baterías recargables AA, recarga hasta 1000 x, capacidad estándar: 2000 mAh, pre cargador	Precio
Vendido por: Amazon.com Services, Inc	\$28.56
Suministrado por: Otros	

Estado: Nuevo

2 de: 2 piezas de motor eléctrico R5555 de 24 V 35000 RPM para actualización de motor de rueda eléctrica, accesorios de caja de cambios de motor de alta velocidad para ruedas eléctricas niños montar en piezas de repuesto de automóvil

La transmisión del pedido para los pedidos con este proveedor tarda 2 a 5 días más.

Vendido por: PIRINTE (Vendedor)
Suministrado por: PIRINTE (Vendedor)


Cantidad: 1

Estado: Nuevo

Agregar al Carrito
Comprar ahora

Dirección de envío:
Andrés Restrepo
9321 SW 4TH ST APT 109
MIGUEL, FL 33174-2227
Estados Unidos

Velocidad de envío:
Envío estándar



0.8M 304 acero inoxidable tornillo sin fin de latón engranaje de turbina engranaje de gusano conjunto 1:20/30/40/50/60 dientes accesorios industriales 1 juego (color : gusano 0.315 in, tamaño: 40 dientes-0.394 in)

Marca: **PIRINTE**

U\$S 15⁹⁷

Ahorra hasta 6% con los precios para empresas. Regístrate para obtener gratis una cuenta de Amazon Business

Tamaño: 40 Teeth-10mm

Color: **Gusano 0.315 in**

Pasa el mouse encima de la imagen para aplicar zoom

U\$S 15⁹⁷

Entrega por U\$50.99 entre el 31 de abril - 9 de mayo. Ver detalles

Envío a: Andrés - Miami 53174

Estado: Nuevo

Disponibles

Agregar al Carrito
Comprar ahora

Envío por: **PIRINTE**
Vendido por: **PIRINTE**
Devoluciones: Elegible para devoluciones, entrega rápida

Velocidad de envío:
Envío estándar

APÉNDICES

APÉNDICE A REPÚBLICA



BOLIVARIANA DE VENEZUELA
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO
PÁEZ FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

INSTRUCCIONES PARA LA GUÍA DE ENTREVISTA

- Indique el área de la ingeniería en la que se especializa
- Lea detenidamente cada pregunta
- Responda de manera objetiva
- En caso de dudas, consulte con la persona encargada de aplicar la entrevista

Nº	Guion de Entrevista
1	De acuerdo a su experiencia Enumere las variables mecánicas, biomecánicas y de control que usted considere más importantes a evaluar para el diseño de un exoesqueleto o prótesis avanzada (inteligente)
2	En su opinión, ¿cuál es la mejor manera a la hora de diseñar la estructura del exoesqueleto con el fin de cubrir el mayor rango de movilidad permisible para las extremidades?
3	Desde su óptica ¿Dónde considera usted que se pueden ubicar los mejores puntos de apoyo para generar la fuerza desarrollada por el exoesqueleto?
4	Según su criterio, ¿Qué factores se deben tomar en consideración para garantizar una experiencia confortable al usuario durante el uso del exoesqueleto?
5	Desde su experiencia ¿Qué áreas son las más propensas a sufrir una reacción producida por el accionamiento del exoesqueleto y como considera usted que se puede minimizar o evitar este efecto?
6	En su opinión. Mencione las medidas de seguridad a tener en cuenta a la hora de diseñar un exoesqueleto según su experiencia
7	De acuerdo a su experiencia. ¿Qué tan certeras son las lecturas que se pueden obtener mediante el sensado de la electromiografía (actividad eléctrica muscular)?
8	Desde el punto de vista del diseño del sistema de control y de acuerdo a su experiencia ¿Cómo pueden ser sensadas las variables de interés para el accionamiento del dispositivo y cómo eliminar el ruido o error de las señales sensadas?

APÉNDICE B.1



REPÚBLICA BOLIVARIANA DE
VENEZUELA UNIVERSIDAD JOSÉ
ANTONIO PÁEZ FACULTAD DE
INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

ESTIMADO PROFESOR (A): _____

Seguidamente se le presenta un guion de entrevista que va dirigido a un panel de expertos de Mecatrónica e Ingeniería Mecánica, para un total de tres (03) personas; las respuestas que se obtendrán de la aplicación de este instrumento de recolección de datos va a permitir dar respuesta al objetivo específico número uno (01) de la investigación, que se denomina: **DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO COMO MULTIPLICADOR DE LAS CAPACIDADES HUMANAS**, de tal manera que permita obtener información de una fuente confiable. Por lo que se solicita a usted de sus buenos oficios para la validación de este instrumento dada su formación académica y experiencia en el ramo industria y académico.

A tal efecto se anexa el cuadro técnico metodológico, el guion de entrevista y el formato de validación.

AUTORES:

García, Gustavo C.I.: 28.083.934

Gubaira, Carlos C.I.: 27.657.510

TUTOR:

MPhil. Fernando Montero Passamar C.I.: 3.058.605



APÉNDICE B.2

REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
 UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
 FACULTAD DE INGENIERÍA
 ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

INSTRUCCIONES PARA LA GUÍA DE ENTREVISTA

- Indique el área de la ingeniería en la que se especializa
- Lea detenidamente cada pregunta
- Responda de manera objetiva
- En caso de dudas, consulte con la persona encargada de aplicar la entrevista

Nº	Guion de Entrevista
1	De acuerdo a su experiencia ¿Enumere las variables mecánicas, biomecánicas y de control que usted considere más importantes a evaluar para el diseño de un exoesqueleto o prótesis avanzada (inteligente)?
2	En su opinión, ¿cuál es la mejor manera a la hora de diseñar la estructura del exoesqueleto con el fin de cubrir el mayor rango de movilidad permisible para las extremidades?
3	Desde su óptica ¿Dónde considera usted que se pueden ubicar los mejores puntos de apoyo para generar la fuerza desarrollada por el exoesqueleto?
4	Según su criterio, ¿Qué factores se deben tomar en consideración para garantizar una experiencia confortable al usuario durante el uso del exoesqueleto?
5	Desde su experiencia ¿Qué áreas son las más propensas a sufrir una reacción producida por el accionamiento del exoesqueleto y como considera usted que se puede minimizar o evitar este efecto?
6	En su opinión. Mencione las medidas de seguridad a tener en cuenta a la hora de diseñar un exoesqueleto según su experiencia
7	De acuerdo a su experiencia. ¿Qué tan certeras son las lecturas que se pueden obtener mediante el sensado de la electromiografía (actividad eléctrica muscular)?
8	Desde el punto de vista del diseño del sistema de control y de acuerdo a su experiencia ¿Cómo pueden ser sensadas las variables de interés para el accionamiento del dispositivo y cómo eliminar el ruido o error de las señales sensadas?



APÉNDICE B.3

REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
 UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
 FACULTAD DE INGENIERÍA
 ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

CUADRO TÉCNICO METODOLÓGICO

OBJETIVO GENERAL: Diseñar y construir un prototipo de exoesqueleto como multiplicador de las capacidades físicas del cuerpo humano, que permita al usuario realizar trabajos repetitivos y reduzca el riesgo de lesiones, otorgando las facultades necesarias para levantar cargas que por sus propios medios requerirían de esfuerzos considerables.

Objetivo Específico I	Variable	Dimensión	Indicadores	Ítems	Fuente de Información
Diagnosticar las variables del diseño y sus vinculaciones con el accionar del usuario	Evaluación	VARIABLES DE INTERÉS	Características anatómicas, eléctricas y mecánicas del cuerpo humano	1	Técnica: Entrevista
	Biomecánica	Limitaciones mecánicas	Rangos de movilidad y grados de libertad	2	
		Palancas de fuerzas	Ubicación de apoyos o fulcros	3	
		Ergonomía	Adaptabilidad y comodidad del prototipo	4	
	Seguridad	Reacciones nocivas producto del accionamiento	Tercera ley de Newton	5	
		Garantía del usuario	Medidas preventivas a tener en cuenta	6	
	Control	Variables a sensor	Electromiografía	7	
			Control de señales sensadas	8	

Fuente: García G., Gubaira C. (2024)