



FACULTAD DE INGENIERÍA

Carrera de Ingeniería Mecatrónica

“SILLA DE RUEDAS CON CAMBIO DE POSICIÓN DE SENTADO A ERGUIDO PARA ASISTIR LA DISCAPACIDAD MOTORA DE MIEMBROS INFERIORES EN ADULTOS - 2019”

Tesis para optar el título profesional de:

Ingeniero Mecatrónico

Autor:

Bach. José Eurlé Sánchez Lorenzo

Asesor:

Mg. Jorge Luis Contreras Cossio

Lima - Perú

2019

ACTA DE AUTORIZACIÓN PARA SUSTENTACIÓN DE TESIS

El asesor Mg.Ing. Jorge Luis Contreras Cossio, docente de la Universidad Privada del Norte, Facultad de Ingeniería, Carrera profesional de INGENIERÍA MECATRÓNICA, ha realizado el seguimiento del proceso de formulación y desarrollo de la tesis de los estudiantes:

- Sánchez Lorenzo, José Eurlé

Por cuanto, **CONSIDERA** que la tesis titulada: **SILLA DE RUEDAS CON CAMBIO DE POSICIÓN DE SENTADO A ERGUIDO PARA ASISTIR LA DISCAPACIDAD MOTORA DE MIEMBROS INFERIORES EN ADULTOS - 2019** para aspirar al título profesional de: Ingeniero Mecatrónico por la Universidad Privada del Norte, reúne las condiciones adecuadas, por lo cual, **AUTORIZA** al o a los interesados para su presentación.

Mg. Jorge Luis Contreras Cossio
Asesor

ACTA DE APROBACIÓN DE LA TESIS

Los miembros del jurado evaluador asignados han procedido a realizar la evaluación de la tesis de los estudiantes: José Eurlé Sánchez Lorenzo, para aspirar al título profesional de Ingeniero Mecatrónico con la tesis denominada: *Haga clic o pulse aquí para escribir texto*. **SILLA DE RUEDAS CON CAMBIO DE POSICIÓN DE SENTADO A ERGUIDO PARA ASISTIR LA DISCAPACIDAD MOTORA DE MIEMBROS INFERIORES EN ADULTOS - 2019**

Luego de la revisión del trabajo, en forma y contenido, los miembros del jurado concuerdan:

Aprobación por unanimidad

Aprobación por mayoría

Calificativo:

Excelente [20 - 18]

Sobresaliente [17 - 15]

Bueno [14 - 13]

Calificativo:

Excelente [20 - 18]

Sobresaliente [17 - 15]

Bueno [14 - 13]

Desaprobado

Firman en señal de conformidad:

Dr./Mg./Ing. Néstor Corpus Vergara
Jurado
Presidente

Mg./Ing. Carlos Sánchez Márquez
Jurado
Secretario

Ing. Fernando Hoyos Rivas
Jurado
Vocal

DEDICATORIA

A Dios por haberme dado tan preciado regalo de la vida.

A mi Madre Vicenta Lorenzo López y a mi Padre Inocent Sánchez Ramos a quienes agradezco por su esfuerzo en darme una educación temprana.

A mis profesores que en el transcurso de mi formación académica me impartieron sus conocimientos.

AGRADECIMIENTO

A mis compañeros de la facultad con quienes compartimos e intercambiamos conocimientos.

A mi Asesor Mg. Ing. Jorge Luis Contreras Cossio, quien me asesoró para la realización de esta tesis.

TABLA DE CONTENIDOS

ACTA DE AUTORIZACIÓN PARA SUSTENTACIÓN DE TESIS	i
ACTA DE APROBACIÓN DE LA TESIS	ii
DEDICATORIA	iii
AGRADECIMIENTO	iv
TABLA DE CONTENIDOS	v
ÍNDICE DE TABLAS	viii
ÍNDICE DE FIGURAS	ix
ÍNDICE DE ECUACIONES	x
RESUMEN	xi
ABSTRACT	xii
CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN	13
1.1 Realidad problemática	13
1.2 Formulación del problema	15
1.2.1 Problema General	15
1.2.2 Problemas Específicos	15
1.3 Objetivos	16
1.3.1 Objetivo general	16
1.3.2 Objetivos específicos	16

1.4.	Antecedentes.....	17
1.4.1	Antecedente Nacional.....	17
1.4.2	Antecedente Internacional	20
1.5	Hipótesis.....	23
1.5.1	Hipótesis general.....	23
1.5.2	Hipótesis específicas	23
CAPÍTULO II. METODOLOGÍA		24
2.1	Tipo de investigación	24
2.2	Materiales, instrumentos y métodos	25
2.2.1	Materiales.....	25
2.2.2.	Instrumentos	25
2.2.3.	Métodos	26
2.3	Procedimiento.....	27
2.3.1.	Desarrollo del diseño mecánico de la silla de ruedas.....	27
2.3.2.	Modelamiento matemático de la silla de ruedas	34
2.3.3.	Desarrollo del circuito electrónico de control.....	40
2.3.4.	Análisis de costos y fabricación de la silla de ruedas.....	49
CAPÍTULO III. RESULTADOS.....		51
3.1	Contrastación de hipótesis.....	51
3.1.1.	Resultado del diseño y funcionamiento de la silla de ruedas	51
3.1.2.	Resultados del actuador:.....	56

3.1.3. Resultados del circuito de control:	58
3.1.4. Resultados de la rentabilidad:	60
CAPITULO IV- DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES.....	61
4.1 Discusión	61
4.2 Conclusiones.....	62
REFERENCIAS	63
ANEXOS.....	66

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Costos de Sillas mercado nacional e internacional.....	49
Tabla 2. Costo desarrollo e implementación de Silla de ruedas bipedestable.....	50
Tabla 3. Características del tubo de acero inoxidable calidad 304.....	53
Tabla 4. Peso total de la estructura.....	56
Tabla 5. Características del actuador lineal de 12 y 24 voltios.....	57
Tabla 6. Resultados de la rentabilidad.....	60

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Partes y componentes de la silla de ruedas convencional.	27
Figura 2. Mecanismo no Grashof del paralelogramo.....	28
Figura 3. Partes y componentes de la silla de ruedas con cambio de posición.	29
Figura 4. Silla de ruedas posición convencional.	32
Figura 5. Silla de ruedas en posición de bipedestación.....	33
Figura 6. Fuerza de fricción estática.	35
Figura 7. Peso total del cuerpo DCL.....	36
Figura 8. Actuador lineal, cálculo DCL para carga máxima.....	37
Figura 9. Circuito de carga de baterías.....	39
Figura 10. Diagrama de flujo del programa, para extender el vástago.	40
Figura 11. Diagrama de flujo del programa, para contraer el vástago.....	41
Figura 12. Etiquetas y configuración en plataforma Arduino UNO.....	42
Figura 13. Sentencias y bucle en plataforma Arduino UNO.....	43
Figura 14. Arduino Uno R3.....	44
Figura 15. Circuito de control baja potencia	46
Figura 16. Circuito de potencia	47
Figura 17. Diseño de la silla vs acabado de la silla posición de sentado.	51
Figura 18. Diseño de la silla vs acabado de la silla, posición erguida.	52
Figura 19. Estructura de la silla Acero inoxidable 304.....	53
Figura 20. Silla con el cambio de posición en funcionamiento.....	54
Figura 21. Prototipo terminado de la silla.	55
Figura 22. Ubicación del actuador lineal en el prototipo.	57
Figura 23. Pruebas de control en protoboard.....	58
Figura 24. Dispositivos de control elaborados.	59

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1. Fórmula primera ley de Newton.	34
Ecuación 2. Fórmula segunda ley de Newton.	34
Ecuación 3. Fórmula tercera ley de Newton.	34
Ecuación 4. Acción y Reacción de Fuerzas DCL.	35
Ecuación 5. Relación Peso y Normal DCL.	35
Ecuación 6. Fuerza de reacción de un cuerpo en equilibrio.	36
Ecuación 7. Fuerza de un cuerpo en equilibrio.	36
Ecuación 8. Peso de un cuerpo respecto de su masa.....	37
Ecuación 9. Fuerza total para romper el equilibrio del cuerpo.....	37
Ecuación 10. Ley de Ohm	46

RESUMEN

La presente tesis tiene como objetivo desarrollar el diseño de una silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido para asistir la discapacidad motora de miembros inferiores en adultos. En la actualidad no se cuenta en el mercado nacional con tiendas especializadas, la mayoría de sillas de ruedas son convencionales. Las personas adultas con discapacidad no pueden adquirir las sillas de ruedas sofisticadas que existen en el mercado debido a que sus precios y costos de importación son excesivos. Hay prototipos nacionales con modificaciones básicas que no ayudan a los diferentes tipos de discapacidad que poseen las personas. Para este proyecto se utilizó materiales y componentes del mercado local, elaborando un diseño mecánico en Solidworks, con la finalidad de que los costos de fabricación no sean elevados para tener un producto al alcance de las personas con discapacidad de bajos recursos. El diseño planteado es, la adaptación de un sistema mecánico para elevar el asiento de forma vertical hasta llegar a la posición de erguido, usando un actuador lineal de 24 voltios, además tendrá un control manual para erguir la silla de ruedas a la altura deseada. El torso y las extremidades inferiores tendrán correas de sujeción para su seguridad.

Palabras clave: Diseño, Discapacidad, Actuador, Prototipo.

ABSTRACT

The objective of this thesis is to develop the design of a wheelchair with a change of position from sitting to standing to assist motor disability of lower limbs in adults. At the present time it is not counted in the national market with specialized stores, the majority of wheelchairs are conventional. Adults with disabilities can not afford the sophisticated wheelchairs that exist in the market because their prices and import costs are excessive. There are national prototypes with basic modifications that do not help the different types of disabilities that people have. For this project materials and components of the local market were used, elaborating a mechanical design in Solidworks, with the purpose that the manufacturing costs are not high to have a product available to people with disabilities of low resources. The proposed design is the adaptation of a mechanical system to raise the seat vertically to reach the upright position, using a linear actuator of 24 volts, also have a manual control to erect the wheelchair to the desired height. The torso and lower extremities will have support straps for your safety

KEYWORDS: Design, Disabilities, Actuator, Prototype

CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN

1.1 Realidad problemática

La discapacidad físico muscular limita la movilidad del cuerpo, por lo que se requiere de dispositivos de ayuda adicionales, en la mayoría de centros especializados se ofrecen sillas de ruedas fabricadas en su forma convencional, las sillas de ruedas para un tipo de discapacidad o personalizadas son importadas a pedido lo cual incrementa su costo puestos en el mercado nacional. Permanecer todo el tiempo en posición de sentado, por la falta de movimiento los músculos se vuelve tensos, aparecen escaras en la piel, la circulación de la sangre en la zona de apoyo es deficiente y otros males ligados a ese entorno.

El Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI) (2014), *Primera Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad 2012*, nos indica que el 5,2% de la población peruana presenta algún tipo de limitación, lo que equivale a 1 millón 575 mil 402 personas. Por tipo de discapacidad, el 3,1% presenta dificultad de tipo motriz, un total de 931 mil 993 personas a nivel nacional con discapacidad de locomoción y/o destreza. Según el sexo, la discapacidad de locomoción y/o destreza es mayor en mujeres con (56,4%) y en varones es de (43,6%). Respecto del total de personas con discapacidad de locomoción y/o destreza según grupos de edad, la mayor presencia se aprecia en los grupos de 30 a 64 años (31,5%), de 65 a 74 años (24,1%) y de 75 a 84 años (24,1%) (p.42).

Las personas adultas con algún tipo de discapacidad, requieren de dispositivos con asistencia técnica para poder realizar actividades básicas. En el caso de las personas adultas con discapacidad motora en los miembros inferiores, necesitan una silla de ruedas convencional para poder trasladarse, también pueden adquirir una silla motorizada o con alguna asistencia como la bipedestación, pero les resulta inaccesible por su costo de importación y su venta a nivel local es cara.

El otro problema de las sillas convencionales, es que no pueden realizar algún tipo de asistencia adicional como la rehabilitación a la bipedestación en las personas adultas con discapacidad de miembros inferiores, ya que solo los limita para poder trasladarse. Para ello necesitan ir a un centro especializado y usar un tipo de máquina o sistema de rehabilitación, y esto conlleva a generar un gasto en la persona con discapacidad.

Para mejorar las condiciones de ayuda tanto en el transporte y asistencia en la rehabilitación de personas adultas con discapacidad de miembros inferiores se hizo el diseño mecánico de una silla de ruedas para asistir esta deficiencia, utilizando materiales existentes en el mercado local para reducir el costo de fabricación y venta.

1.2 Formulación del problema

1.2.1 Problema General

¿De qué manera se asistirá a la discapacidad motora de miembros inferiores en personas adultas al desarrollar el diseño mecánico de una silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido - 2019?

1.2.2 Problemas Específicos

- ¿Cómo se desarrollará el diseño mecánico de la silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido usando el software CAD Solidworks para especificar los materiales que se usarán en la construcción del prototipo?
- ¿Cómo se desarrollará el modelamiento matemático del sistema mecánico de la silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido para la selección de los actuadores?
- ¿Cómo se implementará el circuito electrónico de control de la silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido para que la persona adulta con discapacidad de miembros inferiores pueda operar con facilidad?
- ¿De qué manera se determinará la rentabilidad del diseño mecánico de la silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido para que sea accesible en personas adultas con discapacidad de miembros inferiores de bajos recursos?

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

Desarrollar el diseño mecánico de una silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido para asistir la discapacidad motora de miembros inferiores en personas adultas - 2019

1.3.2 Objetivos específicos

- Desarrollar el diseño mecánico de la silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido usando el software CAD Solidworks para especificar los materiales que se usarán en la construcción del prototipo.
- Desarrollar el modelamiento matemático del sistema mecánico de la silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido para la selección de los actuadores.
- Implementar el circuito electrónico de control de la silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido para que la persona adulta con discapacidad de miembros inferiores lo pueda operar con facilidad.
- Determinar la rentabilidad del diseño de la silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido para que sea accesible en personas adultas con discapacidad de miembros inferiores de bajos recursos.

1.4. Antecedentes

1.4.1 Antecedente Nacional

Torres (2012) nos dice “Es posible la adaptación total de una silla de ruedas estándar a una de silla de ruedas para pacientes con enfermedades neurológicas mediante un manual de armado y fabricación, con la previa concepción de brindar: comodidad seguridad y ergonomía” (p.96).

Este estudio da una perspectiva clara acerca de pacientes con enfermedades neurológicas o con algún tipo de limitación física, además de ser un estudio preciso sobre la variedad de enfermedades que desencadenan limitaciones físicas que están ligados al uso de manos o pies en algunos casos ambas extremidades superiores e inferiores, algunas de estas enfermedades comunes son el Parkinson, atrofia medula espinal, distrofia muscular y otras, también las generadas por algún tipo de accidente, otra característica es el aporte social ya que se piensa en primer momento en las personas de bajos recursos económicos ya que los costos de estas sillas especiales en el mercado tienen un precio elevado y no está al alcance de todos, y por último la facilidad en el armado ya que se elabora un manual donde no se requiere de conocimientos técnicos para el armado por esta razón se hace de un producto netamente accesible para todos.

Ocaña (2013) nos indica:

En base al diseño electrónico propuesto y a la viabilidad de las simulaciones, se codificó un programa para el sistema de hardware, lo cual pudo ser verificada con un tiempo de respuesta a todo el sistema, en el momento de la interacción virtual y sometida a fallas para verificación de la misma, dando un resultado funcional esperado, para una futura implementación (p.212).

En este estudio se toma la estadística de las personas que padecen impedimento físico y toman como ejemplo un centro de rehabilitación sicomotriz nacional, este proyecto consiste la implementación de una silla de ruedas y su elemento particular se le añade control de voz para control de movimiento, previo estudio de la variedad de músculos, cuerdas vocales, el grado de intensidad de la voz, el rango de la voz de una persona normal comparada con una persona con ciertas deficiencias por su enfermedad que le imposibilita general un rango de voz adecuado, para esto se hacen estudios como por ejemplo con la ayuda de un software especializado donde la voz se digitaliza se procesa para luego poder usarla como señal de salida mediante un control y por ende este va a un actuador que puede ser un motor, una computadora, etc.

En este estudio también se hace mención a las redes neuronales, técnica de procesamiento de datos que se basa en el sistema nervioso, para estos casos donde la precisión en el control es importante porque en general hacen tareas de procesos de reconocimiento y aprendizaje.

Chavez & Cabrera (2013) nos indica:

A pesar de que el diseño de este robot y de su sistema de control fue diseñado para personas con parapléjica hemos demostrado que es posible que lo pueda controlar cualquier persona con discapacidad motora, el robot URPi fomenta el desarrollo de otras aplicaciones en el campo de la robótica humanoide en el Perú porque es una plataforma robótica abierta ya que cualquier investigador puede poner su tarjeta electrónica en el tronco del robot y realizar otra aplicación distinta a la nuestra. Esto se mencionó también como una actividad básica antes de diseñar nuestro sistema (p.226).

Las personas que padecen enfermedades que conllevan al impedimento físico para pararse o caminar se ven obligados a usar una silla de ruedas que en muchos casos no las fabrican exclusivamente para cada caso siempre las encontramos en el mercado modelos y tamaños estándar, por eso en caso de los pacientes que tengan imposibilidad de mover brazos o piernas se les puede crear un robot que les ayude a interactuar con ellos a modo que estos robots programables sean como una especie de asistentes por ejemplo ayudar en algunas tareas cotidianas como alcanzarle objetos.

Un ejemplo de proyecto es el robot llamado URPI hace tareas previamente programadas como alcanzar líquidos, algunas comidas, en un primer estudio para mejorar sus funciones gracias a este proyecto se puede decir que la imaginación del ser humano por mejorar la calidad de vida de sus congéneres no tiene límite y cada vez se pueden desarrollar prototipos más sofisticados conforme los avances tecnológicos.

1.4.2 Antecedente Internacional

López (2013) indica:

Este tipo de silla de ruedas para subir veredas de 18 cm de alto, requiere de motorreductores de alta potencia y elevado torque que aumentan sustancialmente su costo, ya que las sillas de ruedas usan baterías de 12v que deben ser conectadas en serie para tener la suficiente capacidad y mover dichos motorreductores.

Uno de los inconvenientes es el peso que tienen los acumuladores (baterías) ya que para permitir una independencia prolongada del operador necesitan baterías de 44 a 60 Ah que repercuten en su gran peso y su exagerado volumen (p.152).

Si bien es cierto que los motores de importación tienen costo elevado en el país se pueden reutilizar de otros equipos en desuso que llevan motores con características aproximadas hay que hacer cambios en los cálculos finales. Los inconvenientes de las baterías se pueden solucionar con cambios en la mecánica del sistema se pueden acoplar mecanismos que ayuden a levantar pesos con menos esfuerzo pues así se pueden prolongar la duración de las baterías con estas medidas se bajan la necesidad de más Ah (ampere hora) y por ende esto está relacionado con el peso de las baterías.

Aros & Beltran (2010) nos indica:

Para finalizar, el presente trabajo deja en manifiesto que es posible dar respuestas apropiadas a las necesidades específicas de los discapacitados y brindar un apoyo para su integración. De esta manera se entiende que el rol del diseño en la sociedad es satisfacer la necesidad de todos sin ningún tipo de discriminación. En esta visión el diseño de objetos para discapacitados, implica entender el conjunto tecno-industrial y económico propio de cada realidad, esta realidad ligada a los países periféricos; Implica un doble esfuerzo: Encontrar una solución que sea propia a las condiciones y exigencias de un contexto determinado, logrando adecuarse a los procesos del mercado y de uso, que desde la discapacidad exige una alta respuesta funcional (p.10).

Es importante indagar en nuestro objeto de estudio de acuerdo a nuestra realidad nacional, pensar siempre que las soluciones propuestas tengan bajos costos en el producto final y sea al alcance para las personas de bajos recursos económicos, en nuestro medio como en la mayor parte de los países en desarrollo hay una gran necesidad insatisfecha de soluciones y que tengan un costo accesible para todas las persona incluyendo las de bajos recursos económicos, lo ingenioso de los proyectos en ejecución hace que el producto final sea de bajo costo.

Saavedra, García, & San Antonio (2013) nos indica:

Se estima que el prototipo EBI 3 ayudará a reducir de forma significativa el tiempo y esfuerzo que se requieren en las terapias de bipedestación, permitirá maximizar el aprovechamiento de espacios en las áreas de fisioterapia al incorporar al menos tres terapias que se realizaban de manera individual en un mismo dispositivo, y reducirá el número de terapeutas necesarios para la terapia (al menos cuatro), a máximo un operador y el terapeuta (p.33).

Las personas con limitaciones físicas de bipedestación acuden a un centro de rehabilitación con profesionales fisioterapeutas, la propuesta es que además utilicen un sistema de ayuda mecánica para evitar trastornos asociados a la posición y a la falta de actividad, ya que el objetivo principal del paciente es la bipedestación.

1.5 Hipótesis

1.5.1 Hipótesis general

HI: El diseño mecánico de una silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido podrá asistir satisfactoriamente la discapacidad motora de miembros inferiores en personas adultas – 2019.

HO: El diseño mecánico de una silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido no podrá asistir la discapacidad motora de miembros inferiores en personas adultas – 2019.

1.5.2 Hipótesis específicas

- Al desarrollar el diseño mecánico de la silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido usando el software CAD Solidworks se podrá especificar los materiales que se usarán en la construcción del prototipo.
- Al desarrollar el modelamiento matemático del sistema mecanismo de la silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido se podrá seleccionar los actuadores.
- Al implementar el circuito electrónico de control en la silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido para la persona adulta con discapacidad de miembros inferiores podrá operar con facilidad.
- Al determinar la rentabilidad del diseño de la silla de ruedas con cambio de posición de sentado a erguido podrá ser accesible en personas adultas con discapacidad de miembros inferiores de bajos recursos.

CAPÍTULO II. METODOLOGÍA

2.1 Tipo de investigación

Para el proyecto de investigación el tipo de diseño seleccionado es el no experimental, se escoge este diseño porque no se generan nuevos estudios, sino que se observan situaciones ya existentes, es transeccional o transversal donde la característica es la recolección de datos. El diseño mecánico de la silla de ruedas se basa en la observación y recolección de datos en la problemática existente con la asistencia técnica para personas con discapacidad de miembros inferiores para lo cual existen sillas con mecanismos de elevación y motorizadas, lo que se desea es que sea accesible para todas las personas con discapacidad de bajos recursos económicos. En la investigación no experimental las variables independientes acontecen y no se pueden manipular, directamente no hay control sobre las variables, pues ya ocurrieron..

En cambio en una investigación experimental, el investigador construye intencionalmente una situación donde son expuestos varios sucesos o muestras. Por decirlo en otro concepto, en un experimento se arma una realidad. (Sampieri, Collado, & Lucio, 2014, p.127)

2.2 Materiales, instrumentos y métodos

2.2.1 Materiales

La silla de ruedas convencional, son construidas con medidas estándar, que consta de un chasis o base de soporte generalmente de aluminio, acero inoxidable, y otras aleaciones de materiales como el titanio. Esta base estructural es para integrar todas las partes de la silla, tales como las ruedas posteriores el cual son de 24” y 26” (pulgadas) de diámetro, donde el material más usado es el aluminio y los rayos suelen ser de acero. Además hay otros diseños de aros integrados que no necesitan rayos, pero algunas ruedas tienen cámara y vienen integrados con una llanta de hule o caucho que no necesita de aire. Otra de las partes es la rueda motriz o delantera son de 6” y 8” (pulgadas). Los frenos que normalmente son manuales poseen una pequeña palanca y un mecanismo de traba, luego hay accesorios como reposapiés, asientos, espaldar, reposabrazos.

Esta silla de ruedas suele usarse solo para movilizarse y no tiene otra asistencia para las personas con discapacidad motora de miembros inferiores, el procedimiento como parte de la rehabilitación para ponerse erguidos mayormente la realizan con asistencia en un centro de rehabilitación, donde existen algunas máquinas magnéticas que sirven para regenerar los músculos y otros equipos para masajeados y elementos mecánicos de caminata.

2.2.2. Instrumentos

Para la elaboración del prototipo del diseño mecánico de la silla de ruedas se usaron los siguientes componentes:

Un actuador lineal Sumotor L250, las características principales del actuador, 12 / 24 voltios corriente continua con reductor interno, capacidad de 150 kg / 600 Kg dependiendo del suministro de voltaje, otra característica es la velocidad 4mm/s - 5mm/s, saliente de 250 mm. Otro componente es el acero inoxidable 304 de 7 / 8 de pulgada, equivalente a 22.23 mm de radio exterior y un espesor de 1.5 mm, presentación unidad de 3 metros. Baterías secas de 12 voltios 18 AH, para alimentar el control de potencia del circuito de carga del actuador lineal se implementa 2 unidades en serie para obtener 24 voltios. Batería seca 12 voltios 4 AH, para alimentar el circuito de control de baja potencia integrado por el microcontrolador y componentes asociados. Un cargador de batería de 15 Amperios 180 Watt con el ciclo de recarga calculado, si el cargador fuera el 10% de lo que suministra la batería sería carga lenta, para el proyecto se escoge carga rápida porque supera el 10% del suministro de 18 Amperios de la batería, se necesita este tipo de carga para que la persona con discapacidad pueda utilizar la silla de ruedas mecatrónica de forma constante cuando esté en casa.

2.2.3. Métodos

El mecanismo de elevación no Grashof se toma como ejemplo para el diseño, se realizar diagrama de cuerpo libre de las piezas mecánicas que componen la estructura de forma individual y en bloque. El diseño 2D y 3D se realizó con el software Solidworks y se generaron los planos para la implementación final del prototipo, el metal seleccionado para el proyecto es el acero inoxidable calidad 304, cuyas piezas diseñadas y cortadas deben ser soldadas hasta darle forma a la base estructural de la silla de ruedas con mecanismo de bipedestación.

Además con el software Solidworks se analizaron las fuerzas y la flexión sobre la masa para determinar la fuerza del actuador lineal que se necesita para levantar la estructura con la persona con discapacidad sobre ella.

Saavedra (2013) "La mecánica se utiliza en el estudio de fuerzas y sus efectos, mientras que la biomecánica se apoya en la aplicación de los principios de la mecánica, la anatomía, la antropometría y la fisiología para analizar a la persona tanto en movimiento como en reposo" (p.4).

2.3 Procedimiento

2.3.1. Desarrollo del diseño mecánico de la silla de ruedas

La silla de ruedas se diseñó en base al modelo convencional, pero con un sistema de elevación que lo realiza un actuador lineal, esta modificación permite la elevación y retorno a la posición inicial.

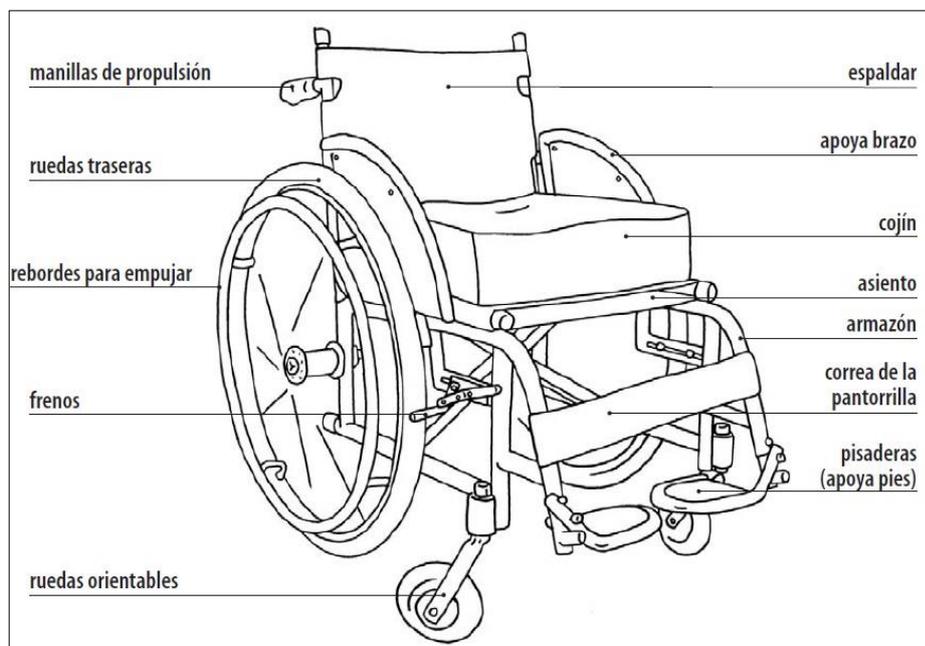


Figura 1. Partes y componentes de la silla de ruedas convencional.

Fuente: Organización Mundial de la Salud (2008), *Pautas para el suministro de sillas de ruedas manuales en entornos de menores recursos*. (p.43)

- **Mecanismo de elevación**

El mecanismo utilizado para la elevación o cambio de posición de sentado a erguido se basa en el principio no Grashof del paralelogramo de lados iguales (Norton, 2013, *Diseño de maquinaria*, p.65).

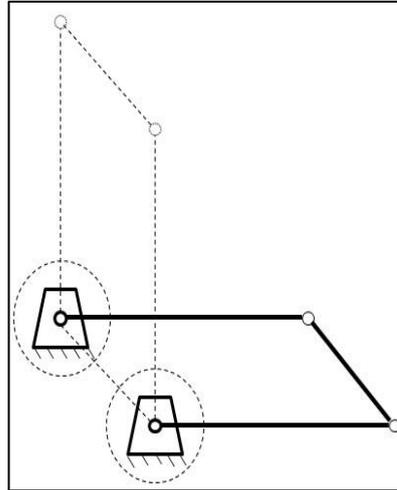


Figura 2. Mecanismo no Grashof del paralelogramo.

Fuente: Elaboración propia

La silla de ruedas con mecanismo de elevación tiene de 15 partes que fueron ensambladas para la implementación del prototipo, el diseño con el actuador lineal se ubicó en la parte posterior con una inclinación para que el peso de la persona con discapacidad compense su centro de masa. Al momento del empuje y retracción del actuador se activa el mecanismo de elevación con forma de paralelogramo donde las dos partes fijas en los extremos de la estructura de la silla contienen a la vez dos ejes giratorios por lado, estos mecanismos hacen el trabajo de elevación junto al actuador lineal.

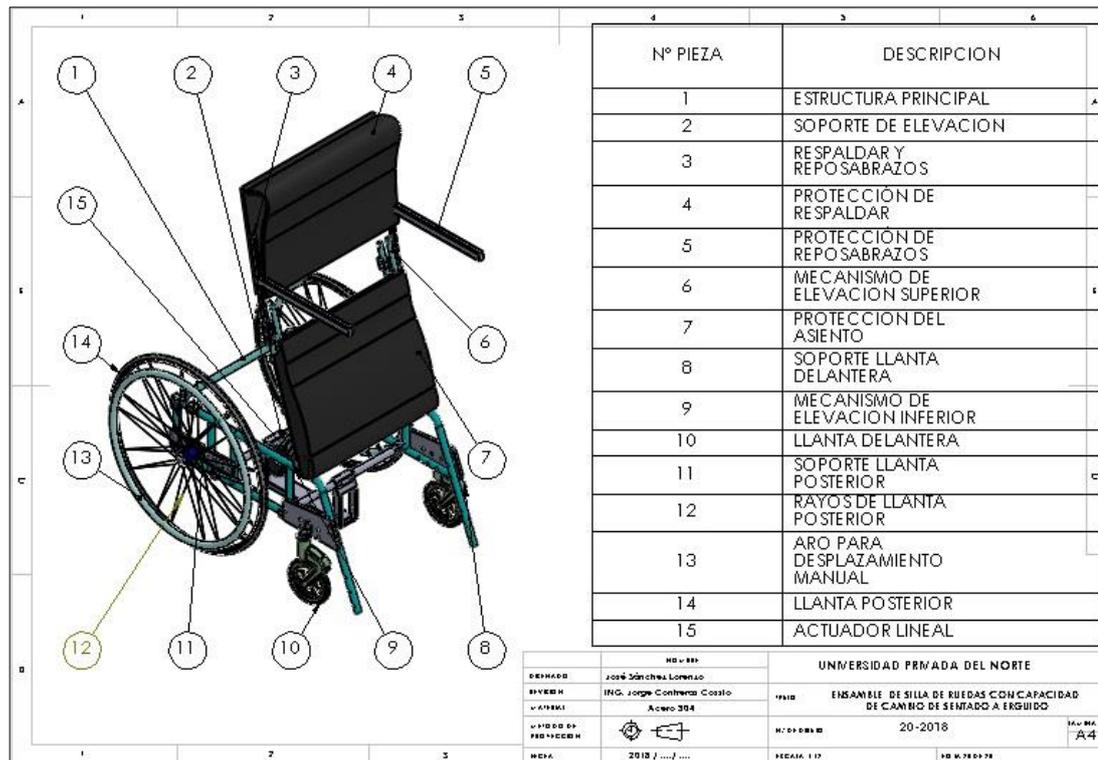


Figura 3. Partes y componentes de la silla de ruedas con cambio de posición.

Fuente: Elaboración propia

- Pieza 1. Estructura principal: La base estructural o chasis soporta todo el peso de la persona con discapacidad motora de miembros inferiores, el actuador, los dispositivos de control, y el mecanismo de elevación de la silla de ruedas.
- Pieza 2. Soporte de elevación: Este soporte está conformada por la barra de acero de 7/8" soldada a la estructura del chasis, donde en la parte céntrica de la barra está soldada un soporte tipo "U", con agujeros donde va un perno inoxidable de 10mm.
- Pieza 3. Respaldo y reposabrazos: El respaldo tiene una inclinación de 10 grados hacia atrás para la comodidad de la persona con discapacidad motora de miembros inferiores, y el reposabrazos está a la altura de su codo para formar un ángulo de 90° con el apoyo de sus brazos.

- Pieza 4. Protección del respaldar: Para la comodidad de la persona con discapacidad motora de miembros inferiores, se protege esa zona con espuma forrada con una material de tapizado de muebles.
- Pieza 5. Protección del reposabrazos: Esta zona también tiene espuma y material de tapizado para la protección de los antebrazos.
- Pieza 6. Mecanismo de elevación superior: Conformado por las barras de acero inoxidable de 7/8" en forma de paralelogramo, es la parte que soporta el movimiento de empuje y retracción del actuador lineal.
- Pieza 7. Protección del asiento: Zona protegida con materiales de tapizado de muebles para comodidad de la persona con discapacidad motora de miembros inferiores.
- Pieza 8. Soporte llanta delantera: Es un punto fijo soldado en los extremos delanteros de la estructura de la silla, para soportar la base del eje movable de la llanta delantera motriz.
- Pieza 9. Mecanismo de elevación inferior: Conformado por las dos bases que soportan las barras paralelas de elevación, donde hay dos ejes movibles para el giro de dichas barras.
- Pieza 10. Llanta delantera: Esta llanta es la que hace el direccionamiento de la silla de ruedas que tiene una base giratoria de 180°, impulsado y controlado su dirección por la llanta posterior.
- Pieza 11. Soporte de la llanta posterior: Base fija y soldada a la estructura posterior de la silla, donde va ajustado el eje de la rueda con un perno de sujeción.
- Pieza 12. Rayos de la llanta posterior: Se encargan de mantener el equilibrio de las llantas posteriores, ya que son ajustados alrededor de los 360° del aro distribuidos de forma proporcional.

- Pieza 13. Aro para desplazamiento manual: Este aro es una barra circular, adherida al costado del aro principal, tiene cuatro puntos fijos de sujeción, su función es que la persona con discapacidad motora de miembros inferiores pueda manipular o empujar el aro para poder trasladarse en una dirección.
- Pieza 14. Llanta posterior: Es la que dirige la tracción y direcciona el movimiento de la silla de ruedas de acuerdo con la manipulación que realice la persona con discapacidad motora de miembros inferiores.
- Pieza 15. Actuador lineal: Es un dispositivo eléctrico con movimientos de empuje y retracción, controlada mediante unos botones pulsadores, donde la persona con discapacidad motora de miembros inferiores presione sin ninguna dificultad.

Una vez descrita las piezas que conforman la silla de ruedas, se describe a continuación la función que cumple en las siguientes posiciones.

- **Posición convencional de la silla de ruedas**

En la posición de convencional (sentado), se puede apreciar la inclinación en el respaldar de la silla de ruedas con el fin de que la persona con discapacidad tenga comodidad y ergonomía. También la distribución de la masa corporal de la persona con discapacidad motora de miembros inferiores está equilibrada en esta posición para que la silla de ruedas no se voltee. El actuador lineal está con en el vástago contraído, tiene una inclinación desde su base de apoyo en la barra de soporte posterior, dirigida hacia el otro extremo de la parte céntrica del sistema de elevación donde están las barras paralelas.

Otro de los aspectos es la comodidad del asiento que debe tener la persona con discapacidad motora de miembros inferiores al permanecer en esta posición,

tiene un asiento hecho de espuma y forrado con un material de tapizado de muebles, el reposabrazos tiene el mismo material. En la parte delantera están las bases para el reposapiés, para el apoyo de pies.

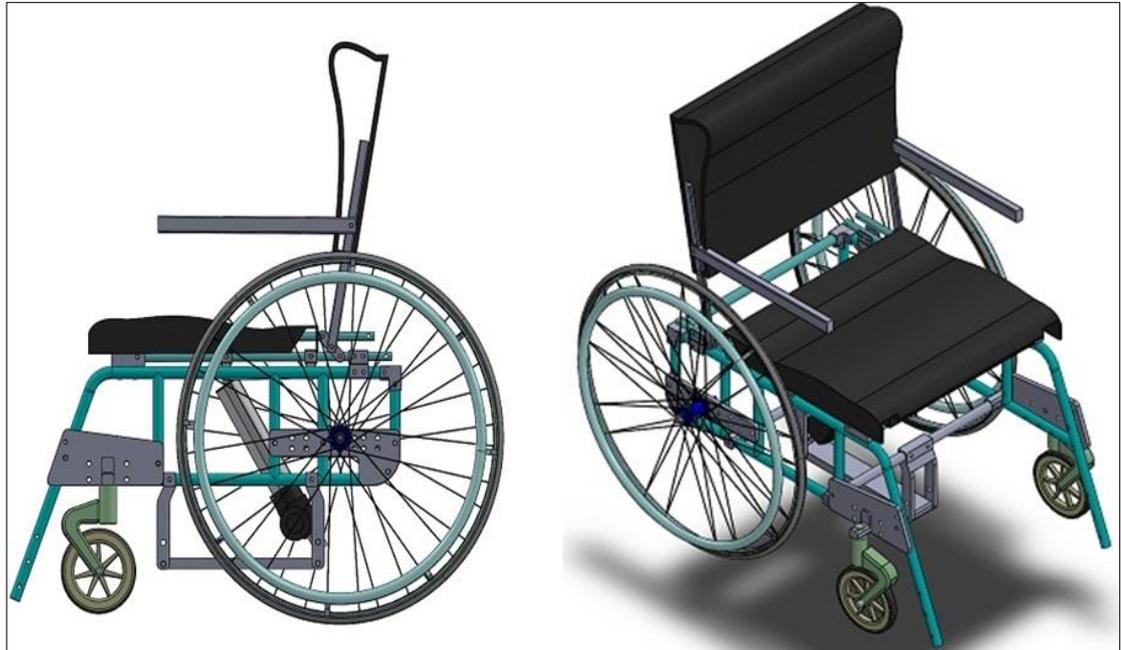


Figura 4. Silla de ruedas posición convencional.

Fuente: Elaboración propia

- **Posición de bipedestación de la silla de ruedas**

En la posición bipedestación o vertical, la persona con discapacidad motora de miembros inferiores podrá realizar algunas funciones tales como, alcanzar objetos a mayor altura como libros, vasos, platos, aseo personal como lavarse los dientes, observar la calle por la ventana, abrir y cerrar puertas y ventanas, etc. La silla de ruedas también realiza la rehabilitación básica de la persona con discapacidad motora de miembros inferiores, al estirar sus piernas y mantenerlo erguido. Por otra parte permite mejorar su función cardiovascular, digestiva, renal, previene la formación de llagas y escaras en la piel producidas por la presión y roce constante con la silla, reduce el riesgo de osteoporosis por la falta de movimiento.

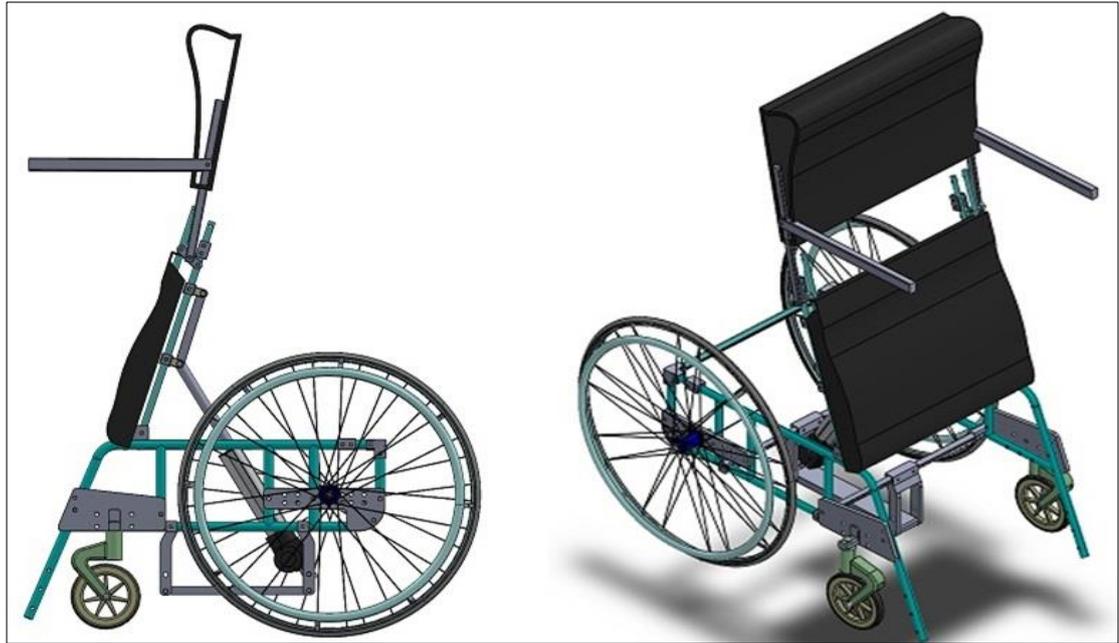


Figura 5. Silla de ruedas en posición de bipedestación.

Fuente: Elaboración propia

Para cambiar de posición la silla de ruedas, el vástago del actuador lineal se expande a una velocidad de 5 mm/s, ya que si se expandiera a mayor velocidad podría dañar a la persona con discapacidad motora de miembros inferiores. El usuario de la silla de ruedas tiene que colocar los frenos mecánicos para que este cambio de posición, con el fin de que la silla de ruedas no se desplace en ningún sentido y mantenga la seguridad del usuario.

La estructura de la silla de ruedas es de acero inoxidable 304, Los Aceros Inoxidables son aceros cuya principal característica es la elevada resistencia a la corrosión, que le otorga el Cromo (Cr) en su composición. Para que un acero común pueda ser inoxidable debe poseer en su composición un mínimo de Cromo del 10.5%, este porcentaje es necesario para poder formar la capa pasiva de Oxido de Cromo (CrO_2) que lo protege de agentes corrosivos. (Polimetales SAC, 2018, *Catálogo de productos* p.4).

2.3.2. Modelamiento matemático de la silla de ruedas

Para el modelamiento matemático, se requiere de las fórmulas elementales de Newton. Empezamos con la primera ley de inercia, un cuerpo permanece en reposo, hasta que una fuerza exterior rompa la inercia. (Sears & Zemansky, 2013, p.141)

$$\sum F = 0 \leftrightarrow \frac{d v}{d t} = 0 \quad (\text{cuerpo en equilibrio})$$

Ecuación 1. Fórmula primera ley de Newton.

Fuente: Sears & Zemansky (2013), *Física Universitaria*. (p.141)

La segunda ley del movimiento de Newton, donde la fuerza resultante es igual a la masa constante por la aceleración. (Sears & Zemansky, 2013, p.145)

$$F = m \cdot a$$

Ecuación 2. Fórmula segunda ley de Newton.

Fuente: Sears & Zemansky (2013), *Física Universitaria*. (p.145)

La tercera ley de Newton, para toda fuerza ejercida sobre un cuerpo hay un reacción igual pero en sentido contrario. (Sears & Zemansky, 2013, p.152).

$$F_{AB} = -F_{BA}$$

Ecuación 3. Fórmula tercera ley de Newton.

Fuente: Sears & Zemansky (2013), *Física Universitaria*. (p.152)

Diagrama de cuerpo libre (DCL), para que un cuerpo esté en equilibrio intervienen las tres leyes del movimiento de Newton incluyen todos los principios básicos que necesitamos para resolver una amplia variedad de problemas de mecánica. (Sears & Zemansky, 2013, p.156)

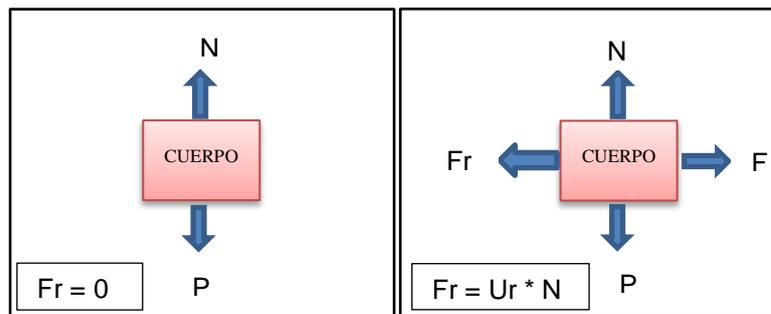


Figura 6. Fuerza de fricción estática.

Fuente: Sears & Zemansky (2013), *Física Universitaria*. (p.180)

$$F = -F_r$$

Ecuación 4. Acción y Reacción de Fuerzas DCL.

Fuente: Sears & Zemansky (2013), *Física Universitaria*. (p.180)

$$P = N$$

Ecuación 5. Relación Peso y Normal DCL.

Fuente: Sears & Zemansky (2013), *Física Universitaria*. (p.180)

- **Análisis (DCL) de la silla de ruedas en una superficie plana.**

La silla de ruedas con la persona con discapacidad motora de miembros inferiores debe estar en equilibrio o en estado estacionario al momento de activarse el cambio de posición. Tener en cuenta mientras más fricción tenga el piso de concreto el coeficiente de fricción cinético será mayor y las llantas no resbalarán. A continuación se analiza esta situación aplicando las leyes de Newton.

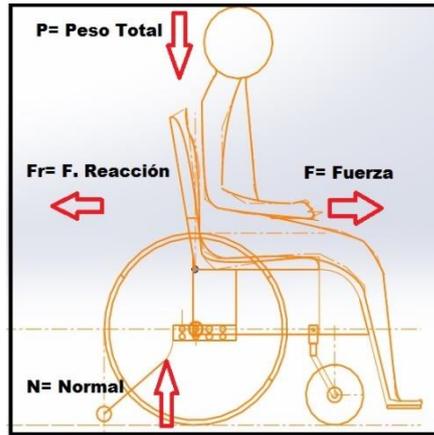


Figura 7. Peso total del cuerpo DCL.

Fuente: Elaboración propia.

Sumatoria de fuerzas en X, (Fx)

$$\sum F_x = 0$$

$$F - Fr = 0$$

$$F = Fr \dots\dots\dots(1)$$

Coefficiente de fricción, (Uc).

$$F_r = U_c * N$$

Ecuación 6. Fuerza de reacción de un cuerpo en equilibrio.

Fuente: Sears & Zemansky (2013), *Física Universitaria.* (p.180)

Por tanto ecuación Fr en 1:

$$F = U_c * N \dots\dots\dots(2)$$

$$F = U_c * N$$

Ecuación 7. Fuerza de un cuerpo en equilibrio.

Fuente: Sears & Zemansky (2013), *Física Universitaria.* (p.180)

Sumatoria de fuerzas en Y (Fy)

$$\sum Fy = 0$$

$$W - N = 0$$

$$W = P$$

$$W = N \dots\dots\dots(3)$$

Peso en función de la masa

$$W = m * g$$

Ecuación 8. Peso de un cuerpo respecto de su masa.

Fuente: Sears & Zemansky (2013), *Física Universitaria*. (p.180)

Reemplazando ecuación W en 3:

$$N = m * g \dots\dots\dots(4)$$

Reemplazo 4 en 2:

$$F = U_c * m * g$$

Ecuación 9. Fuerza total para romper el equilibrio del cuerpo.

Fuente: Sears & Zemansky (2013), *Física Universitaria*. (p.180)

Diagrama de cuerpo libre DCL del actuador lineal

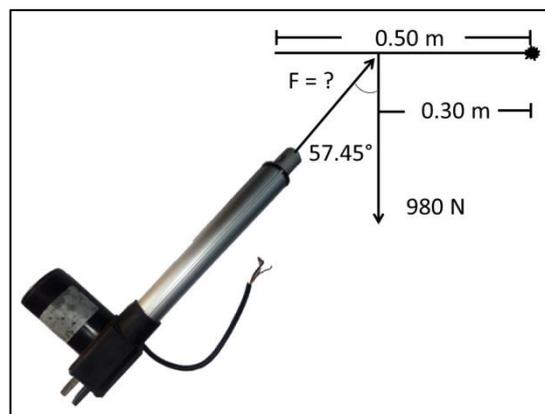
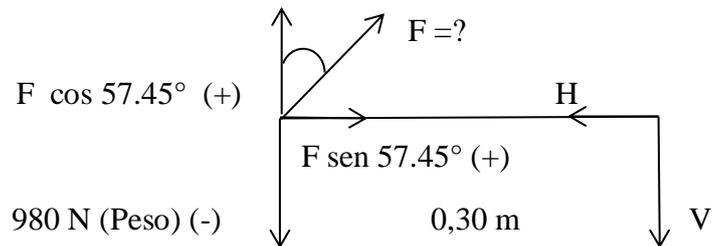


Figura 8. Actuador lineal, cálculo DCL para carga máxima

Fuente: Elaboración propia

DCL del equilibrio:



Sumatorias de Fuerzas:

$$\sum F_x = F \cos 57.45^\circ - H = 0 \rightarrow H = F \cos 57.45^\circ \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$\sum F_y = F \sin 57.45^\circ - 980 - V = 0 \rightarrow V = F \sin 57.45^\circ - 980 \text{ N} \quad \dots\dots\dots (2)$$

$$\sum M_o = - 980 \text{ N} (0,3 \text{ m}) + F \cos 57.45^\circ (0,3\text{m}) = 0 \quad \dots\dots\dots (3)$$

$$F = 980 \text{ N} / \cos 57.45^\circ$$

$F = 1821.44 \text{ N}$

(3) en (1) y en (2) resultante y dirección entre FH Y FV

$$FH = F \cos 57.45^\circ = 1821.44 \times \cos 57.45^\circ = 1535.33 \text{ N}$$

$$FV = F \sin 57.45^\circ - 980 \text{ N} = 1821.44 \sin 57.45^\circ - 980 \text{ N} = 0$$

$$R^2 = (FH)^2 + (FV)^2$$

$$R^2 = ((1535.33)^2 + (0)^2) \rightarrow \theta = \tan^{-1} = \frac{1540}{0} = 90^\circ$$

$$\rightarrow \theta = 90^\circ$$

$R = 1535.33 \text{ N} = 1540 \text{ N}$

- **Tiempo de Carga y Descarga**

Para el tiempo de carga y descarga de la batería se toma datos de las características técnicas de estos dispositivos.

El actuador lineal funciona con 12 VDC y 24 VDC, en 12 VDC la potencia es de 72 Watts, 1100 Newton, Para la implementación de la silla de ruedas se eligió alimentar con una fuente de 24 VDC, debido a que proporciona mayor torque que es igual a 3500 Newton, a continuación se desarrolla el cálculo matemático de la carga y descarga de las baterías de 12 VDC.

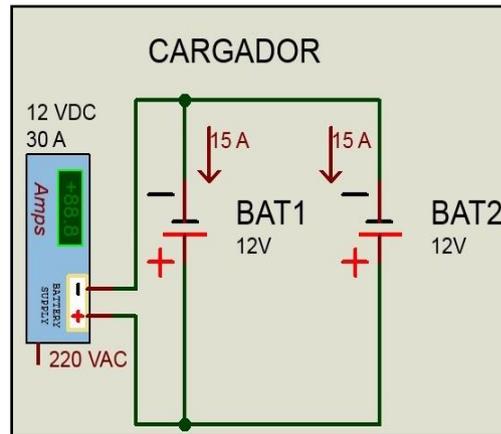


Figura 9. Circuito de carga de baterías.

Fuente: Elaboración propia

Cálculos de potencia de 2 baterías, en serie 24 voltios y paralelo 12 voltios

Para 12 voltios

$$34 \text{ Ah} * 12 \text{ v} = 408 \text{ Wh}$$

$$20 \text{ A} * 12 \text{ v} = 240 \text{ W}$$

Tiempo de descarga

$$\frac{408 \text{ Wh}}{240 \text{ W}} = 1,7 \text{ horas}$$

Tiempo de carga

$$12 \text{ v} * 15 \text{ A} = 180 \text{ W}$$

Para 24 voltios

$$17 \text{ Ah} * 24 \text{ v} = 408 \text{ Wh}$$

$$10 \text{ A} * 24 \text{ v} = 240 \text{ W}$$

$$\frac{408 \text{ Wh}}{240 \text{ W}} = 1,7 \text{ horas}$$

$$\frac{408 \text{ Wh}}{180 \text{ W}} = 2,27 \text{ horas}$$

Entonces $t = 2$ horas de duración para nueva recarga de batería de 17 Ah.

Se diseñó con 2 baterías de 12 VDC en serie para obtener una fuente de 24 VDC

2.3.3. Desarrollo del circuito electrónico de control.

- **Diagrama de flujo y código de control.**

En el diagrama de flujo, para la acción de **extender** el vástago del actuador lineal, se toma una decisión, puede ser positiva o negativa (**SI O NO**). Si es negativa hay que activar **pulsador1**. Ahora que es positiva se envía una señal digital al circuito de control donde se implementó un algoritmo para continuar con el proceso. Diagrama de flujo del circuito de control de la silla de ruedas con cambio de posición para extender el vástago del actuador lineal.

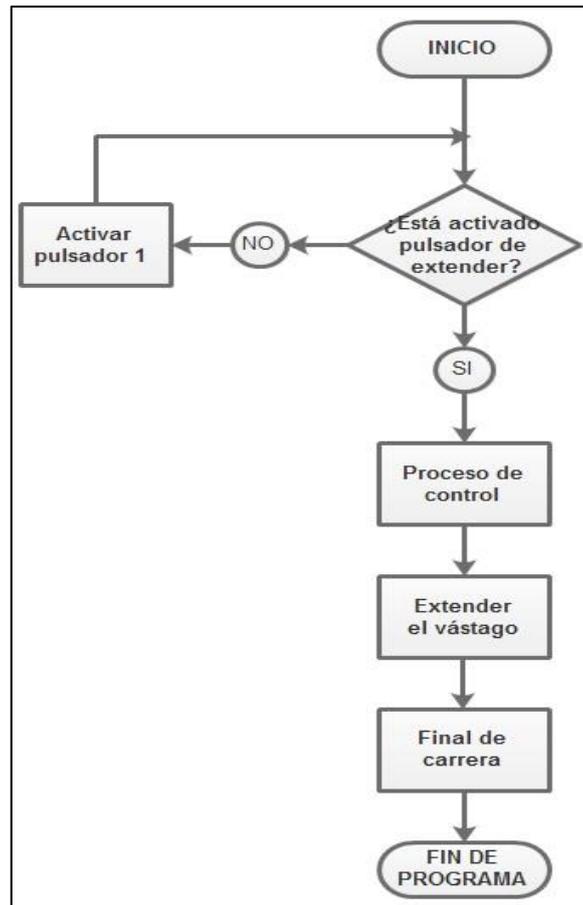


Figura 10. Diagrama de flujo del programa, para extender el vástago.

Fuente: Elaboración propia

En el diagrama de flujo, para la acción de **contraer** el vástago del actuador lineal, se toma una decisión con el mismo proceso anterior. Si es negativa hay que activar **pulsador2**. Ahora que es positiva se envía una señal digital al circuito de control donde se implementó un algoritmo. La señal de salida del circuito de control activa al actuador lineal y este extiende su vástago hasta llegar al límite dado por el algoritmo del circuito de control. Además se implementará finales de carrera para ayudar con la limitación de la extensión del vástago, mediante el corte de la línea de alimentación de voltaje.

Diagrama de flujo del circuito de control de la silla de ruedas con cambio de posición para contraer el vástago del actuador lineal.

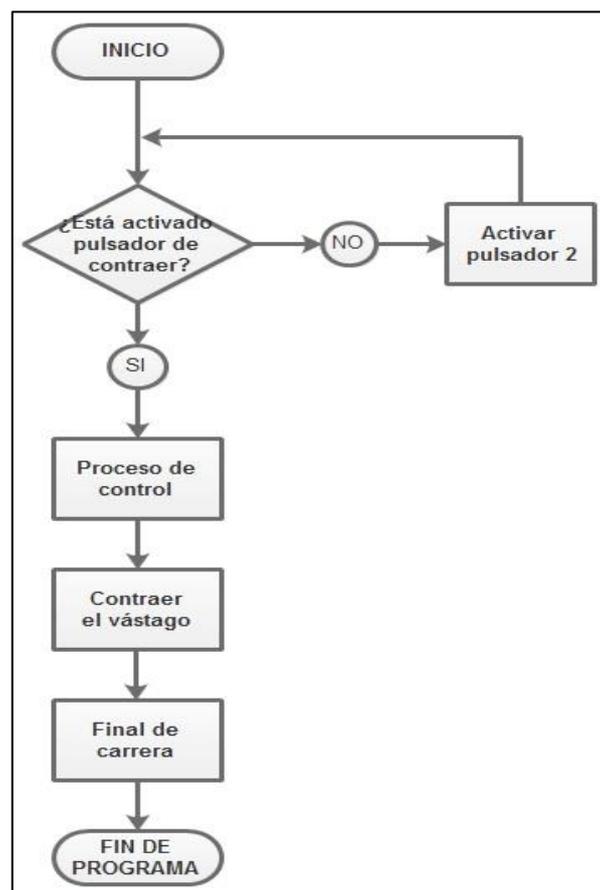


Figura 11. Diagrama de flujo del programa, para contraer el vástago.

Fuente: Elaboración propia

Para el código fuente del programa de control se nombra en las primeras líneas las siguientes etiquetas:

```
PULSADOR1 = 2; // Señal de entrada por el pin 2 del controlador
```

```
ACTUADOR1 = 8; // Señal de salida por el pin 8 del controlador
```

```
PULSADOR2 = 4; // Señal de entrada por el pin 4 del controlador
```

```
ACTUADOR2 = 7; // Señal de salida por el pin 7 del controlador
```

```
TIEMPO = 500; // Tiempo de cada acción de control
```

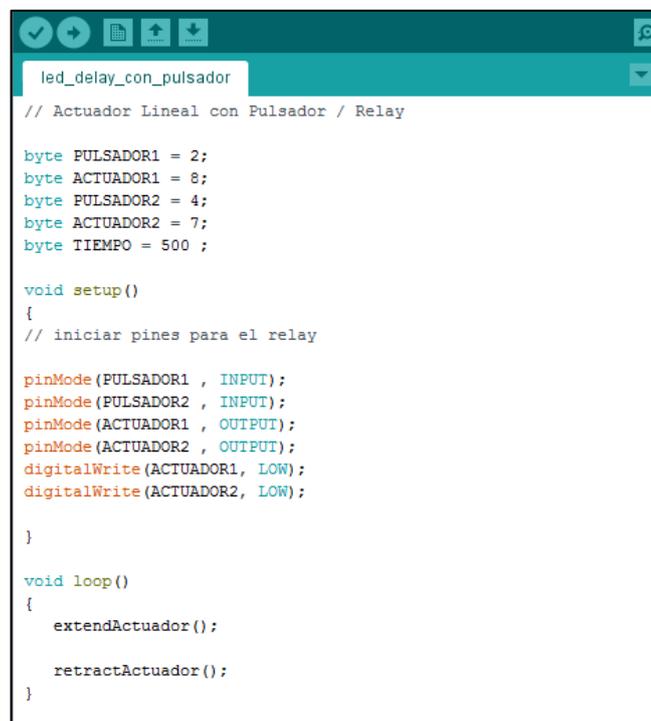
En la segunda parte de la configuración del programa se implementan los puertos del controlador como entradas o salidas y algunas condiciones que se necesite:

```
(PULSADOR1, INPUT); // Puerto de entrada por el pin 2 del controlador
```

```
(ACTUADOR1, INPUT); // Puerto de salida por el pin 8 del controlador
```

```
(PULSADOR2, OUTPUT); // Puerto de entrada por el pin 4 del controlador
```

```
(ACTUADOR2, OUTPUT); // Puerto de salida por el pin 7 del controlador
```



```
led_delay_con_pulsador

// Actuador Lineal con Pulsador / Relay

byte PULSADOR1 = 2;
byte ACTUADOR1 = 8;
byte PULSADOR2 = 4;
byte ACTUADOR2 = 7;
byte TIEMPO = 500 ;

void setup()
{
  // iniciar pines para el relay

  pinMode(PULSADOR1 , INPUT);
  pinMode(PULSADOR2 , INPUT);
  pinMode(ACTUADOR1 , OUTPUT);
  pinMode(ACTUADOR2 , OUTPUT);
  digitalWrite(ACTUADOR1, LOW);
  digitalWrite(ACTUADOR2, LOW);

}

void loop()
{
  extendActuador();

  retractActuador();

}
```

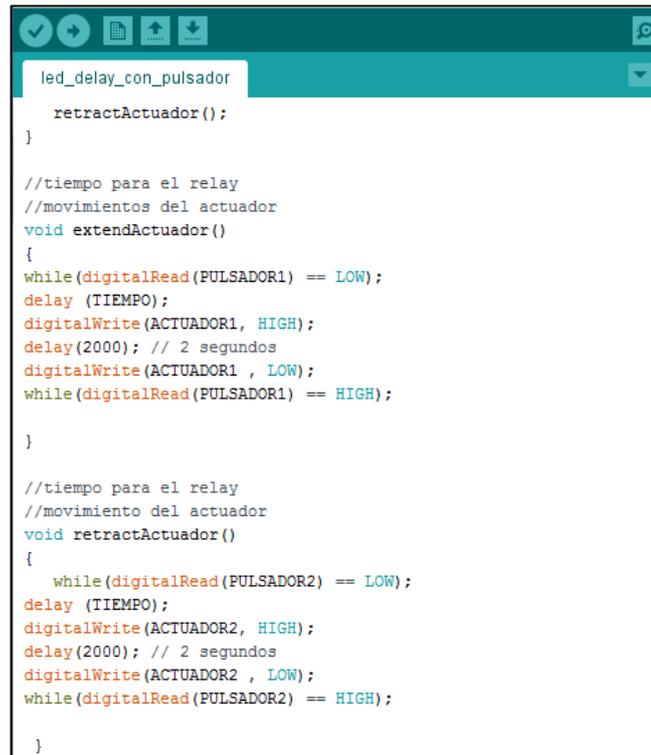
Figura 12. Etiquetas y configuración en plataforma Arduino UNO.

Fuente: Elaboración propia

La siguiente etapa es el código de trabajo donde los niveles LOW y HIGH limitan el control de entrada y salida de señal entre el pulsador y el actuador. Se implementa el siguiente código para activar el bucle.

EXTEN DACTUADOR (); // Para extender el vástago del actuador

RETRACTACTUADOR (); // Para retraer el vástago del actuador



```
led_delay_con_pulsador
  retractActuador();
}

//tiempo para el relay
//movimientos del actuador
void extendActuador()
{
  while(digitalRead(PULSADOR1) == LOW);
  delay (TIEMPO);
  digitalWrite (ACTUADOR1, HIGH);
  delay(2000); // 2 segundos
  digitalWrite (ACTUADOR1 , LOW);
  while(digitalRead(PULSADOR1) == HIGH);
}

//tiempo para el relay
//movimiento del actuador
void retractActuador()
{
  while(digitalRead(PULSADOR2) == LOW);
  delay (TIEMPO);
  digitalWrite (ACTUADOR2, HIGH);
  delay(2000); // 2 segundos
  digitalWrite (ACTUADOR2 , LOW);
  while(digitalRead(PULSADOR2) == HIGH);
}
```

Figura 13. Sentencias y bucle en plataforma Arduino UNO.

Fuente: Elaboración propia

En la señal de salida se implementa al código un delay donde (2000 = 2 segundos) para controlar los tiempos para extender y retraer el vástago del actuador se necesitan (56000 = 56 segundos). Además tienen finales de carrera que limitarán la trayectoria del vástago cortando la alimentación al abrir el contacto NO que está al inicio en NC, esto es como parte de la seguridad.

- **Circuito de control**

La plataforma usada para el control de la silla de ruedas con diseño mecánico fue el Arduino UNO con microcontrolador AVR Atmega 328 de gama media es uno de las dos marcas más populares Microchip y Avr, en ambos se pueden usar diferentes tipos de lenguaje de programación como ASM, C, C++ Basic y otros lenguajes.

Para el proyecto no se requiere mucho espacio de memoria y el código fuente es corto de una sola aplicación. Para procesos más complejos se necesitan programadores y microcontroladores de alta gama, que en algunos casos vienen con su propio código variantes del código “C”. Por lo cual se escogió la plataforma de Arduino uno que tiene como microcontrolador al ATMEGA 328.

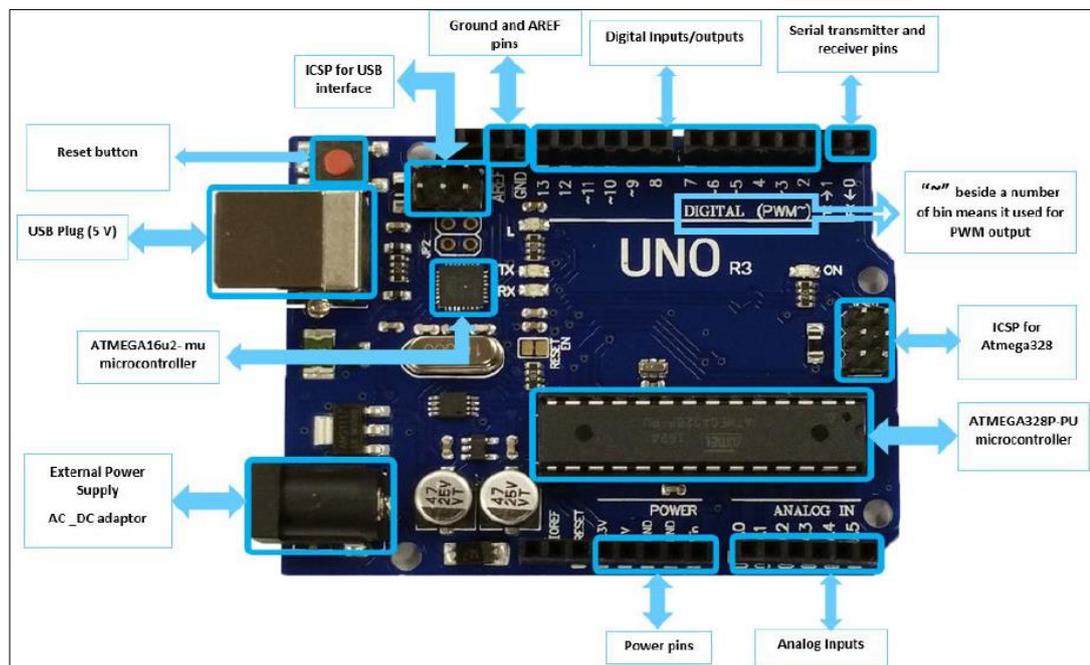


Figura 14. Arduino Uno R3.

Fuente: Physical Components (2018), *Datashett arduino uno-r3*. (p.1)

Características del Arduino UNO, esta plataforma de software libre con base de microcontroladores AVR.

- Microcontrolador: Atmega 328
- Voltaje operativo: 5V
- Voltaje de entrada (recomendado): 7 – 12 V
- Pines de Entradas / Salidas Digital: 14 (De las cuales 6 son salidas de PWM)
- Pines de entradas analógicas: 6
- Memoria Flash: 32 KB (Atmega 328) de los cuales 0,5 KB es usado por el Bootloader.
- SRAM: 2KB (Atmega 328)
- EEPROM: 1 KB (ATmega328)
- Velocidad del Reloj: 16 MHZ.

- **Circuito de Baja potencia.**

Este circuito tiene 2 entradas digitales con resistencias a pull down y resistencias para limitar la corriente, cuando se activa el botón de subida o de bajada circula una corriente de 15 mA por R5 y R6, calculando se obtiene 333 ohm por cada resistencia, el valor comercial es de 330 ohm + / - 5% de tolerancia y la potencia que se necesita es bajo 0.075 W, el valor comercial de la resistencia es de 1/4 de Watts, la resistencia R5 va al pin 2 y la resistencia R6 va al pin 4 de la placa del controlador. En cada salida digital se coloca un led de 3 voltios DC y su consumo de corriente es 20 mA, estos están como indicadores. Para el cálculo de resistencia se escoge el menos intenso a 10 mA, para duración del led equivale a valor comercial de 500 ohm 1/4 Watts.

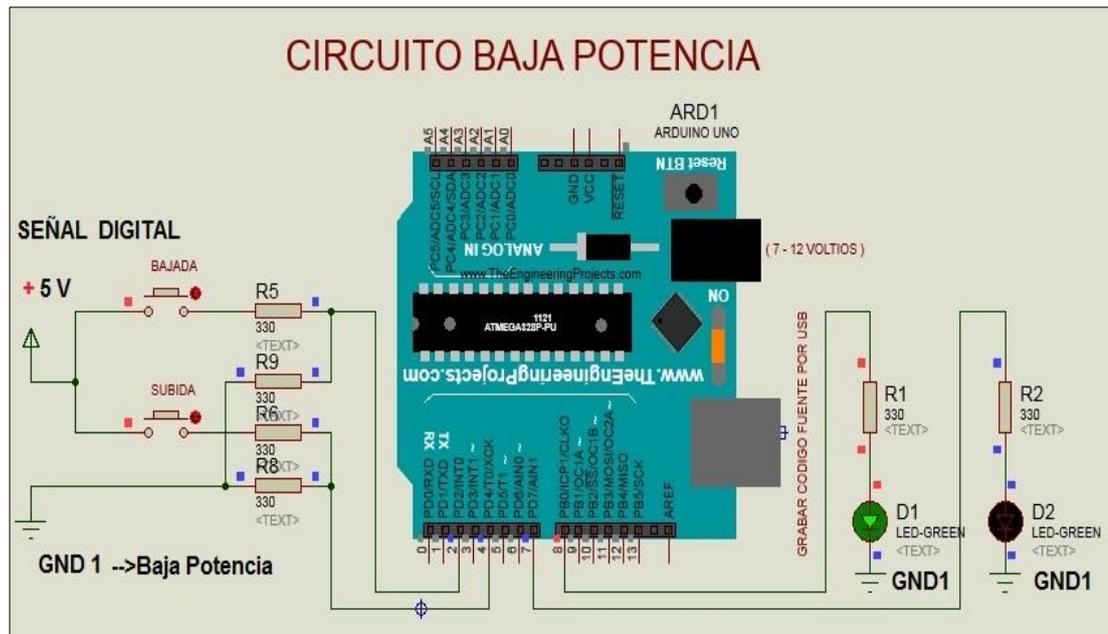


Figura 15. Circuito de control baja potencia

Fuente: Elaboración propia

Para obtener los valores de las resistencias que limitan el paso de la corriente en el circuito de baja potencia. Se aplica la Ley de Ohm.

$$V = I * R$$

Ecuación 10. Ley de Ohm

Fuente: Floyd (2007), *Principios de circuitos eléctricos*. (p.74)

Donde:

V → Voltaje I → Corriente R → Resistencia

Resistencia para el circuito de entrada:

$$R = \frac{V}{I} = \frac{5}{0.015} = 333.3 \text{ ohm} \rightarrow \text{Valor comercial de 330 ohmios}$$

Resistencia para el circuito de salida para led menos intenso:

$$R = \frac{V}{I} = \frac{5}{0.01} = 500 \text{ ohm} \rightarrow \text{Valor comercial de 500 ohmios}$$

- **Circuito etapa de potencia**

Este circuito está compuesto por 2 fototransistores PC817, 2 diodos 1N4007, 2 Relay de 24 VDC, 2 leds indicadores, 6 resistencias para limitar la corriente y un actuador lineal.

Para la acción de extender o contraer el vástago del actuador lineal, la señal de salida del controlador pasa por un opto acoplador, seguidamente al circuito de potencia. El fotodiodo está limitado con una resistencia de 330 ohm de 1/4 de Watts, internamente emite un pulso eléctrico a la base del fototransistor, que ya está polarizado externamente cuando se satura abre un canal entre colector y emisor fluyendo la conexión a tierra. Luego se activa la bobina del relay y se produce un campo magnético cambiando de estado los terminales normalmente cerrado NC que está a tierra pasa al estado normalmente abierto NO polarizado a 24 VDC. En el siguiente circuito realizado en Proteus, se hace la simulación de dicha señal para extender y contraer el vástago del actuador lineal.

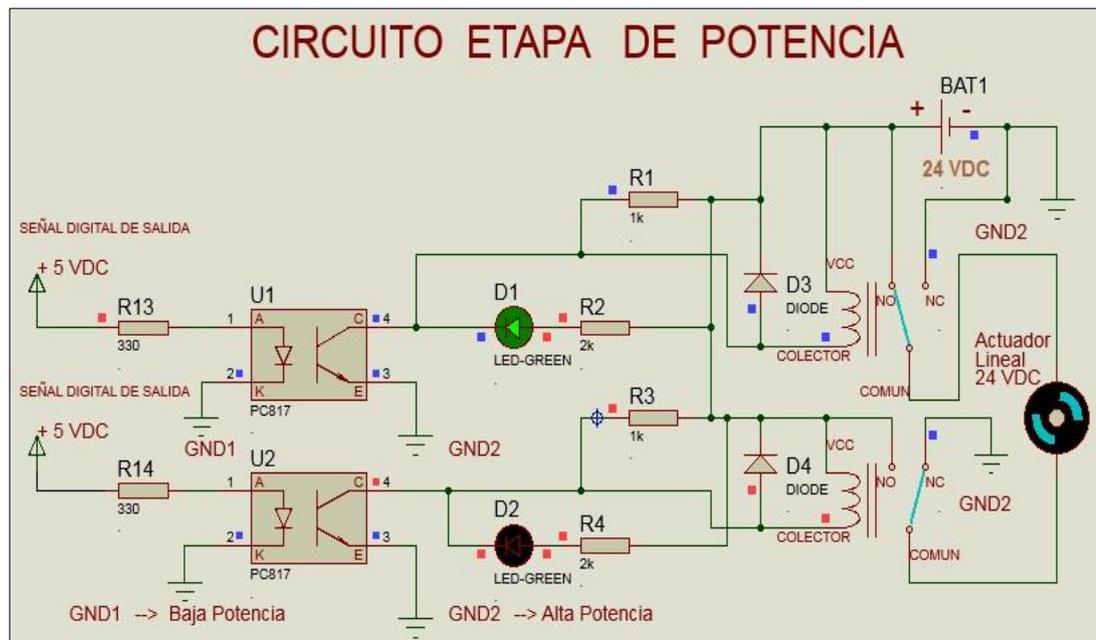


Figura 16. Circuito de potencia

Fuente: Elaboración propia

Obtener los valores de las resistencias de la etapa de potencia. Se aplica la

Ley de Ohm.

- **Cálculo R13 y R14 entrada del fotodiodo, corriente del opto 15 mA.**

$$R = \frac{V}{I} = \frac{5}{0.015} = 333.3 \text{ ohm} \rightarrow \text{Valor comercial de 330 ohmios}$$

- **Cálculo R2 y R4 voltaje del led 3 VDC, corriente 10 mA.**

$$R = \frac{V}{I} = \frac{21}{0.01} = 2100 \text{ ohm} \rightarrow \text{Valor comercial de 2 Kohm}$$

- **Cálculo R1 y R3, corriente de colector 30 mA.**

$$R = \frac{V}{I} = \frac{24}{0.03} = 800 \text{ ohm} \rightarrow \text{Valor comercial de 1000 ohmios} = 1 \text{ Kohm}$$

- **Cálculo I diodo, corriente de diodo de protección 1 / 4 W**

$$P = V * I \rightarrow I = \frac{P}{V} = \frac{0.25}{24} = 0.01 \text{ A} = 10 \text{ mA}$$

2.3.4. Análisis de costos y fabricación de la silla de ruedas

Para lograr el objetivo se indagó los precios de las sillas de ruedas con cambio de posición existentes en el mercado nacional. Las de procedencia China, están desde 6,000.00 a 8,000.00 soles, en las tiendas locales en su mayoría ofrecen sillas de ruedas convencionales, algunas con pocas modificaciones de diseño. En tiendas Online de internet se ofrecen sillas con cambio de posición o sillas bipedestadoras, en España la Silla Action Vertic Bipedestador en 3,165.00 €, otros en Chile Silla Get Up 2,600.00 USD, el pedido llega en 15 días y forma de pago tarjeta virtual número de cuenta, en mercado libre Perú B&G BUSINESS GROUP, ofrece silla a 3,980.00 USD pago al entregar producto. En la siguiente tabla se especifica lo expuesto.

Tabla 1

Costos de Sillas mercado nacional e internacional

MODELO	COSTO NACIONAL	COSTO INTERNACIONAL
PROCEDENCIA CHINA	6,000.00 – 8,000.00 SOLES	-----
MERCADO LIBRE PERU	3,980.00 USD= 13,293.20 Soles	-----
SILLA ACTION VERTIC	-----	3,165.00 € =12,027.00 Soles
SILLA GET UP	-----	2,600.00 USD=8,684.00 Soles

Los costos de los productos de cada país varían de acuerdo a su economía, estos costos se consultaron en enero del 2019, el tipo de cambio varía en cada país, para exactitud indagar el tipo de cambio del día.

Fuente: Elaboración propia

Para el desarrollo e implementación del proyecto de la silla de ruedas con cambio de posición se indagó en el mercado nacional sobre los costos de los materiales y dispositivos, se detalla en la siguiente tabla.

Tabla 2

Costo desarrollo e implementación de Silla de ruedas bipedestable

MATERIALES/ DISPOSITIVOS	COSTO UNIDAD S/	CANTIDAD UND	MANO DE OBRA S/	COSTO TOTAL S/
Acero inoxidable 304	70.00	3	500.00	710.00
7/8 " x 1.5 mm (3m)				
Llanta posterior 24" caucho	80.00	2	30.00	190.00
Llanta delantera 6" caucho	25.00		30.00	80.00
Arnes de seguridad	30.00	-----	30.00	60.00
Asiento y espaldar	50.00	-----	30.00	80.00
Freno mecánico	15.00	2	30.00	60.00
Pernos inoxidables 10 mm + arandela +tuerca autoajustable	3.50	12	30.00	72.00
Actuador lineal 12/24 voltios 250 mm	250.00	-----	30.00	280.00
Fuente cargador 12 voltios	50.00	2	30.00	130.00
Batería 12 voltios 4 AH	40.00	-----	-----	40.00
Batería 12 voltios 17 AH	110.00	2	-----	220.00
Arduino uno R3 atmel avr 328	25.00	-----	100.00	125.00
Adicionales componentes varios	-----	-----	-----	50.00
				2079.00
DESARROLLO DE INVESTIGACION	1000.000	-----	-----	1000.00
			COSTO TOTAL S/	3097.00

La eficiencia en costos comparada con un producto que se ofrece en el mercado nacional es aproximadamente el 50 % del costo de uno de los productos de menor costo en el mercado local, comparado con uno de los modelos más parecido al prototipo vía tienda online es de 2600.00 USD cambio en soles es 8684.00 soles sin costos de envío. Fuente: Elaboración propia.

CAPÍTULO III. RESULTADOS

3.1 Contrastación de hipótesis

3.1.1. Resultado del diseño y funcionamiento de la silla de ruedas

Con la elaboración del diseño en Solidworks se comprueba los mecanismos de forma virtual. Estos son, el mecanismo de elevación, el dimensionamiento de las partes en su lugar de posición, el libre desplazamiento para evitar colisiones. Con las pruebas óptimas realizadas, se construye el prototipo de la silla de ruedas con cambio de posición de sentado erguido y se le coloca los siguientes accesorios, apoya pies, correas de seguridad, soporte de rodillas y pantorrillas.

La posición inicial del actuador lineal está contraída y la persona con discapacidad se puede desplazar en una superficie plana. Para el desplazamiento de la persona se realiza el movimiento de la silla con las ruedas posteriores. La fuerza motriz lo hacen los brazos de la persona apoyados en un aro adherido por cada rueda. En la figura se aprecia los resultados del diseño y el prototipo en la posición de sentado.



Figura 17. Diseño de la silla vs acabado de la silla posición de sentado.

Fuente: Elaboración propia

En la posición de erguido fue necesario hacer los cambios en plataforma del software para que sea más económico. Para este proceso de diseño se puede implementar maquetas para observar la arquitectura del prototipo, pero se elevan los costos. Otra de las acciones de gran importancia del software es la simulación de cargas, en la base de datos del software existen varios materiales, calidad y dimensiones lo cual se puede simular casi de forma real como los esfuerzos mínimos y máximos del material escogido.

En esta posición, la persona con discapacidad debe hacer las siguientes acciones. Primero estabilizar la silla de ruedas, colocarse los implementos de seguridad como el arnés, apoya pies, rodillas y pantorrillas, como última acción activar el interruptor de control.



Figura 18. Diseño de la silla vs acabado de la silla, posición erguida.

Fuente: Elaboración propia

Para el proyecto se escogió el acero inoxidable 304, a continuación se describe sus características.

Tabla 3

Características del tubo de acero inoxidable calidad 304

Acabado	Espesor de Pared	Diámetro	Exterior	pulgadas	/ mm	
		3/8"	1/2"	3/4"	7/8"	1"
		9.525 mm	12.70 mm	19.05 mm	22.225 mm	25.40 mm
Brillante	1.00 mm	0.214	0.294	0.454	0.533	0.613
	1.20 mm	-	0.347	0.538	0.634	0.730
	1.50 mm	-	0.422	0.662	0.781	0.901
	2.00 mm	-	-	-	-	-
Satinado	1.50 mm	-	0.422	0.662	-	0.901

En la tabla se indican las especificaciones de tubulares calidad 304 con norma ASTM A-554
Fuente: Polimetales SAC (2018), *Catálogo de productos*. (p.7)



Figura 19. Estructura de la silla Acero inoxidable 304.

Fuente: Elaboración propia

. Cuando se logra el cambio de posición de la silla de ruedas, la persona con discapacidad puede alcanzar objetos que se encuentran en altura, otro de los beneficios es hacer terapia física para ejercitar los músculos que están contraídos en la posición de sentado, mejorar la circulación sanguínea en esa zona de apoyo, evitar llagas y escaras por estar mucho tiempo en una sola posición. En la figura se observa el funcionamiento de la silla con la persona alcanzando objetos en altura.



Figura 20. Silla con el cambio de posición en funcionamiento.

Fuente: Elaboración propia

La estabilidad es otro factor debido a la distribución según los estándares de sillas de ruedas el centro de masa debe recaer sobre la mitad de la rueda posterior. Se puede modificar de acuerdo al usuario si no tuviera fuerza en las manos un poco hacia delante del centro de masa. Por ejemplo en una silla de deportista la llanta tiene inclinación de 10 grados cerrado en las manos y abierto en la base del piso, esta modificación ayuda a la velocidad, para el proyecto no se necesitó de esta característica.

El actuador lineal tiene una velocidad de 5 mm/s para el cambio de posición. El tiempo de subida es de 70 segundos y el de bajada es de 68 segundos, esto ayuda para que el usuario se sienta seguro sin sobresaltos. Los movimientos que realiza el actuador lineal son suaves para la seguridad de las personas con discapacidad motora de miembros inferiores. Además se implementaron correas de sujeción, reposa pantorrilla, reposa pies y apoyo de rodillas para no desplazarse. El prototipo terminado se aprecia a continuación.



Figura 21. Prototipo terminado de la silla.

Fuente: Elaboración propia

3.1.2. Resultados del actuador:

En la siguiente tabla se describe el peso total de la estructura. Este resultado también incluye el peso máximo de la persona que va usar la silla de ruedas con cambio de posición. Calculándose una masa total de 153.7 kg

Tabla 4

Peso total de la estructura

Sigla	Significado	Cálculo	Valor	Unidad
PES	Peso de la estructura de la silla	$p = m \cdot g = 45 \cdot 9.81$	441.45	N
PMU	Peso máximo del usuario	$p = m \cdot g = 100 \cdot 9.81$	981.0	N
PF	Peso de la fuente	$p = m \cdot g = 0.5 \cdot 9.81$	4.91	N
PSC	Peso del sistema de control	$p = m \cdot g = 0.2 \cdot 9.81$	1.96	N
PAL	Peso del actuador lineal	$p = m \cdot g = 3 \cdot 9.81$	29.43	N
PB	Peso de las baterías	$p = m \cdot g = 5 \cdot 9.81$	49.05	N
PTM	Peso total a movilizar	Total = $\sum p$	1507.8	N

Peso de los componentes de la estructura, incluyendo el peso de la persona, para este estudio como máximo de masa 100 kg, se podría seleccionar un actuador lineal de 1822 N para mover verticalmente todo el peso. Fuente: Elaboración propia.

Fuerza necesaria para que el actuador lineal trabaje en el cambio de posición de la silla de ruedas del análisis DCL en objetivos se obtuvo el siguiente resultado.

$$F = 1821.44 \text{ N} = 1822 \text{ N}$$

De la tabla del fabricante del actuador lineal, sugiere 2 configuraciones para 12 y 24 voltios con velocidades 4-5mm / seg – extensión de 250 mm:

12 voltios 150 kg, $\rightarrow 150 \text{ kg} \times 9.81 \text{ m/s}^2 = 1471.5 \text{ N}$, no supera la carga máxima de 150 kg, a continuación la tabla del actuador lineal.

Tabla 5

Características del actuador lineal de 12 y 24 voltios

Serie	Característica	Voltaje	Modelo	Carrera (mm)	Sin carga Cargando	5 mm/s 4 mm/s	Corriente Nominal	Medidas (mm)	Peso Neto
L series	Empuje Grande Poco ruido Precio bajo	DC 12 V	L250	250	Empuje Clasificado (Kg)	150 Kg	6A (bajo Empuje Nominal)	450 x 80 x 150	2.1
L series	Empuje Grande Poco ruido Precio bajo	DC 24 V	L250	250	Empuje Clasificado (Kg)	600 Kg	3A (bajo Empuje Nominal)	450 x 80 x 150	2.1

En la tabla se especifica las características principales del actuador lineal de 12 y 24 voltios.

Fuente: Ali Express (2018), *Actuador Lineal Sumotor*. (p.3)

Es recomendable usar la siguiente configuración de la tabla:

$$24 \text{ voltios } 600 \text{ kg, } \rightarrow 600 \text{ kg} \times 9.81 \text{ m/s}^2 = 5886 \text{ N.}$$

Con esta configuración, el actuador lineal supera la carga permitida de 1822 N para que el desplazamiento vertical de cambio de posición de la silla de ruedas sea efectiva. A continuación en la figura, el actuador lineal se soldó en la parte media de la base del mecanismo de elevación.



Figura 22. Ubicación del actuador lineal en el prototipo.

Fuente: Elaboración propia

3.1.3. Resultados del circuito de control:

Previamente al diseño del circuito impreso se hizo simulaciones con el programa Proteus. Para hacer efectiva la simulación hay que tener actualizado el archivo o código Hexadecimal generado por el programador Arduino. A continuación las pruebas en protoboard.

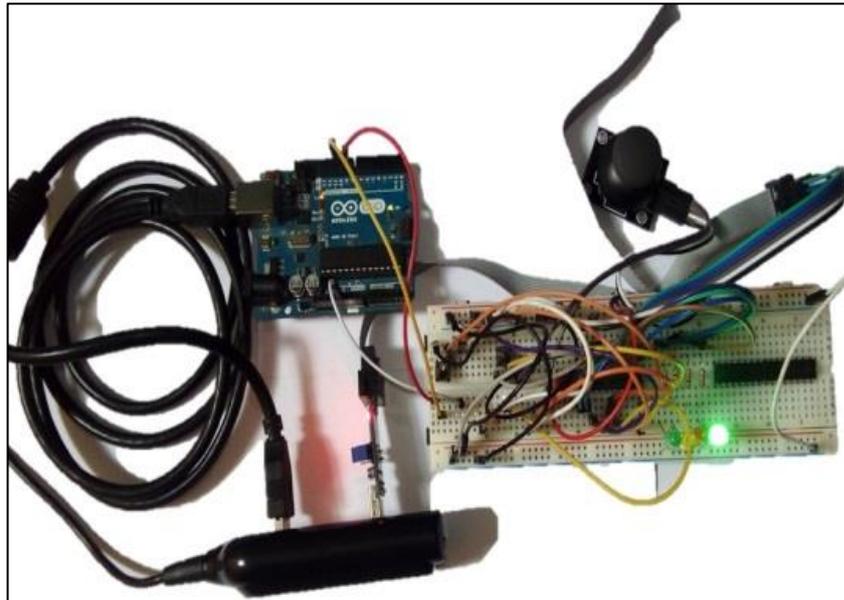


Figura 23. Pruebas de control en protoboard.

Fuente: Elaboración propia

El diseño del circuito se elaboró con el software Altium Designer. En este programa se diseñó el diagrama esquemático del circuito de control y la Placa de Circuito Impreso o PCB. La distribución de componentes lo puede hacer el programa de forma automática. Para este circuito no se usó esta opción, la distribución de componentes se hizo de forma personalizada ubicándolos en el lugar apropiado para su correcto cableado.

Cuando se realizó la plataforma de control con todos sus componentes. Se hicieron pruebas con cargas desde 50 a 100 Kg, dando como resultados óptimos el funcionamiento del Actuador Lineal.

La etapa de baja potencia, está conformada por las entradas de señal digital 5 VDC. Esa señal es llevada al circuito por los cables verde y azul conectados a una bornera de tres entradas. Esta acción se hace externamente desde el reposabrazos donde está ubicado el interruptor (NO C NO) con el punto medio (C) a señal digital 5 VDC. La etapa del controlador, está compuesta por la plataforma Arduino Uno.

La etapa de potencia está conformada por 2 opto acopladores que reciben señal digital del controlador, los cables son el rojo y marrón que salen del Arduino. La siguiente acción es activar el circuito de puente H con los Relay de estado sólido.

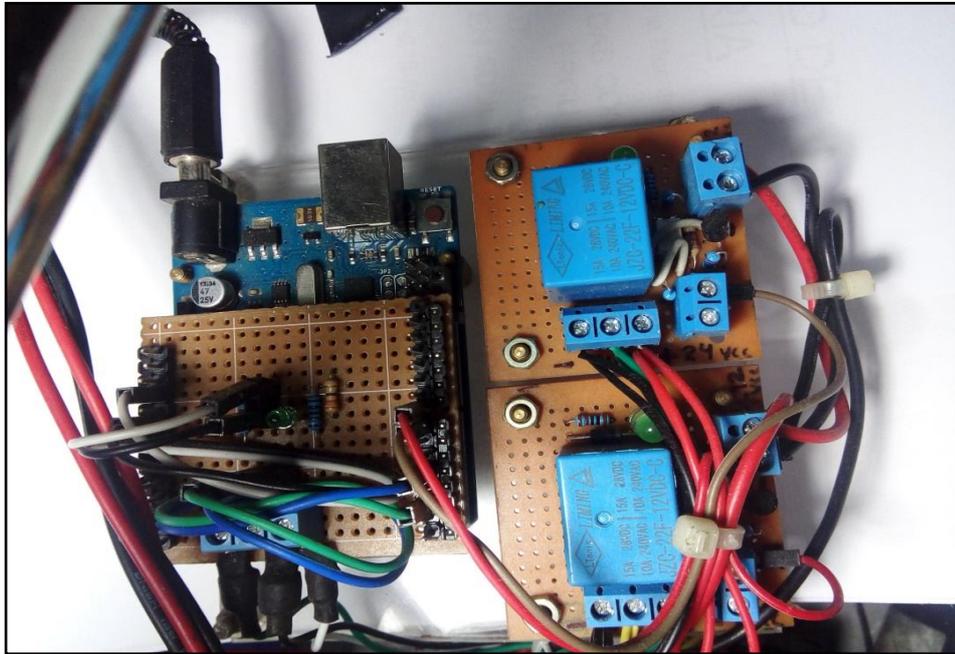


Figura 24. Dispositivos de control elaborados.

Fuente: Elaboración propia

3.1.4. Resultados de la rentabilidad:

La rentabilidad que se obtiene es de 56% del producto importado puesto en el mercado, una de las características se manifiesta con la eficacia de la realización del prototipo de manera funcional donde la elaboración del diseño en plataforma CAD se proyecta a la construcción siguiendo los lineamientos trazados en la base o estructura de la silla de ruedas, luego las pruebas de funcionamiento verificación de las cargas a mover con el dispositivo mecánico, pruebas del control de movimiento.

Se hacen pruebas con personas a partir de 50 a 100 kilos donde el desempeño en el cambio de posición es óptimo, el mecanismo elevador soporta el torque de las barras de acero inoxidable de 7/8".

Tabla 6

Resultados de la rentabilidad

COSTOS Y PROCEDENCIA		AHORRO	
Descripción Modelo	Unidad / soles	Diferencia / Soles	Ahorro / Soles
PROCEDENCIA	6,000.00 – 8,000.00	7.000.00 – 3,097.00	3,903.00
CHINA			
MERCADO LIBRE	USD 3,980.00 =	13,293.20 - 3,097.00	10,196.20
PERÚ	13,293.20		
SILLA ACTION	€ 3,165.00 =	12,027.00 - 3,097.00	8,930.00
VERTIC	12,027.00		
Silla GET UP	USD 2,600.00 =	8,684.00 -3,097.00	5,587.00
	8,684.00		
		Cantidad Soles	Porcentaje
		3,903.00	56 %

Resultados de la rentabilidad del diseño de la silla de ruedas con cambio de posición para asistir la discapacidad motora de miembros inferiores en adultos. El porcentaje promedio de ahorro es el 56 %, en comparación con la silla más barata del mercado. Fuente: Elaboración propia.

CAPITULO IV- DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

4.1 Discusión

Hoy en día las enfermedades y lesiones músculo-esqueléticas que imposibilitan mantenerse y ponerse de pie desencadenados por múltiples casos ya sea de forma natural o por algún accidente, por lo cual se está obligado a usar sillas de ruedas pero en el mercado no se adecúan a nuestras necesidades específicas además de las personas que quieren rehabilitarse desde casa con ayuda de dispositivos mecánicos, hay la necesidad primordial de crear mecanismos robóticos que puedan ayudarnos a enfrentar la vida diaria.

Como en los estudios de mis predecesores apuntamos en la misma dirección de buscar soluciones a problemáticas existentes en la vida diaria donde se necesitan mejorar la calidad de vida de las personas, utilizando conocimientos técnicos y tecnológicos, claro está que estos estudios pueden recibir mejoras, el sustento teórico y práctico son la base fundamental, he percibido que todos aportan conocimiento y se puede hacer una sinergia de todos ellos.

4.2 Conclusiones

En base al diseño mecánico desarrollado en el software Solidworks, se logró armar el prototipo de la silla de ruedas para personas adultas con discapacidad motora de miembros inferiores, obteniendo un buen resultado en el funcionamiento mecánico y electrónico. En el prototipo se puede realizar algunas pequeñas mejoras para su producción y venta en el mercado local.

En nuestro medio como en la mayor parte de los países en desarrollo hay una gran necesidad insatisfecha de soluciones y que tengan un costo accesible para todas las persona incluyendo las de bajos recursos económicos. La silla de ruedas con cambio de posición logra reducir los gastos en la implementación del prototipo con materiales locales. Llegando a obtener una reducción del costo de hasta el 50 % comparado con una silla de similares aplicaciones de más bajo costo que hay en el mercado.

En el mercado local, se logró obtener todos los materiales necesarios para la elaboración del prototipo, como el acero inoxidable 304, el actuador lineal de 24 voltios, baterías y otros elementos. Algo importante el acero inoxidable es un material muy usado actualmente por lo que se consigue fácilmente, en cambio el actuador lineal hay que importarlo o conseguirlo como material reciclado.

Las pruebas del prototipo con la persona con discapacidad motora de miembros inferiores fueron satisfactorias.

REFERENCIAS

- Aros Oñate, N., & Aros Beltran, M. (2010). *Equipamiento para la discapacidad: propuesta de un bipedestador eléctrico infantil*. (U. D. Frontera, Editor) Recuperado el 24 de Junio de 2016, de https://www.ufro.cl/www.aepro.com/files/congresos/2010madrid/ciip10_2473_2484.2922.pdf
- Baez Martinez, L. (2000). *Breve historia de la silla de ruedas*. Recuperado el 6 de Junio de 2016, de http://www.minusval2000.com/http://www.minusval2000.com/otros/reportajes/historia_silla_de_ruedas/index.html
- Chavez Montes, P. J., & Cabrera Donayre, R. M. (2013). *Diseño e implementación de un robot humanoide asistencial controlado por computador para aplicación en pacientes parapléjicos*. (U. R. Palma, Editor) Recuperado el 12 de Junio de 2016, de <http://www.urp.edu.pe/http://repositorio.urp.edu.pe/handle/urp/403>
- Instituto Nacional de Estadística e Informática (I. N. E. I) (2014). *Primera Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad 2012, Perú*. Recuperado el 20 de Junio de 2016, de https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1171/ENEDIS%202012%20-%20COMPLETO.pdf
- López Celi, J. A. (2013). *Diseño de un prototipo de silla de ruedas eléctrica, con sistema de ascenso y elevación*. Recuperado el 22 de Junio de 2016, de <https://www.ups.edu.ec/https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/6420>
- Ocaña Velázquez, J. D. (2013). *Diseño de un sistema de control de desplazamiento de una silla de ruedas basado en el procesador de voz SPCE061A para el Centro De Educación Y Rehabilitación Sicomotriz CERSI – Chimbote*. Recuperado el 13 de Mayo de 2016, de <http://www.upao.edu.pe/http://repositorio.upao.edu.pe/handle/upaorep/1135>

- Norton, R. L. (2013). *Diseño de maquinaria- síntesis y análisis de maquinas y mecanismos*. Mexico: MC Graw Hill Education.
- Saavedra, R., García, E., & San Antonio, T. (2013). *Diseño de un equipo de bipedestación*. (U. d. Carabobo, Ed.) Recuperado el 8 de Junio de 2016, de [www.uc.edu.ve/
www.redalyc.org/pdf/707/70732640004.pdf](http://www.uc.edu.ve/www.redalyc.org/pdf/707/70732640004.pdf)
- Organización Mundial De La Salud (O. M. S) (2008). Pautas para el suministro de sillas de ruedas manuales en entornos de menores recursos. Ginebra, Suiza.
- Sampieri, R. H., Collado, C. F., & Lucio, P. B. (2014). *Metodología de la Investigación*. México D.F.: McGRAW-HILL / INTERAMERICANA EDITORES, S.A. DE C.V.
- Torres Roman, M. J. (2012). *Diseño de adaptación y elaboración de un manual de procedimientos para transformar una silla de ruedas convencionales en sillas para pacientes con problemas neurológicos y escasos recursos económicos* . (U. C. Perú, Editor) Recuperado el 17 de Mayo de 2016, de [http://www.pucp.edu.pe/
http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/123456789/5197](http://www.pucp.edu.pe/http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/123456789/5197)
- Ministerio de la Mujer y Poblaciones Vulnerables (2014 - 2016). *Accesibilidad para Personas con Discapacidad y de las Personas Adultas Mayores*. [https://www.conadisperu.gob.pe/.../NORMA_TECNICA-
A120_GUIA_GRAFICA.pdf](https://www.conadisperu.gob.pe/.../NORMA_TECNICA-A120_GUIA_GRAFICA.pdf), Perú.
- Corporation, F. E. (2013). *Datashet Arduino Uno R3*. Recuperado el 15 de Mayo de 2018, de [https://www.fecegypt.com/uploads/dataSheet/1522237550_arduino%20uno%20r3.
pdf](https://www.fecegypt.com/uploads/dataSheet/1522237550_arduino%20uno%20r3.pdf)

Ali Express (2018). *Datashet Actuador Lineal Sumotor*. Recuperado el 11 de Junio de 2018, de (https://es.aliexpress.com/store/product/L250-10-inch-250mm-stroke-Electric-linear-actuator-dc-motor-DC-24V-8mm-10mm-s-Heavy/318640_1916068690.html?spm=a219c.12010612.8148356.11.1b17148dmU4up9 de 2018). Datashet Actuador Lineal Sumotor.

Floy, T. L. (2007). *Principios de Circuitos Eléctricos*. México: Editorial Pearson.

Polimetales SAC (2018). *Catálogo de Productos, Perú*. Recuperado el 10 de Marzo de 2018, de (<http://www.polimetales.com/wp-content/uploads/2015/09/Catalogo-Polimetales-2015-web1.pdf>).

SHARP-WORLD (2018). *Datashet PC 817 Series*. Recuperado el 6 de Julio de 2018, de (http://www.sharp-world.com/products/device/lineup/data/pdf/datasheet/pc817xnnsz_e.pdf de)..

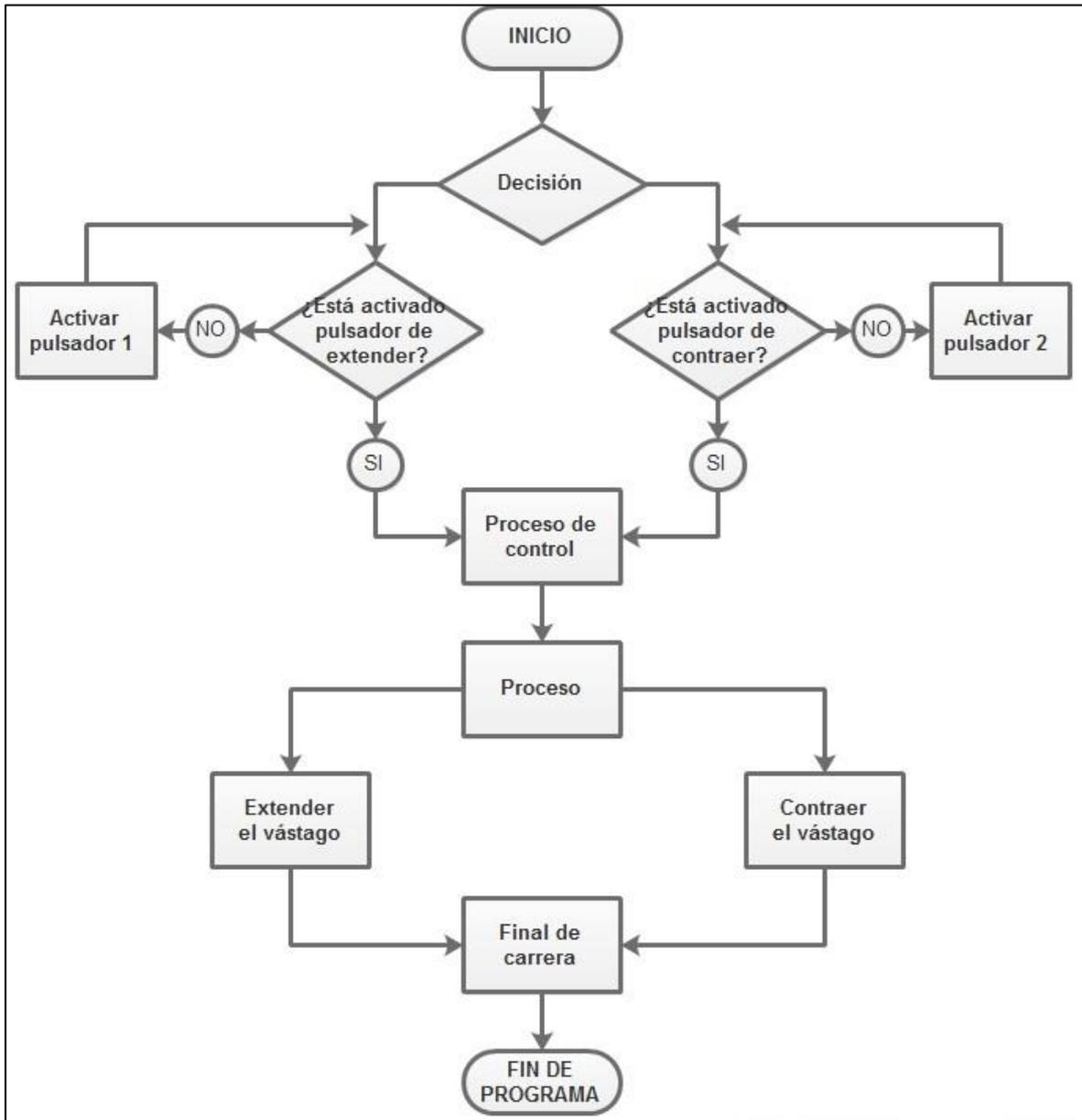
Sears & Zemansky (2013). *Física Universitaria*. Mexico: Editorial Pearson.

ANEXOS

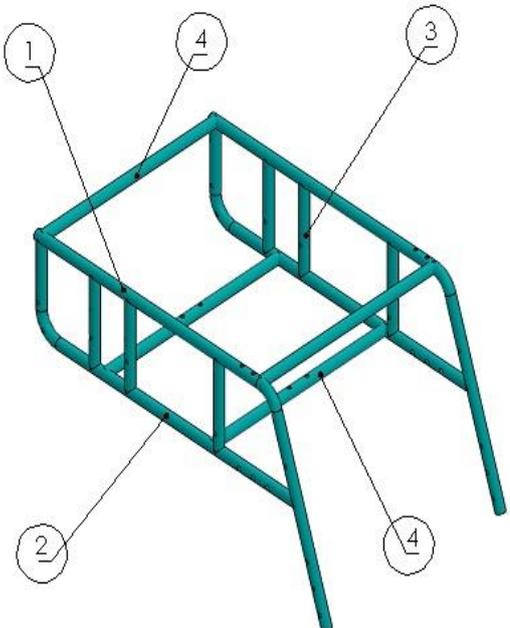
Anexo N° 1: Diagrama de Gantt de las actividades realizadas en los objetivos

Actividades	Inicio	Fin	Duración	Enero				Febrero			
				Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4	Semana 1	Semana 2	Semana 3	
Búsqueda de información	03/01/2018	17/02/2018	6 semanas	[Barra azul]				[Barra azul]			
Dibujo de piezas en 3D	11/01/2018	25/01/2018	2 semanas	[Barra azul]		[Barra azul]					
Ensamble de piezas	26/01/2018	09/02/2018	2 semanas					[Barra azul]			
Correcciones de diseño	10/02/2018	17/02/2018	1 semanas					[Barra azul]			
Presentación final	18/02/2018	25/02/2018	1 semanas					[Barra azul]			
Actividades	Inicio	Fin	Duración	Febrero				Marzo			
				Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4	Semana 1	Semana 2	Semana 3	
Búsqueda de información	26/02/2018	12/03/2018	2 semanas					[Barra azul]			
DCL de peso total requerido	06/03/2018	07/03/2018	1 día					[Barra azul]			
DCL mecanismo de actuador	08/03/2018	09/03/2018	1 día					[Barra azul]			
Modelamiento del motor	10/03/2018	11/03/2018	1 día					[Barra azul]			
Revisión y final	12/03/2018	14/03/2018	2 días					[Barra azul]			
Actividades	Inicio	Fin	Duración	Marzo				Abril			
				Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4	Semana 1	Semana 2		
Búsqueda de información	15/03/2018	29/03/2018	2 semanas	[Barra azul]							
Adquisición de componentes	23/03/2018	24/03/2018	1 día	[Barra azul]							
Programación de control	25/03/2018	27/03/2018	2 días	[Barra azul]							
Implementar circuitos	28/03/2018	30/03/2018	2 días	[Barra azul]							
Pruebas - final	31/03/2018	02/04/2018	3 días	[Barra azul]							
Actividades	Inicio	Fin	Duración	Abril				Mayo			
				Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4	Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4
Búsqueda de información	03/04/2018	10/04/2018	1 semana	[Barra azul]							
Pruebas en prototipo	11/04/2018	25/04/2018	2 semanas	[Barra azul]							
Proceso y cálculo	26/04/2018	10/05/2018	2 semanas					[Barra azul]			
Nuevas pruebas	11/05/2018	18/05/2018	1 semanas					[Barra azul]			
Presentación final	19/05/2018	26/05/2018	1 semanas					[Barra azul]			

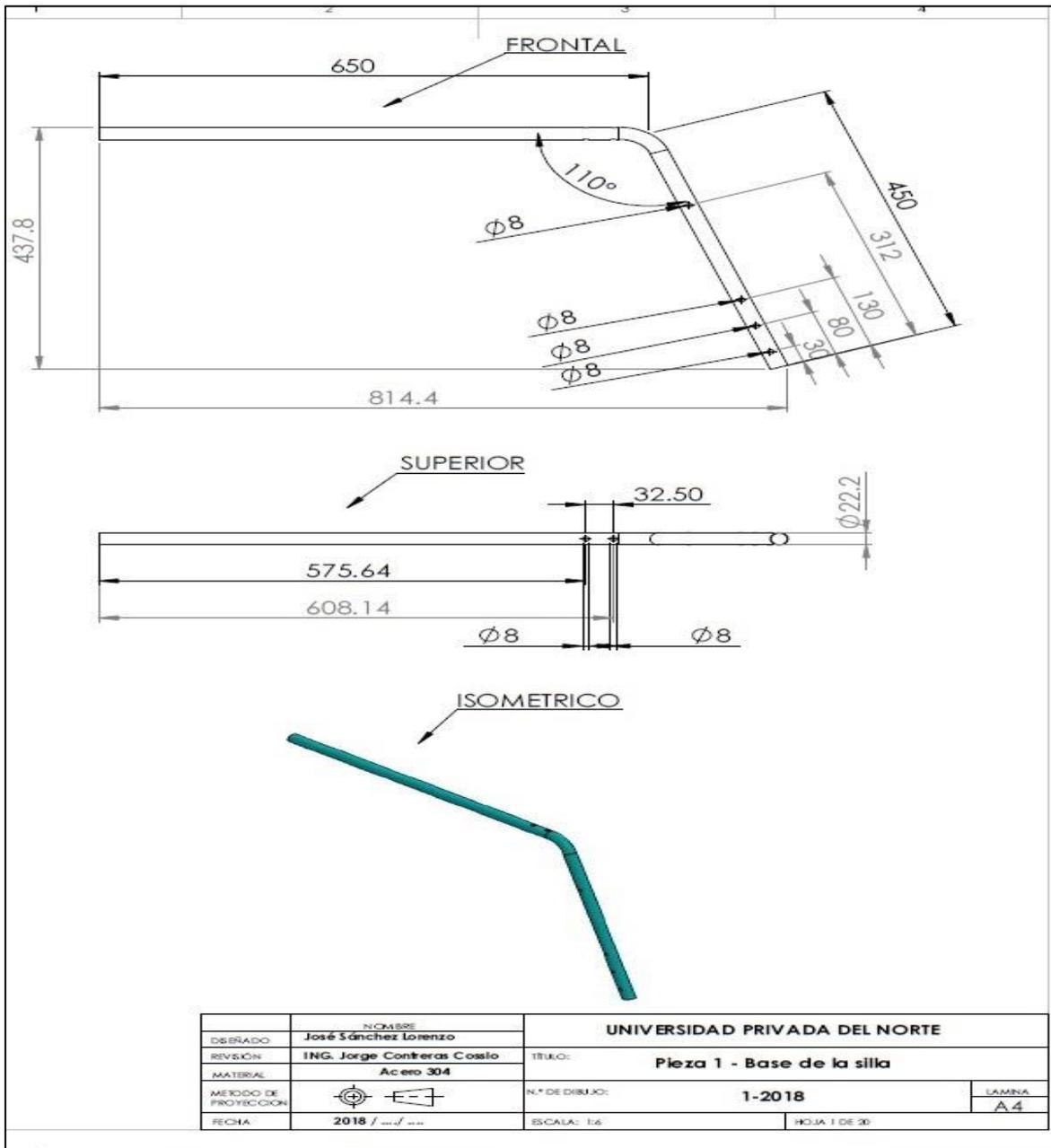
Anexo N° 2: Diagrama de Flujo del sistema de control.



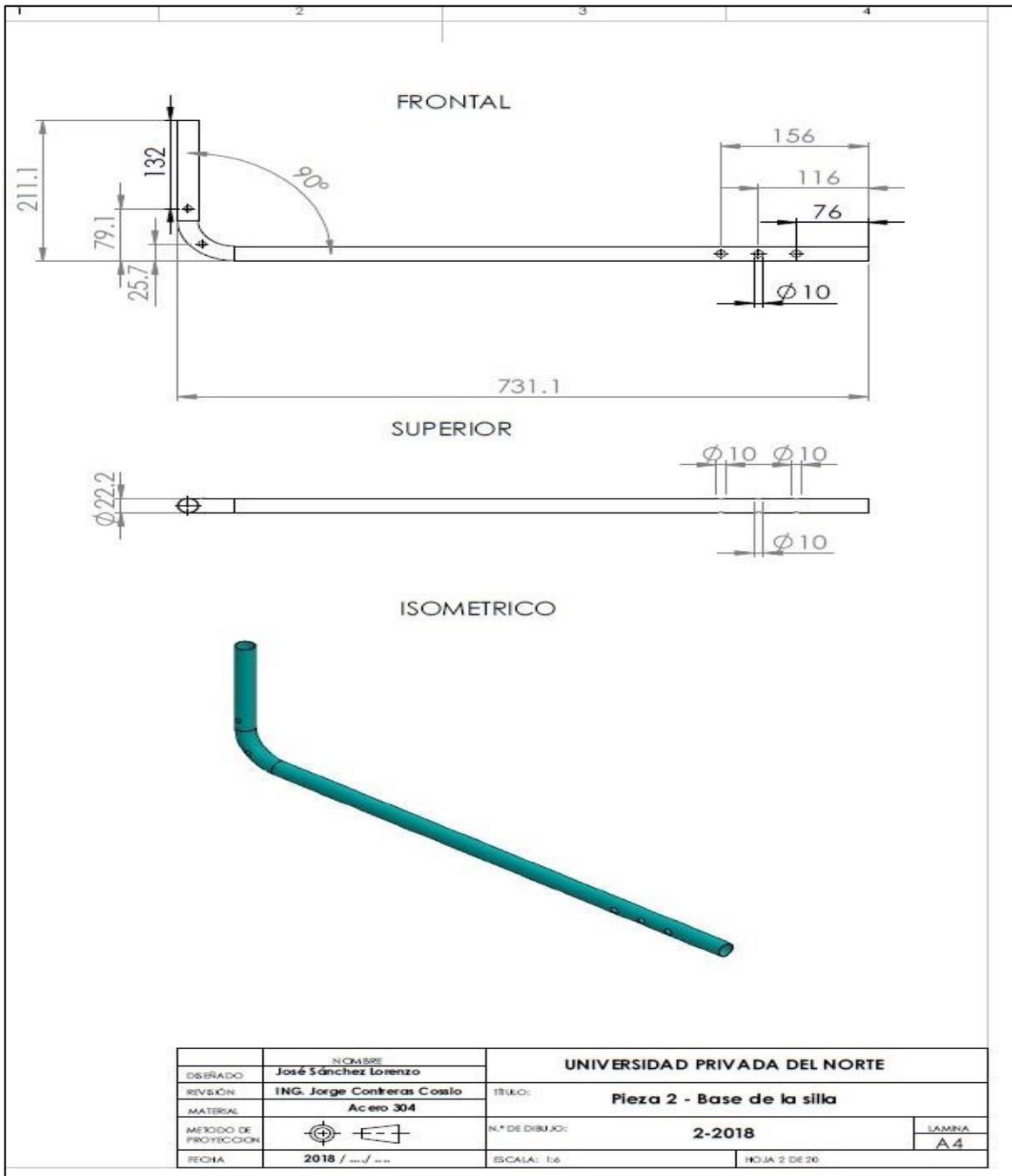
Anexo N° 3: Base de la estructura

1	2	3	4	5	6																						
PIEZAS SOLDADAS BASE DE LA SILLA																											
			<p>DESCRIPCION DE MEDIDAS</p> <p>1- PLANO PIEZA 1 BASE DE LA SILLA</p> <p>2- PLANO PIEZA 2 BASE DE LA SILLA</p> <p>3- PLANO PIEZA 3 BASE DE LA SILLA</p> <p>4- PLANO PIEZA 4 BASE DE LA SILLA</p>																								
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%;"></td> <td style="width: 50%; text-align: center;">UNIVERSIDAD PRIVADA DEL NORTE</td> </tr> <tr> <td>DESARROLLADO</td> <td>José Sánchez Lorenzo</td> </tr> <tr> <td>PROYECTADO</td> <td>ING. Jorge Contreras Cossio</td> </tr> <tr> <td>MATERIAL</td> <td>Acero 304</td> </tr> <tr> <td>METODO DE PROTECCION</td> <td></td> </tr> <tr> <td>ESCALA</td> <td>20 B / ...</td> </tr> </table>				UNIVERSIDAD PRIVADA DEL NORTE	DESARROLLADO	José Sánchez Lorenzo	PROYECTADO	ING. Jorge Contreras Cossio	MATERIAL	Acero 304	METODO DE PROTECCION		ESCALA	20 B / ...	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td colspan="2" style="text-align: center;">UNIVERSIDAD PRIVADA DEL NORTE</td> </tr> <tr> <td style="width: 50%;"># PROYECTO</td> <td style="width: 50%;">Ensamble 1-Base de la silla</td> </tr> <tr> <td># DE DISEÑO</td> <td>1-2018</td> </tr> <tr> <td style="text-align: right;">Lamina</td> <td style="text-align: center;">A4</td> </tr> <tr> <td>ESCALA: 1:1</td> <td>HOJA 1 DE 20</td> </tr> </table>			UNIVERSIDAD PRIVADA DEL NORTE		# PROYECTO	Ensamble 1-Base de la silla	# DE DISEÑO	1-2018	Lamina	A4	ESCALA: 1:1	HOJA 1 DE 20
	UNIVERSIDAD PRIVADA DEL NORTE																										
DESARROLLADO	José Sánchez Lorenzo																										
PROYECTADO	ING. Jorge Contreras Cossio																										
MATERIAL	Acero 304																										
METODO DE PROTECCION																											
ESCALA	20 B / ...																										
UNIVERSIDAD PRIVADA DEL NORTE																											
# PROYECTO	Ensamble 1-Base de la silla																										
# DE DISEÑO	1-2018																										
Lamina	A4																										
ESCALA: 1:1	HOJA 1 DE 20																										
1	2	3																									

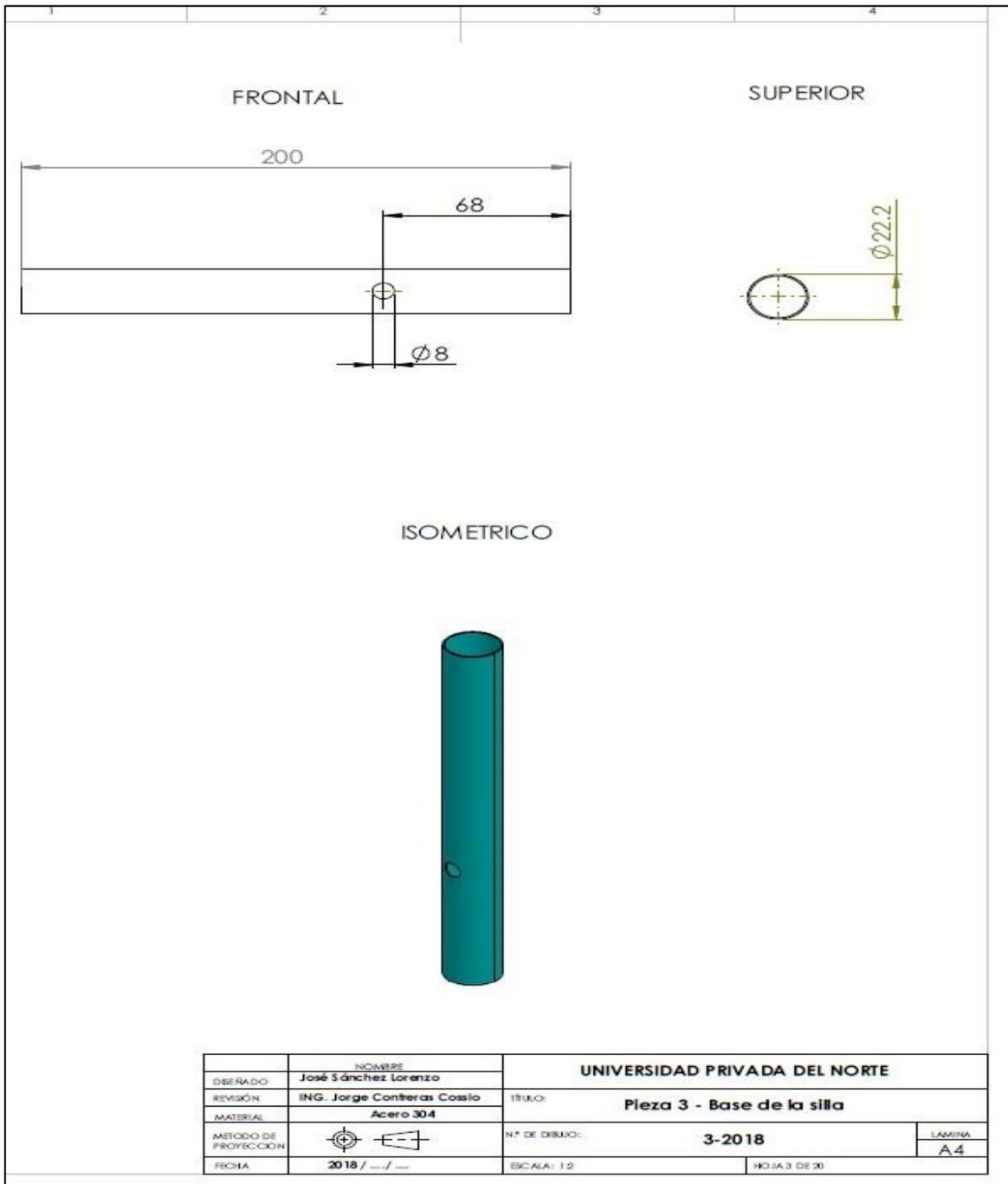
Anexo N° 4: Pieza1 de base de la estructura



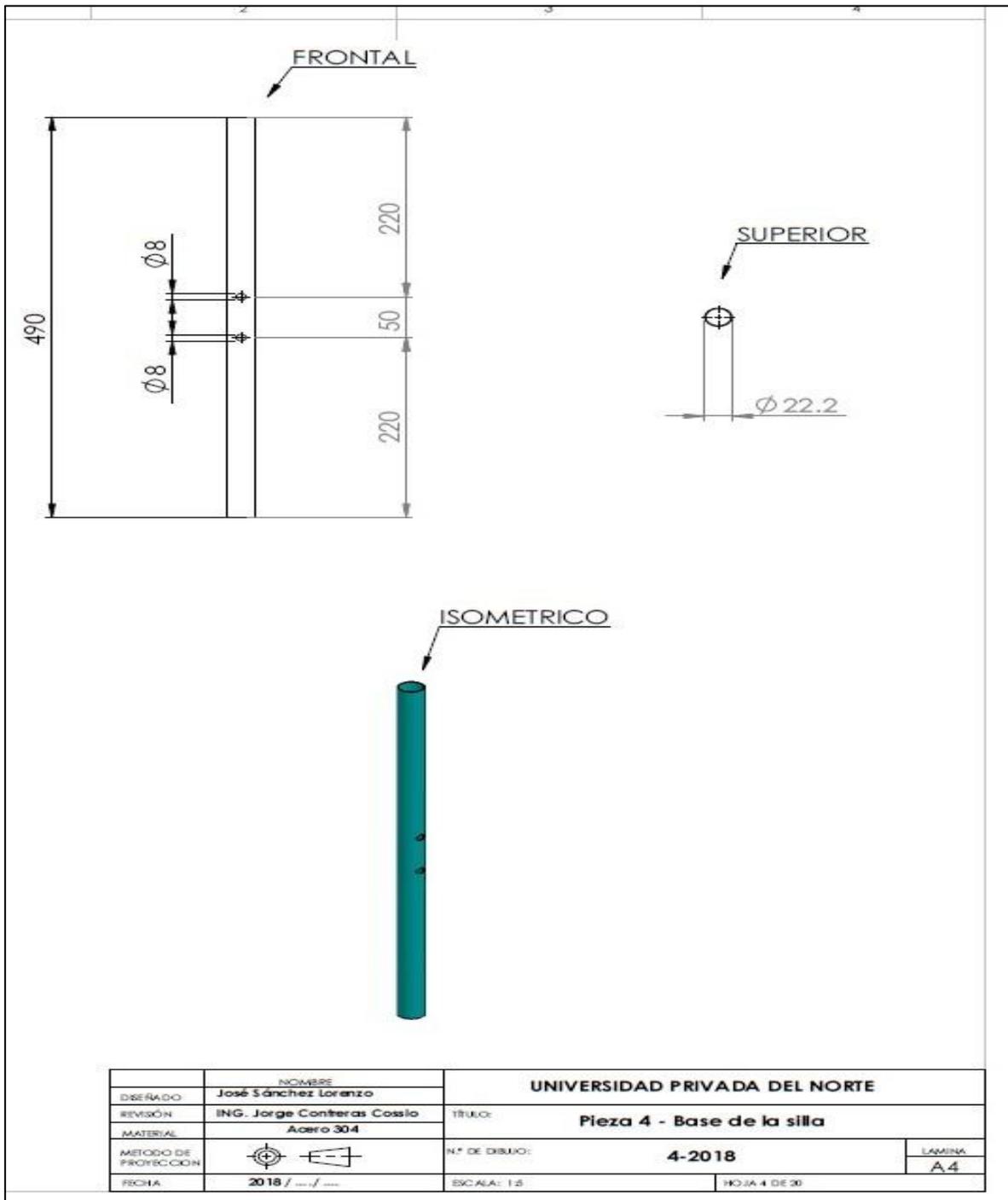
Anexo N° 5: Pieza2 de base de la estructura



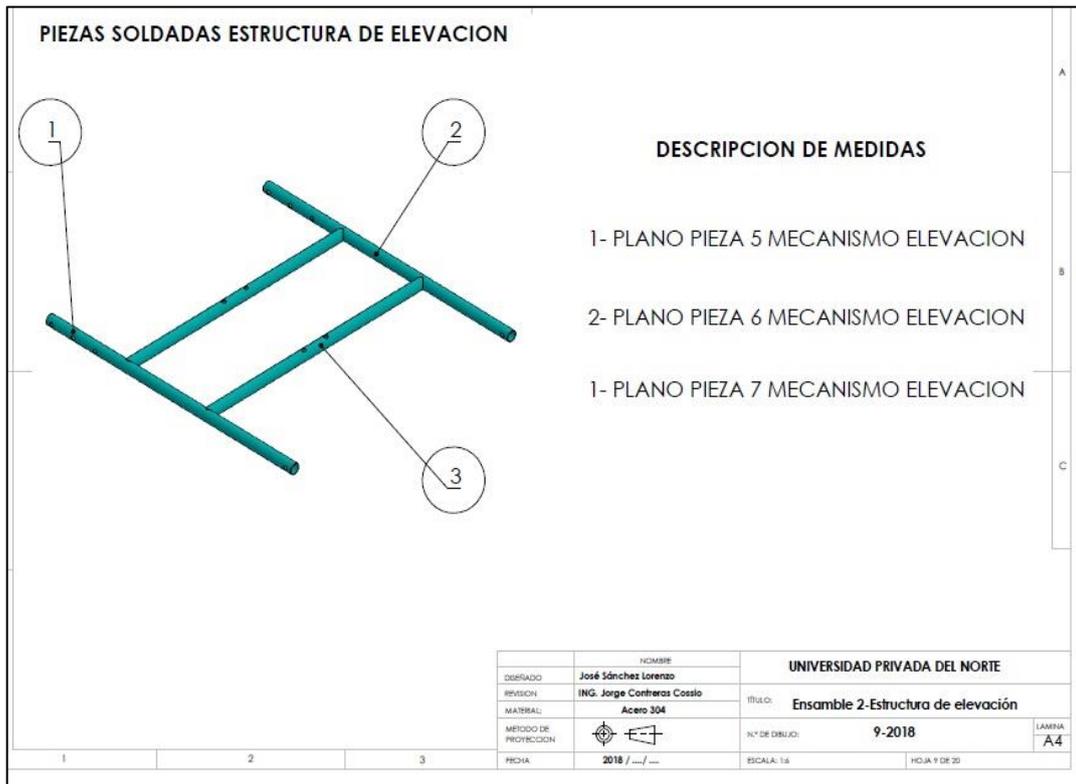
Anexo N° 6: Pieza3 de base de la estructura



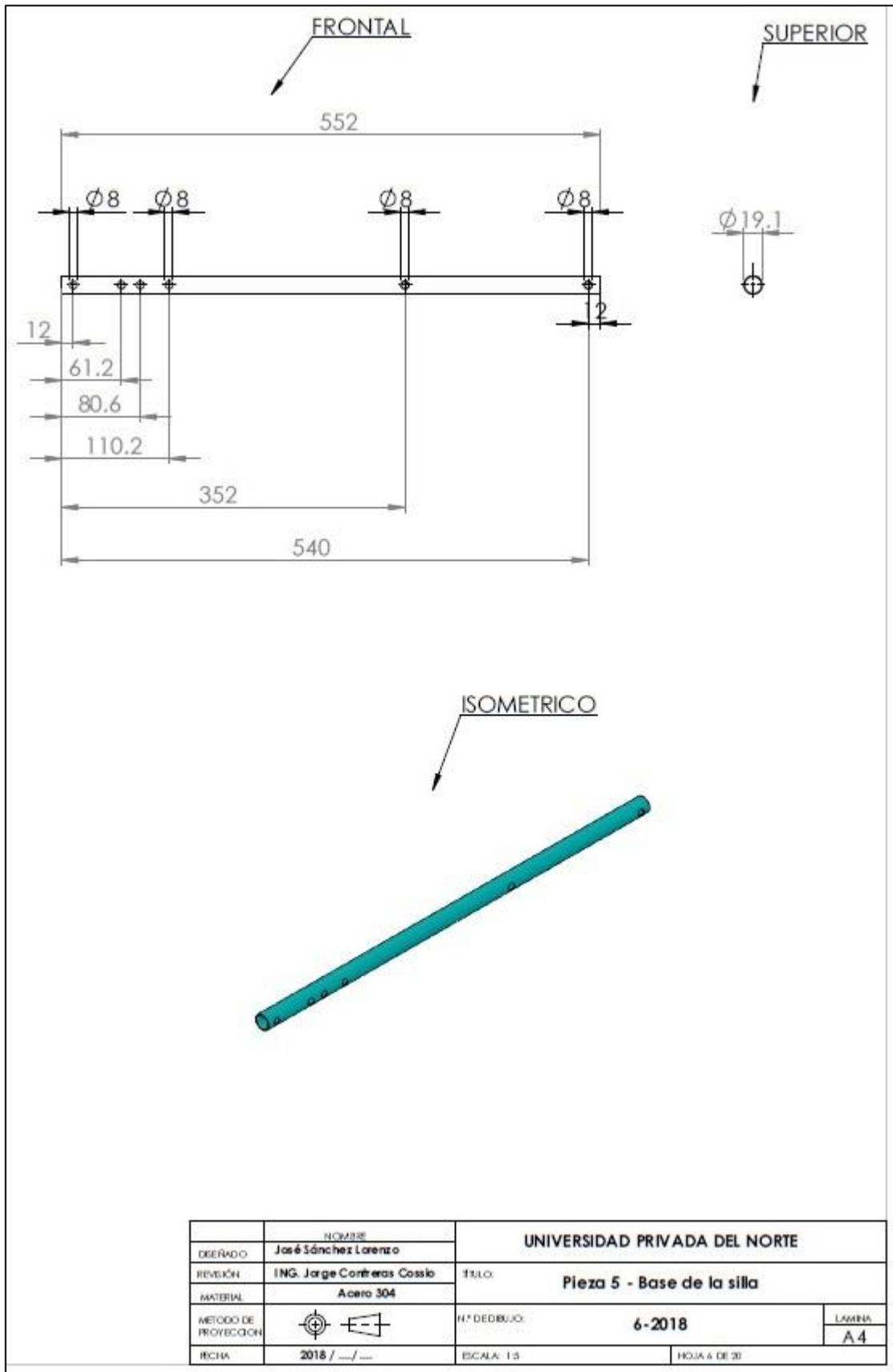
Anexo N° 7: Pieza5 de base de la estructura



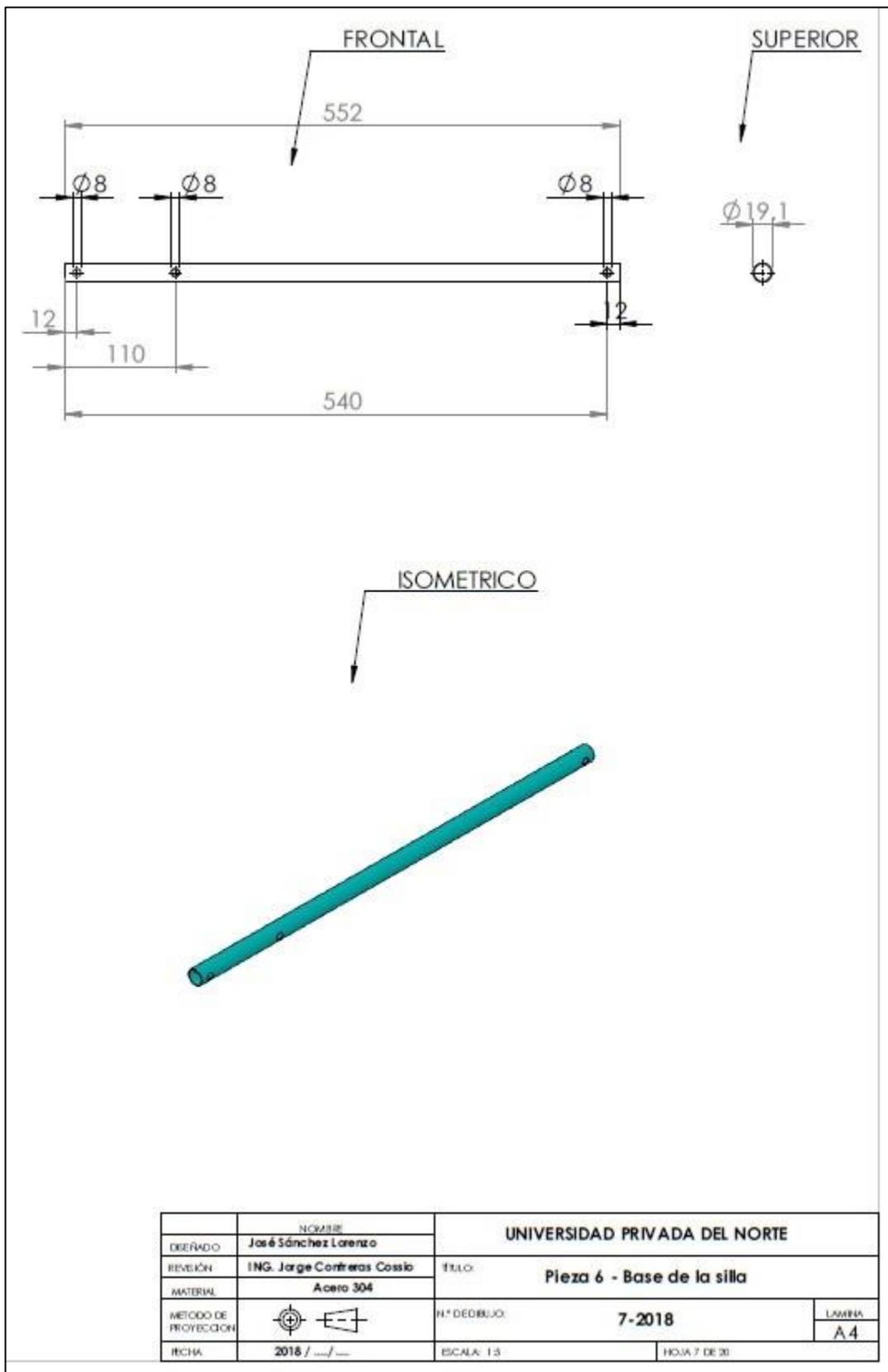
Anexo N° 8: Piezas soldadas de estructura de elevación



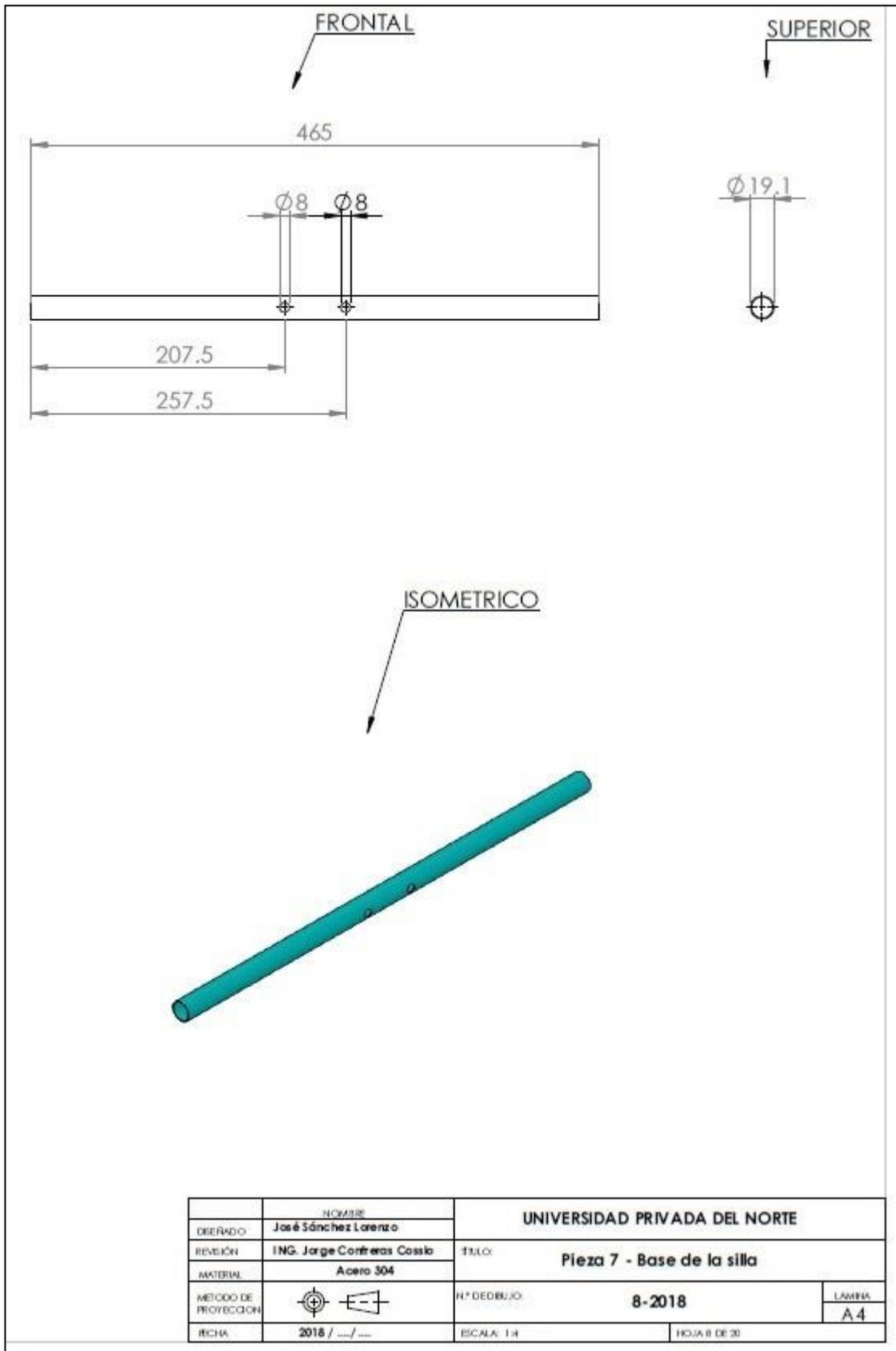
Anexo N° 9: Pieza 5 base de mecanismo de elevación



Anexo N° 10: Pieza 6 base de mecanismo de elevación

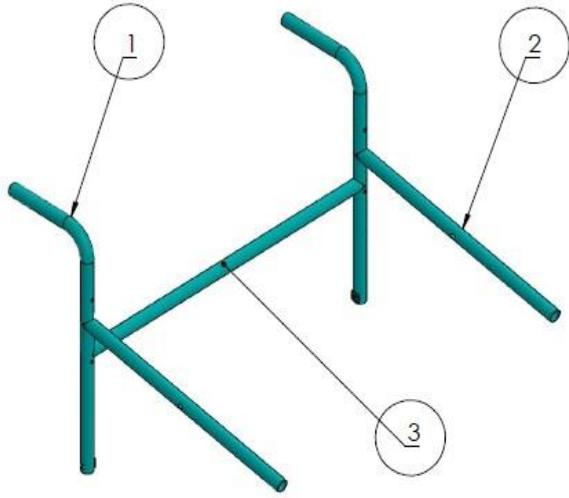


Anexo N° 11: Pieza 7 base de mecanismo de elevación



Anexo N° 12: Piezas soldadas de respaldar y reposabrazos

PIEZAS SOLDADAS DE RESPALDAR Y REPOSABRAZOS



MEDIDAS DE PIEZAS SOLDADAS

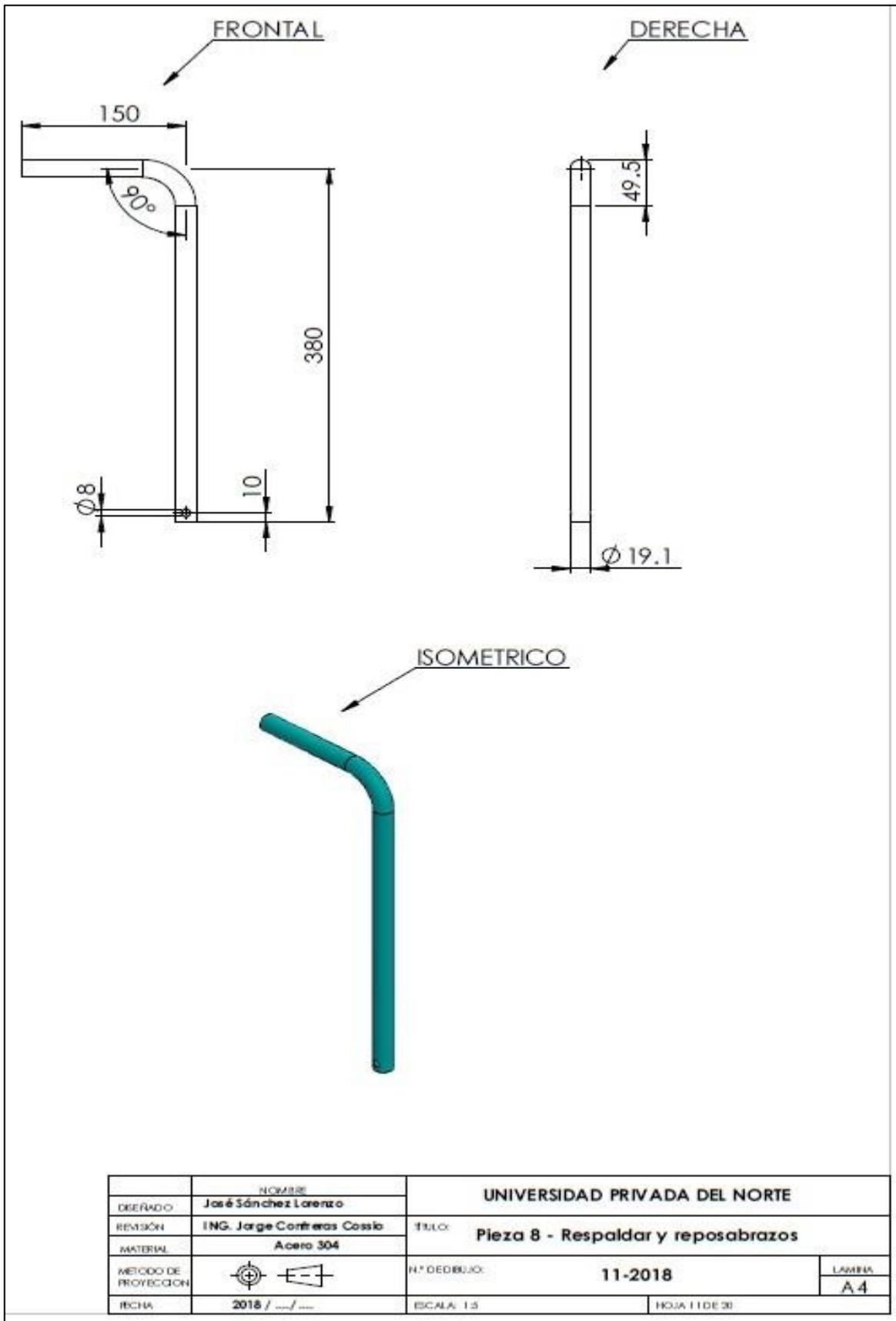
1- PLANO DE PIEZA 8 RESPALDAR

2- PLANO DE PIEZA 9 RESPALDAR

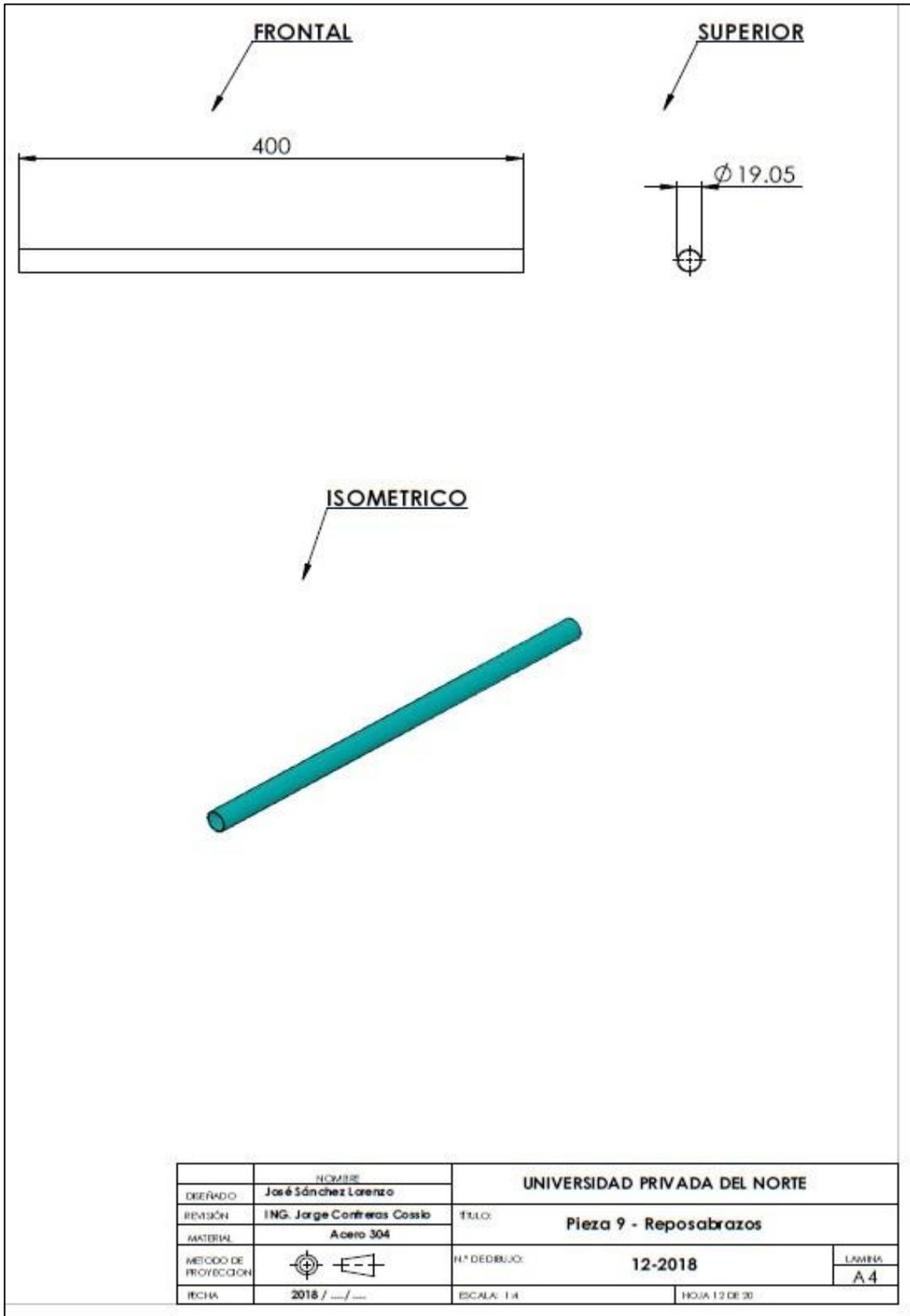
3- PLANO DE PIEZA 10 RESPALDAR

		UNIVERSIDAD PRIVADA DEL NORTE	
DISEÑADO	José Sánchez Lorenzo	TÍTULO:	Ensamble 3 - Respaldar
REVISIÓN	ING. Jorge Contreras Cossio	N° DE DIBUJO:	10-2018
MATERIAL:	Acero 304	ESCALA:	1:1
METODO DE PROYECCION		LÁMINA	A4
FECHA	2018 / ... / ...	HOJA 10 DE 30	

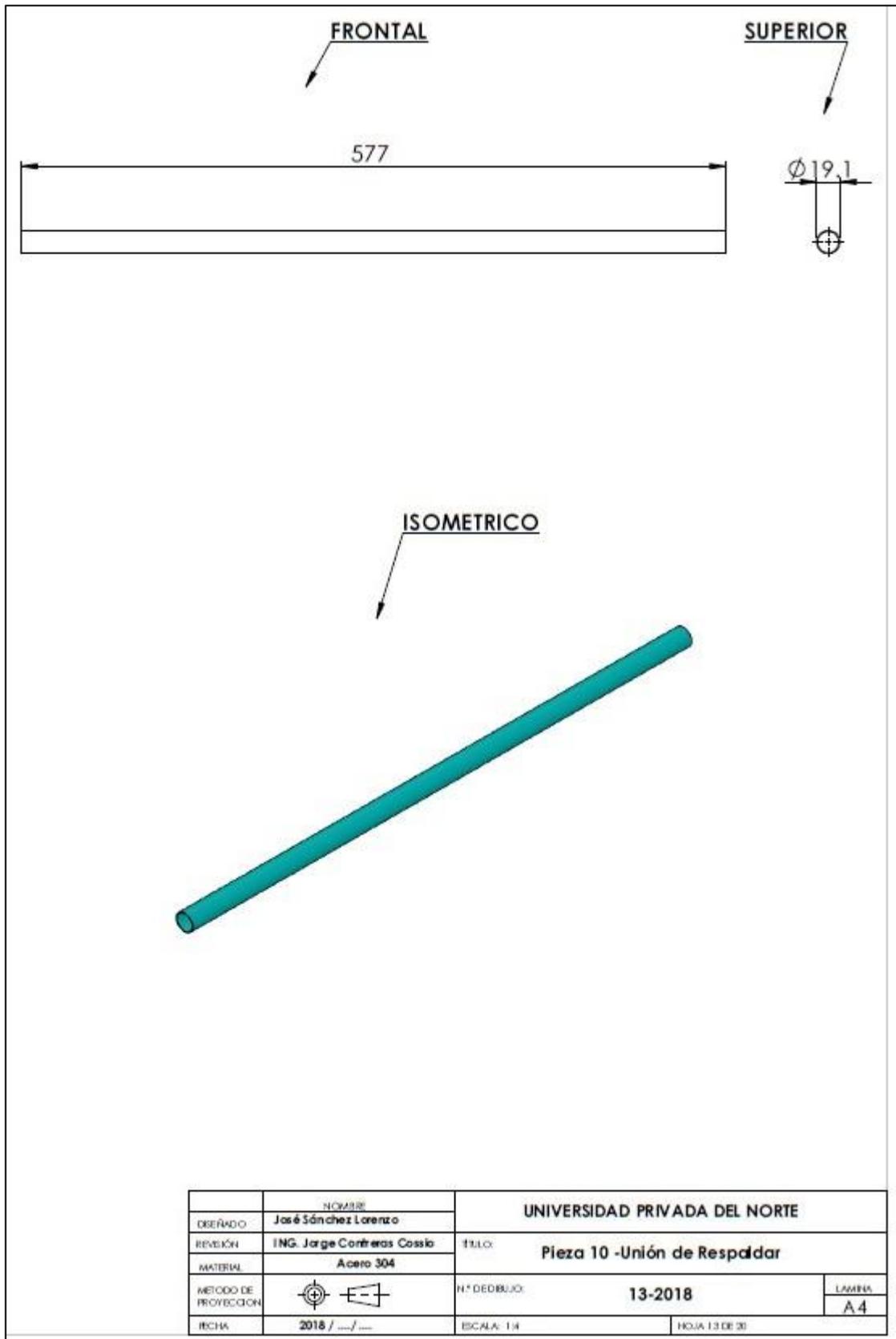
Anexo N° 13: Pieza 8 de respaldar y reposabrazos



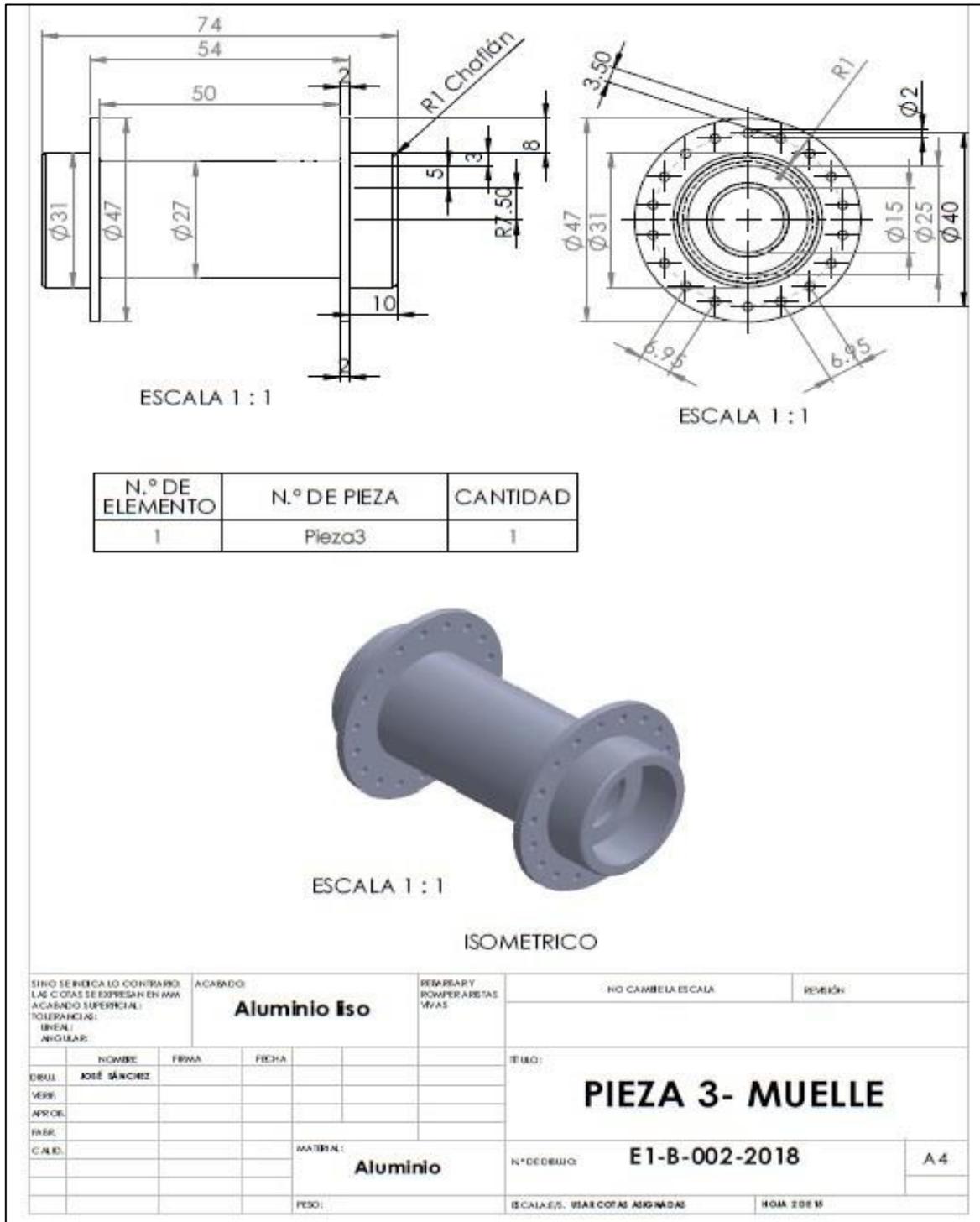
Anexo N° 14: Pieza 9 de respaldar y reposabrazos



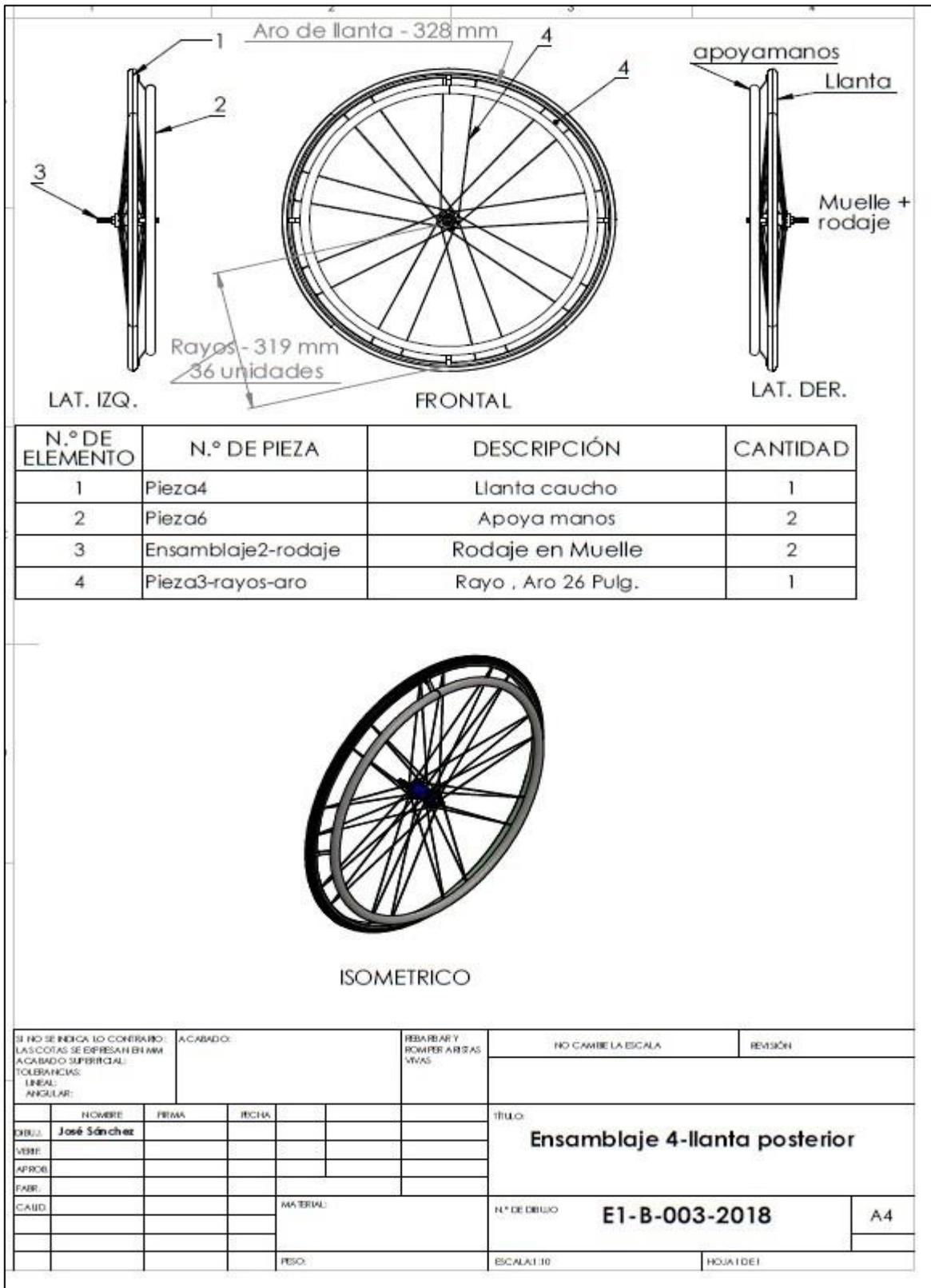
Anexo N° 15: Pieza 10 de respaldar y reposabrazos



Anexo N° 16: Pieza 10 Muelle de aro posterior



Anexo N° 17: Llanta posterior



Anexo N° 19: Código de Control de Actuador lineal

```
byte PULSADOR1 = 2;
byte ACTUADOR1 = 7;
byte PULSADOR2 = 4;
byte ACTUADOR2 = 8;
byte TIEMPO = 500 ;

void setup() // iniciar pines para el relay
{
  Serial.begin(9600);

  pinMode(PULSADOR1 , INPUT);
  pinMode(PULSADOR2 , INPUT);
  pinMode(ACTUADOR1 , OUTPUT);
  pinMode(ACTUADOR 2 , OUTPUT);
}

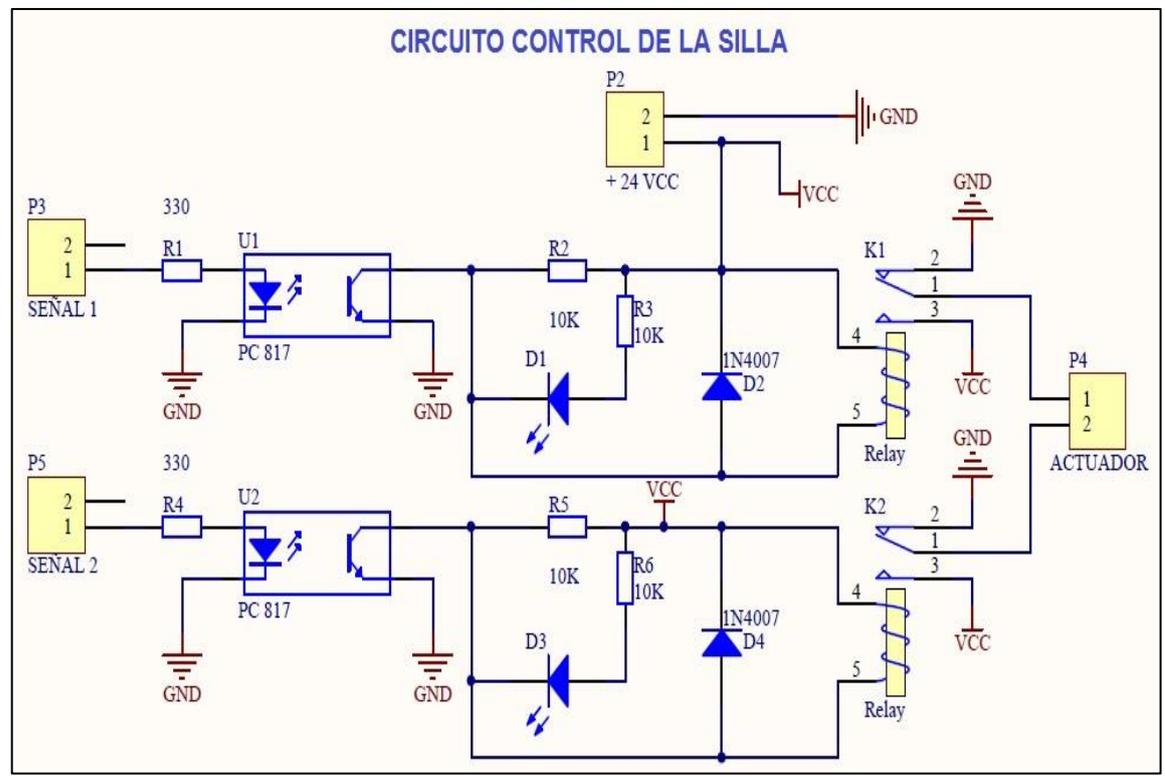
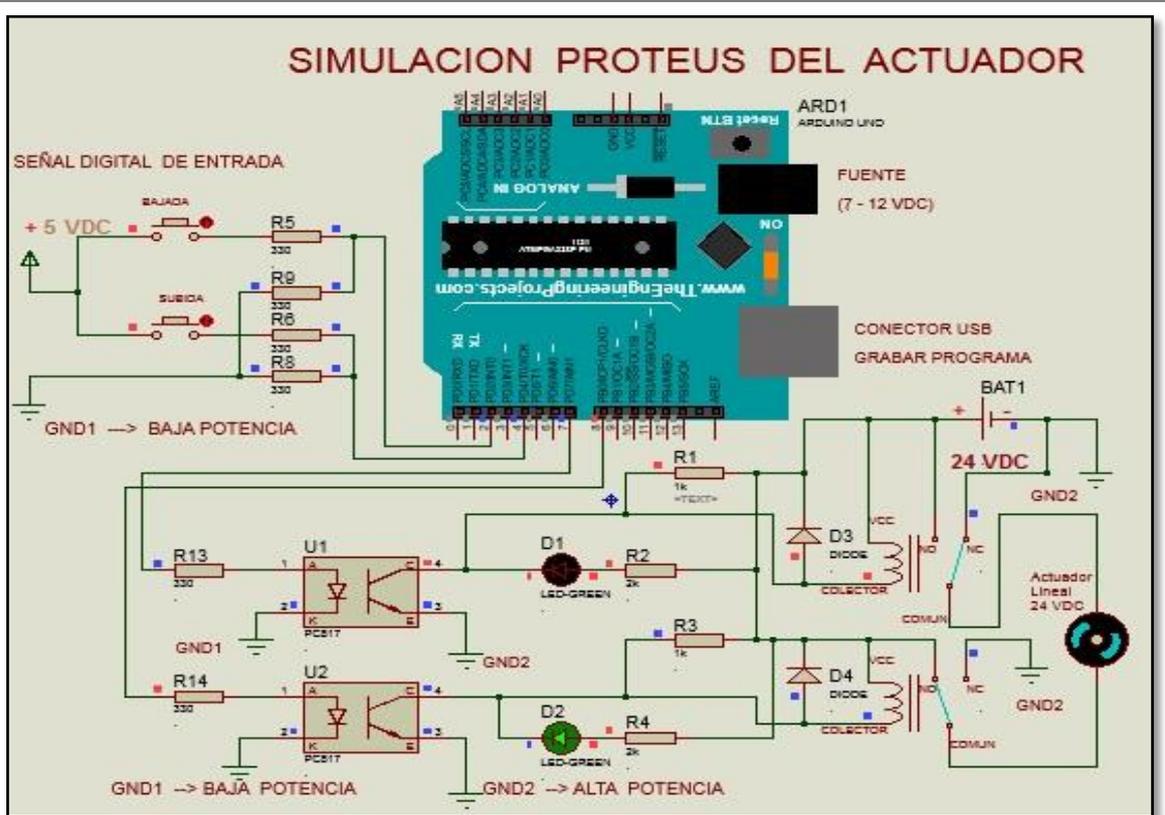
void loop()
{
  extendActuator();

  retractActuator();
}

void extendActuator() //movimientos del actuador//tiempo para el relay
{
  while(digitalRead(PULSADOR1) == LOW);
  while(digitalRead(PULSADOR2) == HIGH);
  delay (TIEMPO);
  digitalWrite(ACTUADOR 1, HIGH);
  delay (56000); // 56 segundos
  digitalWrite (ACTUADOR 1 , LOW);
  while(digitalRead(PULSADOR1) == HIGH);
  while(digitalRead(PULSADOR2) == LOW);
}

void retractActuator() //movimiento del actuador //tiempo para el relay
{
  while(digitalRead(PULSADOR2) == LOW);
  while(digitalRead(PULSADOR1) == HIGH);
  delay (TIEMPO);
  digitalWrite(ACTUADOR 2, HIGH);
  delay(56000); // 56 segundos
  digitalWrite(ACTUADOR 2 , LOW);
  while(digitalRead(PULSADOR2) == HIGH);
  while(digitalRead(PULSADOR1) == LOW);
}
}
```

Anexo N° 20: Simulación en Proteus y Circuito eléctrico de control



Anexo N° 21: Circuito impreso y distribución de componentes

