



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA, CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES

DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE ÓRTESIS PARA EL
APOYO FUNCIONAL DE UNA EXTREMIDAD SUPERIOR
IZQUIERDA SANA PARA EL LEVANTAMIENTO DE PESOS

TRABAJO DE TITULACIÓN
TIPO: DISPOSITIVO TECNOLÓGICO

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES

AUTOR: BYRON HERNAN JIMÉNEZ JIMÉNEZ

DIRECTOR: Ph.D. JORGE LUIS HERNANDEZ AMBATO

Riobamba-Ecuador

2020

©2020, Byron Hernán Jiménez Jiménez

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

Yo, **BYRON HERNÁN JIMÉNEZ JIMÉNEZ**, declaro que el presente trabajo de titulación es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autor asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación. El patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 28 de febrero de 2020

Byron Hernan Jiménez Jiménez

050332692-8

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES

El Tribunal del trabajo de titulación certifica que: El trabajo de titulación: Tipo dispositivo tecnológico, “**DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE ÓRTESIS PARA EL APOYO FUNCIONAL DE UNA EXTREMIDAD SUPERIOR IZQUIERDA SANA PARA EL LEVANTAMIENTO DE PESOS**” realizado por el señor, **BYRON HERNÁN JIMÉNEZ JIMÉNEZ**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del trabajo de titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal autoriza su presentación.

NOMBRE

FIRMA

FECHA

Ing. Fausto Ramiro Cabrera Aguayo.

PRESIDENTE DEL TRIBUNAL

Ing. PhD Jorge Luis Hernández Ambato

**DIRECTOR DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN**

Ing. Edwin Altamirano

MIEMBRO DEL TRIBUNAL

DEDICATORIA

“Si pudiera ponerle otro nombre a este trabajo sería el de mi papá Hernán” a el mismo, Myriam mi madre y mis dos hermanas Sole y Raquel, como olvidarme de alguien muy especial que formó parte de mi vida de niño, joven y adulto, para mi abuelito Alfonso quien fue otra de las personas que impulsó tanto esto, cuanto te extraño abuelito y por eso te dedico con todo mi corazón por ultimo esto está dedicado para toda mi familia a quienes los aprecio mucho y llevan un espacio en mi mente y corazón.

Byron.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios y a la vida quienes me han brindado la salud y las ganas de esforzarme día tras día después estoy muy agradecido con mis padres quienes fueron el motor fundamental para lograr todo lo que me he propuesto gracias papá y mamá por su enorme paciencia y dedicación este trabajo es por su valor y esfuerzo.

Como olvidarme de mis hermanas, mis abuelitos, mis tíos y mis primos cada uno ha formado parte de mi vida de una forma diferente pero que los reconozco, son lo mejor que me ha pasado en la vida y estoy muy agradecido por eso.

Por último, pero no menos importante mis amigos: Josué, Edwin, Alex, Ángela, Jesica, Anita, Denise, Ye y a ti Brenda quienes han sido como mi segunda familia gracias por estar ahí en las buenas y en las malas, también los reconozco por ser un pilar fundamental para no rendirme gracias por todo lo que han hecho por mí amigos por recibirme en sus hogares muchas veces gracias totales.

Byron.

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS	xi
ÍNDICE DE FIGURAS	xii
ÍNDICE DE GRÁFICOS	xv
ÍNDICE DE ECUACIONES	xvi
ÍNDICE DE ANEXOS	xvii
ÍNDICE DE ABREVIATURAS	xviii
RESUMEN	xix
SUMMARY	xx
INTRODUCCIÓN	1
CAPITULO I	4
1 MARCO TEÓRICO	4
1.1 Exoesqueleto	4
1.2 Órtesis	5
<i>1.2.1 Diseño y construcción de un prototipo de Órtesis para el tratamiento de la plagiocefalia occipital posicional</i>	6
<i>1.2.2 Órtesis para movimiento de piernas basadas en exoesqueletos</i>	7
1.3 Tipos de órtesis para miembros superiores	8
<i>1.3.1 Órtesis para el codo</i>	8
<i>1.3.2 Órtesis antebrazo-muñeca</i>	8
1.4 Adquisición de señales mioeléctricas	9
1.4.1 Electroodos	10
1.4.2 Etapa de amplificación	10
1.4.3 Etapa de filtrado	10
1.4.4 Adquisición de las señales	11
1.5 Sensores	12
1.5.1 Sensores musculares.....	12
1.6 Actuadores	13
1.6.1 Tipos de actuadores	13
1.6.2 Actuadores neumáticos	14
1.6.3 Actuadores hidráulicos	16
1.6.4 Actuadores eléctricos	19

1.7	Inversor de giro.....	21
1.7.1	<i>Inversores de onda cuadrada</i>	21
1.8	Microcontroladores	22
1.8.1	<i>Características del microcontrolador ATMEGA-328p</i>	22
1.9	Impresiones 3D	23
1.9.1	<i>Propiedades y ventajas</i>	24

CAPITULO II..... 25

2	MARCO METODOLÓGICO	25
2.1	Requerimientos del Strong Arm V1.....	26
2.2	Concepción general del prototipo.....	26
2.2.1	<i>Bloques que conforman el prototipo.....</i>	27
2.2.2	<i>Esquema general de conexiones del prototipo Strong Arm V1</i>	29
2.3	Diseño individual del prototipo de órtesis Strong Arm V1.....	29
2.3.1	<i>Sensores y procesamiento de señales</i>	30
2.3.2	<i>Sistema de control</i>	30
2.3.3	<i>Puente de inversión de giro.</i>	31
2.3.4	<i>Carga (motor).....</i>	31
2.4	Designación de los elementos para la implementación de Strong Arm V1	32
2.4.1	<i>Microcontrolador</i>	32
2.4.2	<i>Módulos sensoriales</i>	33
2.4.3	<i>Actuador lineal</i>	36
2.5	Diseño de diagramas electrónicos de Strong Arm V1	37
2.5.1	<i>Bloque de alimentación</i>	37
2.5.2	<i>Diseño etapa de control.....</i>	41
2.5.3	<i>Diseño de la etapa de potencia.....</i>	42
2.5.4	<i>Selección del actuador para el diseño del brazo físico acoplado al brazo humano. ...</i>	46
2.5.5	<i>Diseño estructural de la órtesis.</i>	52
2.6	Requerimientos del software.	57
2.6.1	<i>Software para la obtención del movimiento en el prototipo.....</i>	57
2.7	Implementación del prototipo en tiempo real	59
2.7.1	<i>Selección del materiales, impresión y ensamblaje del prototipo.....</i>	59
2.8	Metodología y Escenarios de Pruebas.....	61

CAPITULO III	64
3 ANÁLISIS Y RESULTADOS.....	64
3.1 Levantamiento de peso con el prototipo	64
3.2 Pruebas de velocidad para la flexión y extensión del brazo con el prototipo	67
3.3 Pruebas de medición de corriente frente a cada carga.....	69
3.4 Fiabilidad del prototipo.....	70
3.4.1 Repetitividad del dispositivo.....	71
3.5 Análisis con sujetos de estudio.....	71
3.6 Análisis energético del prototipo	72
3.7 Análisis económico del prototipo.....	74
4 CONCLUSIONES.....	75
5 RECOMENDACIONES.....	76
6 BIBLIOGRAFÍA.....	1

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2: Requerimientos generales del prototipo Strong Arm V1	26
Tabla 2-2: Características generales del microcontrolador	33
Tabla 3-2: Características del sensor muscular Myoware.....	34
Tabla 4-2: Características principales del sensor qtr-8a	36
Tabla 5-2: Características del actuador lineal	37
Tabla 6-2: Valores de voltaje y corrientes entrada vs salida.....	40
Tabla 1-2: Ecuaciones para el cálculo de la velocidad.	63
Tabla 2-3: Muestras de fuerzas con y sin el prototipo basado en el número de personas para hallar el IM.....	66
Tabla 3-3: Mediciones en escenarios para velocidades	68
Tabla 4-3: Mediciones de corriente y fuerza.....	70
Tabla 5-3 Datos promedios	71
Tabla 6-3: Valores tabulados para condiciones de repetitividad	71
Tabla 7-3: Análisis para sujetos de estudio.....	72
Tabla 8-3: Consumo de la órtesis.....	73
Tabla 9-3: Costo total de la implementación del prototipo.....	74

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1: Exoesqueleto para extremidades inferiores	5
Figura 2-1: Órtesis para piernas con actuadores en sus articulaciones	6
Figura 3-1: Órtesis parte superior craneal para plagiocefalia	7
Figura 4-1: Órtesis miembros inferiores asistido por la PC.....	8
Figura 5-1: Órtesis brazo y extremidad del codo.....	8
Figura 6-1: Órtesis parte superior antebrazo muñeca	9
Figura 7-1: diagrama de bloques extracción de señales mioeléctricas	9
Figura 8-1: Integrador pasa bajo.....	11
Figura 9-1: extracción de señales mioeléctricas.....	11
Figura 10-1: Sensor muscular	12
Figura 11-1: Señales sensor myo	13
Figura 12-1: Actuadores neumáticos lineales de simple y doble efecto	15
Figura 13-1: músculos neumáticos.....	15
Figura 14-1: Motor neumático.....	16
Figura 15-1: Cilindro hidráulico simple efecto.....	17
Figura 16-1: Cilindro hidráulico de doble efecto.....	17
Figura 17-1: Motor hidráulico con engranes (1) motor hidráulico de pistones axiales(2).....	18
Figura 18-1: Motor hidráulico de pistones radiales.....	19
Figura 19-1: Motor eléctrico.....	19
Figura 20-1: Actuador lineal.....	20
Figura 21-1: Puente H inversor de giro.....	21
Figura 22-1: Muestreo general de un microcontrolador.....	22
Figura 23-1: Microcontrolador Atmega-328p	23
Figura 24-1: Impresión 3D	23
Figura 1-2: concepción general del prototipo	27
Figura 2-2: Sensores y procesamiento de señales.....	30
Figura 3-2: Etapa 2 sistema de control.....	31
Figura 4-2: Etapa 3 puente de inversión de giro.....	31
Figura 5-2: Etapa 4, funcionamiento del actuador.....	32
Figura 6-2: ATMEGA-328p.....	33
Figura 7-2: Sensor myoware.....	34
Figura 8-2: Sensor qtr2A	35
Figura 9-2: Actuador lineal (windynation).....	36

Figura 10-2: Ley de ohm.	38
Figura 11-2: Divisor de voltaje.....	39
Figura 12-2: Divisor de corriente.....	40
Figura 13-2: Regulador de voltaje 7805	41
Figura 14-2: Circuito de control Atmega-328p.	41
Figura 15-2: Puente de inversion L293D.....	42
Figura 16-2: Aislamiento del circuito 4n25.....	43
Figura 17-2: Driver de activación y desactivación con 2n3904	43
Figura 18-2: Puente de inversión de giro con relés.....	44
Figura 19-2: Esquema general electrónico de control y actuador.....	44
Figura 20-2: Comunicación serial sensor - controlador.....	45
Figura 21-2: Placa PCB para el circuito de control y potencia.....	46
Figura 22-2: Placa de circuito vista 3D	46
Figura 23-2: Contracción muscular	48
Figura 24-2: Actuador lineal y el funcionamiento de su tornillo sin fin.....	49
Figura 25-2: Señal cuadrada del ciclo de trabajo.....	51
Figura 26-2: Sistema de contracción y expansión	51
Figura 27-2: Hombrea	52
Figura 28-2: Eje superior del hombro.....	52
Figura 29-2: Estructura del brazo	53
Figura 30-2: Soporte superior	54
Figura 31-2: Vista lateral del chasis brazo.....	54
Figura 32-2: Vista lateral soporte superior	54
Figura 33-2: Antebrazo.....	55
Figura 34-2: Soporte inferior.	55
Figura 35-2: Vista lateral del soporte inferior.....	56
Figura 36-2: Vista lateral del antebrazo.....	56
Figura 37-2: Bosquejo general Órtesis	57
Figura 38-2: Diagrama de flujo	58
Figura 39-2: Vista posterior y frontal de la placa PCB del circuito de control.....	59
Figura 40-2: Montaje del circuito controlador.....	59
Figura 41-2: Materiales (aluminio y fibra de carbono).....	60
Figura 42-2: Impresión del prototipo en fibra de carbono.....	60
Figura 43-2: Montaje final del prototipo.	61
Figura 44-2: calibración del sensor myoware.....	61
Figura 45-2: pruebas con usuarios sin el prototipo.....	62
Figura 46-2: usuario con el prototipo	62

Figura 47-2: cálculo de distancias y tiempo	63
Figura. 1-3: Escenario N°1 primer levantamiento de pesas.....	64
Figura. 2-3: Escenario N°2 subida de peso hasta 10kg.....	65
Figura. 3-3: Escenario N°3 subida de peso 30kg.....	65
Figura. 4-3: Escenario N°6 pruebas de velocidad de subida	67
Figura. 5-3: Escenario N°7 mediciones de velocidad 10kg.....	67
Figura. 6-3: Escenario N°8 mediciones de velocidad 15 a 30kg.....	68
Figura. 7-3: Escenario N°9 medición con 5kg.....	69
Figura. 8-3: Escenario N°10 para mediciones con 10kg.....	69
Figura. 9-3: Escenario N°11 para mediciones con 15kg, 20kg, 25kg y 30kg.....	70

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-2. Proceso metodológico strong arm V1	25
Gráfico 2-2. Etapas generales del prototipo strong arm V1	28
Gráfico 3-2: Estructura del prototipo strong arm V1	29

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1-1: Ecuación de la fuerza electromotriz.....	19
Ecuación 2-1: Ecuación de la F.e.m. con integrales definida	200
Ecuación 1-2: Ley de ohm	388
Ecuación 2-2: Divisor de voltaje.....	388
Ecuación 3-2 Divisor de corriente.....	399
Ecuación 4-2 potencia de consumo para E. control	400
Ecuación 5-2 cálculo de la resistencia de base.....	433
Ecuación 6-2 Ecuación general de potencia eléctrica del motor	499
Ecuación 7-2 Ecuación para el torque del motor	500
Ecuación 8-2 Factor de amplificación.....	500
Ecuación 9-2 Ciclo de trabajo	511
Ecuación 1-3 Ecuaciones para hallar la velocidad	¡Error! Marcador no definido. 4
Ecuación 2-3 Ecuación de la fuerza	718
Ecuación 3-3 Ecuación de la aceleración	¡Error! Marcador no definido. 8
Ecuación 4-3 Tiempo de autonomía de batería	730

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo A:	Hoja de características de ATMEGA 328p
Anexo B:	Hoja de características de sensor Myoware
Anexo C:	Hoja de características del Actuar lineal
Anexo D:	Hoja de características de sensor Qtr 2A
Anexo E:	Hoja de características del puente H L293D
Anexo F:	Hoja de características del opto acoplador 4n25
Anexo G:	Diseño estructural realizado en SolidWorks
Anexo H:	Montaje de la circuitería de Strong Arm V1
Anexo I:	Primeras pruebas de Strong Arm V1
Anexo J:	Código programado para el Strong Arma V1
Anexo L:	Encuesta realizada a usuarios
Anexo M:	Resultado final de Strong Arm V1

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

AC	Corriente alterna
DC	Corriente directa
Vref	Voltaje de referencia
V	Voltios
A	Amperios
W	Vatios
Vcc	Voltaje corriente continua
mm	Milímetros
mA	Miliamperios
s	Segundos
N	Newton
Vf	Velocidad final
Vi	Velocidad inicial
a	Aceleración
g	Gravedad
F	Fuerza
M	Masa
t	Tiempo
PCB	Placa de circuito impreso
E.	Etapa
IM	índice de mejora

RESUMEN

El objetivo de este trabajo de titulación fue implementar un prototipo de órtesis para el apoyo funcional de una extremidad superior izquierda sana para el levantamiento de pesas, siendo el mismo un prototipo de fácil manejo y ajustable a un cuerpo de estatura media. El prototipo llamado Strong Arm V1 consta de cuatro bloques que permiten aumentar la funcionalidad de uno de los brazos del sujeto de pruebas al momento de levantar un objeto pesado. El primer bloque está encargado de adquirir señales eléctricas del músculo bíceps izquierdo del usuario por medio de electrodos adheridos a la piel. Dichas señales son captadas por medio del sensor MYOWARE y después de un proceso de acondicionamiento, las señales mioeléctricas son ingresadas al controlador. El segundo bloque lo constituye las partes mecánicas que conforman la estructura física del prototipo de órtesis. Entre estas partes está el actuador lineal de tipo eléctrico accionado por el torque de un motor DC. Dicho actuador ejerce una fuerza máxima de 900 N, con lo que se estima que el prototipo podrá levantar pesos de hasta 30Kg. El tercer bloque consta del sistema de control que está encargado de procesar las señales mioeléctricas recibidas y generar las respectivas señales de comando para el funcionamiento correcto del actuador. El cuarto y último bloque lo constituye la electrónica de potencia que se encarga de interconectar el sistema de control y el actuador. Además, en este bloque está el acondicionamiento de la señal de un sensor QTR2A configurado como “fin de carrera” para el actuador de desplazamiento lineal. Varias pruebas realizadas, con el prototipo de órtesis y diferentes pesos en cada uno de los escenarios, indicaron efectivamente que el dispositivo es capaz de levantar hasta 30kg. Se realizaron varias pruebas con un grupo de 8 sujetos con edades comprendidas entre 18 y 29 años, 5 mujeres y 3 varones. Los resultados y mediciones obtenidas mostraron que el prototipo es capaz mantener el índice de mejora física (IM-F) por encima del 60% para un peso medio de 15 Kg. Además, el Strong Arm V1 presentó un índice de mejora de velocidad (IM-V) en el levantamiento de 15 Kg de peso en 44.0 % en promedio. Se recomienda ampliar el uso del Strong Arm V1 en terapias físicas supervisadas para la recuperación muscular y motriz de miembros superiores afectados.

PALABRAS CLAVES: <ELECTRÓNICA DE POTENCIA>, <ÓRTHESIS>, <SEÑALES MIOELÉCTRICAS>, <ACTUADOR LINEAL>, <SEÑALES ELÉCTRICAS>, <FUERZA>, <MYOWARE>, <MUSCULO BÍCEPS>

SUMMARY

KEY WORDS: <ELECTRONIC ENGINEERING AND TECHNOLOGY>, <>, <>, <>, <>, <>, <>.

INTRODUCCIÓN

ANTECEDENTES

El levantamiento de objetos pesados en trabajos que implican esfuerzo físico hoy en día es muy común, especialmente si se trabaja en construcciones, mecánica automotriz y trabajos industriales, e incluso en actividades del hogar.

Dentro del campo laboral la persona o trabajador se puede encontrar con tareas de esfuerzo físico al necesitar levantar o transportar objetos de peso no despreciables. Es así que el cuerpo de la persona puede sufrir en muchas ocasiones un esguince en cualquier parte de las articulaciones del cuerpo. Levantar un objeto pesado no es para nada sencillo y más cuando el estrés y apuro de los empleadores le obligan al trabajador a hacerlo rápido, por tal motivo han existido muchos accidentes laborales que dañan las articulaciones del individuo.

Existen diversos factores de riesgo que hacen peligrosa la manipulación manual de cargas y, por tanto, aumentan la probabilidad de que se produzca una lesión. En el caso concreto de las lesiones de espalda, los riesgos están relacionados con cuatro aspectos característicos de la manipulación manual de cargas, a saber: 1. La carga, 2. La tarea, 3. El entorno 4. Las personas (O, 2007).

Toda fuerza tiene un efecto sobre el objeto o individuo sobre la que se aplica. Las fuerzas mecánicas, por ejemplo, pueden mover objetos, acelerar, frenar, deformar elásticamente, deformar plásticamente, girar, traccionar, empujar, tensionar, rotar o torcer, etc. La fuerza corporal es producida por el movimiento muscular, y nos permite sostener objetos, moverlos o cambiar su forma, así como producir trabajo y rendimiento para superar resistencias. La fuerza corporal se expresa de muchas formas, pero la fuerza generada por músculos y estructuras biológicas, es especial la del ser humano, no es de forma incondicional y por lo tanto debe ser trabajada (Gottlob, 2008).

Dentro del estudio de la estructura y dinámica del brazo y antebrazo de un ser humano, encontramos diferentes articulaciones y músculos como son: el hombro, codo, muñeca, bíceps, tríceps y músculos inferiores del antebrazo.

La articulación de dos o más huesos permite varios tipos de movimientos. La extensión y la clase de movimientos determinan el nombre que se ha aplicado a la articulación. La estructura del hueso limita la forma y la calidad del movimiento de cada articulación. Algunas articulaciones son muy limitadas, mientras que otras tienen una variedad de grados de movimiento. El tipo y el grado de

movimiento son similares en todos los seres humanos. Sin embargo, la libertad, la amplitud y la fuerza del movimiento están limitados por los ligamentos y los músculos. Las articulaciones se agrupan en tres clases en relación con la cantidad de movimiento posible. En muchas articulaciones son posibles varios movimientos diferentes. Algunas articulaciones permite solo una flexión y una extensión, otras toleran un amplio abanico de movimientos, dependiendo totalmente de la estructura articular (Thompson, Floyd, Casals Girons, & Diéguez-Vide, 1996)

Basado en los altos índices de lesiones que puede causar levantar objetos pesados y centrándose en la parte del brazo, se puede observar el riesgo que involucra para cada trabajador. Así como las piernas dotan de movilidad al individuo permitiéndole desplazarse, son los brazos los que le permiten interactuar con diversos objetos, realizando movimientos con características dinámicas variadas: gran precisión, mucha fuerza, gran velocidad. Una posible aproximación a la evaluación del desempeño de los miembros superiores, es la aplicación de algunos criterios propios de la robótica al área de la biomecánica. Esta aproximación es curiosa pues los robots manipuladores surgieron como la imitación mecánica de los brazos humanos.(Rodríguez, Botero, & Quintero, 2007)

La primera órtesis activa controlable se desarrolló en 1942 y consistía en un dispositivo accionado hidráulicamente para asistir el movimiento en caderas y rodillas. En la década del 70 en la Universidad de Belgrado, se presentó el primer exoesqueleto para ayudar a personas parapléjicas. Estos primeros prototipos tuvieron poco éxito por estar limitados a movimientos predefinidos.(Font-Llagunes & Alonso, n.d.)

La Universidad Politécnica de Catalunya y la Universidad de Extremadura pertenecientes a la asociación española de ingeniería mecánica. Diseñaron una órtesis para el movimiento de la rodilla denominado. "Diseño de una órtesis activa para ayuda a la marcha de lesionados medulares". Este tema fue dedicado a personas con disfunción en extremidades inferiores. Orientada a asistir la marcha de lesionados medulares cuyo control muscular del tren inferior es limitado. El diseño presenta una estructura similar a la de órtesis pasivas tipo KAFO comerciales con barras metálicas laterales para el soporte de la pierna, sujetadas con cintas de velcro. También cuenta con articulaciones que permiten el movimiento de rodilla y tobillo.(Font-Llagunes & Alonso, n.d.)

La incidencia de las órtesis en el campo laboral de la medicina y militar está dedicada más a las extremidades inferiores del cuerpo, es así que para las extremidades superiores por lo general se usan garfios de varias formas.

Los exoesqueletos mecánicos son robots acoplados a las extremidades del cuerpo humano enfocados principalmente en el incremento de su fuerza, velocidad y rendimiento. Las principales aplicaciones son en la milicia, en la industria y en la medicina. El exoesqueleto se puede utilizar para la rehabilitación de las extremidades cuando por causas de algún accidente o enfermedad se tiene una actividad muscular reducida o nula.(Lopez, Aguilar, Salazar, Lozano, & Torres, n.d.)

La órtesis está diseñada para disminuir esfuerzo muscular en ciertas áreas del cuerpo debido a patologías metabólicas y permitir a estas personas mover diferentes articulaciones de manera más natural y eficiente, al asistir la flexión y extensión de las articulaciones superiores e inferiores durante la fase de balanceo, y bloquear el esfuerzo durante la fase de apoyo o sujeción. En general, las órtesis pueden ser clasificadas según la articulación para la cual están diseñadas. (Font-Llagunes & Alonso, n.d.)

El principal objetivo del presente trabajo de titulación es “Desarrollar un prototipo de órtesis para el apoyo funcional de una extremidad superior izquierda sana para levantamiento de pesos”.

Además, los objetivos específicos que persigue el presente trabajo son:

- Determinar el funcionamiento que debe cumplir una órtesis de brazo para su apoyo funcional, a partir del estudio de la estructura y movimiento de un brazo sano y las órtesis existentes.
- Diseñar una órtesis para el apoyo funcional de la extremidad superior izquierda sana en el levantamiento de pesos que cumpla con los requerimientos planteados.
- Implementar el prototipo de órtesis diseñada mediante el uso del software y hardware necesarios para el apoyo funcional de un brazo sano.
- Evaluar el desempeño del prototipo de órtesis para el apoyo funcional de un brazo izquierdo sano mediante el levantamiento de pesos.

El desarrollo del trabajo se realizará bajo los siguientes parámetros: **Revisión Documental**, la cual permitirá la revisión de información necesaria en temas relacionados y tecnologías existentes. **Investigación**, se indagará acerca del funcionamiento de dispositivos de prótesis en miembros inferiores. **Experimentación**, se ejecutarán pruebas para comprobar el funcionamiento correcto del prototipo. **Pruebas de Campo**, se realizarán pruebas para la verificación de levantamientos de pesos basados en los requerimientos especificados en las fases de diseño. **Interpretación de Resultados**, se llevarán a cabo procesos de análisis cuantitativo y cualitativo de resultados obtenidos a partir de las pruebas de campo y validación de la ortesis mediante encuestas para medir el grado de aceptabilidad del mismo y su desempeño.

CAPITULO I

1 MARCO TEÓRICO

En el presente capítulo se establece la parte teórica necesaria para abordar la investigación del prototipo de órtesis, en el cual serán estudiados y analizados principalmente la fuerza, velocidad y presión producida por un actuador, para luego entrar en un estudio más concreto sobre la operación del mismo, así como los cálculos de su presión de entrada en vacío y con carga dependiendo de los objetos utilizados por el individuo para el estudio. Los diferentes sistemas eléctricos, neumáticos e hidráulicos existentes en la actualidad, para las industrias o fábricas son costosas y ocupan un tamaño considerable dependiendo del peso a manejar, así también las características de las tarjetas de desarrollo están basadas por lo general en PLCs. Se estudiará los sensores musculares existentes, para luego de una manera adecuada seleccionar el mejor acople con el prototipo. De igual manera se hará un estudio de componentes para el trabajo eficiente del prototipo de órtesis. El conocimiento del tema permitirá desarrollar un dispositivo electrónico acorde a la realidad de nuestro país y a los objetivos planteados.

1.1 Exoesqueleto

Un exoesqueleto es un dispositivo pasivo o activo usable, destinado a extender y mejorar la capacidad del usuario. También complementa o sustituye ciertas funciones humanas. Los exoesqueletos pasivos de miembros inferiores se conocen comúnmente como dispositivos ortopédicos, y el usuario aplica fuerza para mover la extremidad. En exoesqueletos activos, los actuadores en la máquina mueven la pierna. La historia del diseño y desarrollo de exoesqueletos comenzó en la década de 1960, cuando el ejército de EE. UU. Desarrolló una gran variedad de equipos para aumentar la capacidad de los soldados para cumplir sus funciones militares. Más tarde, se dieron nuevas aplicaciones a exoesqueletos que incluían protección y armadura para manipular materiales radiactivos o peligrosos y la rehabilitación de codos y rodillas lesionados gravemente. Como una tecnología de asistencia, los exoesqueletos encontraron aplicaciones revolucionarias en relación con la calidad de vida humana. Los esfuerzos de investigación científica se han centrado en la rehabilitación de las extremidades inferiores y en los últimos años, los investigadores han estado buscando formas de ayudar a las personas que han sufrido diversos grados de pérdida de movilidad de las extremidades inferiores. Debido al simple acto de caminar activa las terminales nerviosas en las extremidades inferiores, creando la retroalimentación necesaria para entrenar la médula espinal, los beneficios que ofrecen los exoesqueletos de asistencia son innegables en la figura 1-1 se aprecia un exoesqueleto para extremidades inferiores (Godoy, Campos, Pérez, & Muñoz, 2018).



Figura 1-1: Eexoesqueleto para extremidades inferiores
Fuente: (Godoy et al., 2018)

1.2 Órtesis

Las órtesis son dispositivos biomecánicos aplicados externamente con la finalidad de restaurar o mejorar la funcionalidad del sistema musculo-esquelético. En general los problemas musculo-esqueléticos incluyen aquellos relacionados al trauma, deporte e injurias relacionadas al trabajo (accidentes laborales). Para los miembros superiores también se utilizan frecuentemente en pacientes con problemas neurológicos, tales como EVC, TEC, parálisis cerebral, lesiones medulares, de nervios periféricos y en condiciones artríticas (AR) (Arce G, 2005).

Las órtesis pueden ser clasificadas según la articulación para la cual están diseñadas. Para las extremidades inferiores existen las llamadas AFO (Ankle Foot Orthosis), cuya función se limita normalmente a la corrección del ángulo entre pie y pierna durante el ciclo de marcha para evitar la flexión plantar excesiva, es una de las causas de la marcha patológica del “pie equino”. Otro tipo de órtesis son las KAFO (Knee Ankle Foot Orthosis), además de la parte del tobillo incluyen la articulación de la rodilla. Las KAFO están dirigidas a pacientes con niveles de disfunción en la marcha más grave, incluyendo ausencia parcial de control muscular. Una variante de las órtesis de rodilla-tobillo son las llamadas SCKAFO (Stance-Control Knee Ankle Foot Orthosis), cuya característica más relevante es la de permitir el libre movimiento de la rodilla durante la fase de balanceo, pero ofrecen resistencia a la flexión durante la fase de apoyo. Este sistema está indicado para individuos con debilidad en los músculos cuádriceps. Existen también órtesis de cadera, compuestas por un soporte pélvico y soportes para los muslos, dependiendo de si son motorizadas o no, estarán más orientadas hacia la corrección de la postura o hacia asistir el movimiento en esta parte del cuerpo. Estos modelos de órtesis pueden ser elementos pasivos destinados al soporte de partes del cuerpo debilitadas o incluso paralizadas, o dispositivos activos contenedores de sistemas motorizados para asistir el movimiento de la extremidad. En la literatura se reflejan diversos sistemas de actuación, variando desde actuadores eléctricos lineales y rotativos, hasta la implementación de músculos neumáticos artificiales. Blaya y Herr, desarrollaron una órtesis

activa AFO destinada al tratamiento de la patología de la marcha conocida como “pie equino”. El prototipo incluye en su diseño un actuador lineal elástico en serie con un motor de corriente continua (Series Elastic Actuator), el mismo aplica una fuerza entre el talón y la parte posterior de la pierna para corregir el ángulo del pie en función de la fase de la marcha. La Órtesis es capaz de distinguir tres estados de la marcha (dos de contacto y uno de balanceo) gracias a seis sensores de presión plantar y dos potenciómetros para monitorizar las fases de contacto con el suelo y los ángulos en el tobillo, respectivamente. Diseños similares más orientados hacia la rehabilitación de lesionados medulares son encontrados en la literatura, e incluso algunos para la asistencia del movimiento en la rodilla de personas sanas como por ejemplo el “Roboknee”, cuya función es reducir el coste energético en la marcha.(Font-Llagunes & Alonso, n.d.)



Figura 2-1: Órtesis para piernas con actuadores en sus articulaciones

Fuente:(Font-Llagunes & Alonso, n.d.)

1.2.1 Diseño y construcción de un prototipo de Órtesis para el tratamiento de la plagiocefalia occipital posicional

El prototipo ortésico mostrado en la figura 3-1 para cráneo de pacientes con plagiocefalia occipital posicional, con el fin de aplicarlo en la rehabilitación de infantes entre los cuatro y doce meses de edad. La geometría del dispositivo se obtuvo a partir de las medidas estadísticas estándar de cráneo para infantes de 6 meses de edad de acuerdo con La Academia Americana de Pediatría y por medio del software GID 8. Los esfuerzos y las deformaciones sufridas por el dispositivo durante su aplicación fueron simulados por medio de elementos finitos usando el software ANSYS 10.0. Para estandarizar el tratamiento y conocer la presión aplicada por el dispositivo ortésico en el cráneo del paciente, se elaboró un sensor de presión de aire para trabajar en un intervalo de 0 mm Hg a 55 mm Hg. (Instituto de Ciencias de la Salud (Colombia). Facultad de Medicina., MARÍA EUGENIA; VALLEJO GIRALDO, CATALINA; CORREA VÉLEZ, SANTIAGO; MONTOYA GÓEZ, 2007)

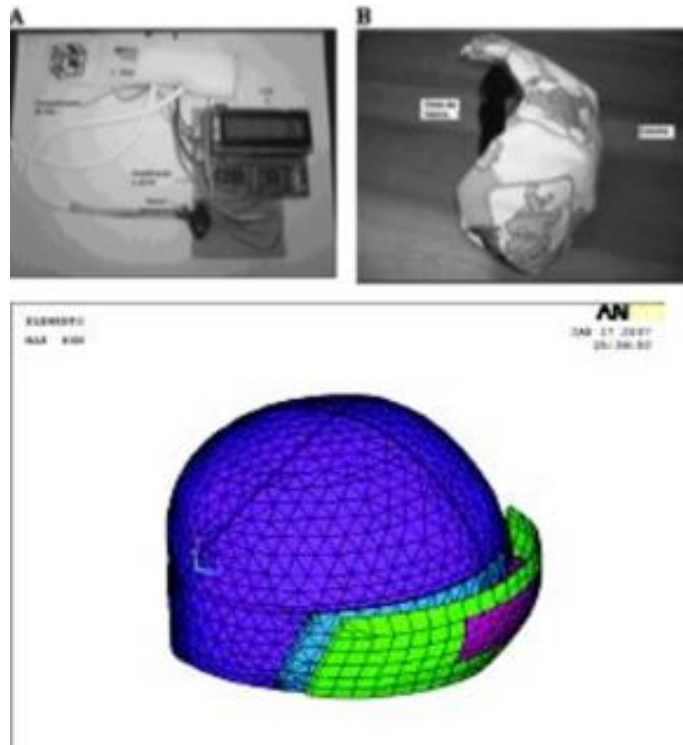


Figura 3-1: Órtesis parte superior craneal para plagiocefalia

Fuente: (Instituto de Ciencias de la Salud (Colombia). Facultad de Medicina., MARÍA EUGENIA; VALLEJO GIRALDO, CATALINA; CORREA VÉLEZ, SANTIAGO; MONTOYA GÓEZ, 2007)

1.2.2 Órtesis para movimiento de piernas basadas en exoesqueletos

El sistema de movimiento presentado por Homayoon Kazerooni et al, donde el dispositivo lleva el nombre de pierna generadora de energía. Consta de un conjunto de eslabonamientos verticales enlazados, donde el movimiento se realiza a través de un enlace partiendo de una sujeción del actuador a la altura de la cadera dirigido hacia el extremo inferior del mecanismo de la rodilla. El vástago del actuador queda de enlace entre estos dos elementos donde permite la flexión y extensión de los movimientos de dicho muslo y enlace del vástago con respecto al otro; consta de igual manera de un soporte lumbar y sujeciones para adaptarse al cuerpo humano figura(a). Otro sistema de exoesqueleto es el desarrollado por Nathan Harding et al, se compone por un soporte lumbar conectado a un primer y segundo soporte de la pierna, posee actuadores para permitir el movimiento en la cadera, un soporte lumbar con contrapeso incluyendo una masa auxiliar al exoesqueleto, de igual manera posee actuadores en las articulaciones de rodilla para llevar a cabo la extensión y flexión del miembro. El exoesqueleto de extremidad inferior propuesto por Homayoon Kazerooni et al, propone un sistema configurable para ser acoplado a una persona, incluye soportes de piernas y está diseñado para descansar en el suelo durante las fases de postura, cada soporte tipo actuador tiene un enlace del muslo y un enlace de vástago figura (b). (Sandoval, López, Gómez, & Cortes, 2017)

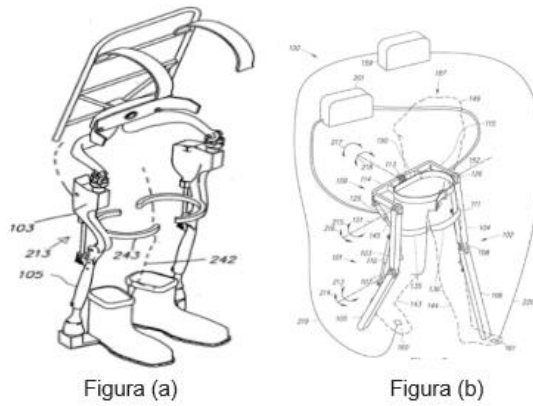


Figura 4-1: Órtesis miembros inferiores asistido por la PC.
Fuente: (Sandoval et al., 2017)

1.3 Tipos de órtesis para miembros superiores

Basados solo en el movimiento del brazo y partiendo de las articulaciones del codo hasta la muñeca tenemos lo siguiente:

1.3.1 Órtesis para el codo

Proveen estabilidad medio lateral del codo y rotacional del antebrazo figura (c), limitan el ROM de flexión o extensión del codo, o ambos. Son utilizadas para promover la curación en las epicondilitis (medial o lateral), síndrome del túnel cubital, fractura OLE craneana, etc. Straps epicondiliares: se aplican circunferencialmente en el antebrazo distalmente al epicóndilo figura (d). Son utilizados para, minimizar el dolor durante la actividad (ej. “codo del tenista”) reduciendo la inflamación y promoviendo la curación.(Arce G, 2005)



Figura 5-1: Órtesis brazo y extremidad del codo
Fuente:(Arce G, 2005)

1.3.2 Órtesis antebrazo-muñeca

Pueden ser palmares (volares) o dorsales figura (e). La muñeca debe ser posicionada entre 15-30° de flexión dorsal (extensión), excepto en el “síndrome del túnel carpal”, donde la muñeca debe ser mantenida en posición neutral para minimizar la compresión del nervio mediano. El tipo volar o palmar debe permitir la flexión MCF al terminar su rebote antes del pliegue palmar distal. (Arce G, 2005)



Figura 6-1: Órtesis parte superior antebrazo muñeca
Fuente:(Arce G, 2005)

1.4 Adquisición de señales mioeléctricas

La electromiografía es una técnica para registrar los potenciales eléctricos desarrollados en los músculos estriados. Esta onda se conoce como señal electromiográfica (EMG), un término adecuado más al pasado que al presente. En ese entonces, la única manera de capturar una señal para su posterior estudio era obtener una “representación gráfica”. Hoy, por supuesto, es posible almacenarla en dispositivos de almacenamiento digital. Esta evolución ha hecho al aspecto gráfico de la nomenclatura sea una descripción limitada. A pesar de un creciente número de profesionales a optar por utilizar el término “señal mioeléctrica (ME)”, el término “EMG” todavía es usado, especialmente en entornos clínicos. Existen diferentes tipos de adquisición de la señal EMG, ya sea de forma invasiva mediante electrodos de aguja, o de forma no invasiva mediante electrodos superficiales. Aquí la señal será registrada de forma superficial mediante la ubicación de 3 electrodos sobre el músculo bíceps como se muestra en la figura. Con esta señal podremos hacer no sólo un diagnóstico médico del músculo a evaluar, sino también aplicarla en diversos campos como ser la neurofisiología, kinesiología, control motor, la psicología, la medicina de rehabilitación, y la ingeniería biomédica. El objetivo de este proyecto es desarrollar un sistema para el registro de la señal EMG que incluya las etapas de adquisición, procesamiento y visualización en una PC.(López, Toranzos, & Lombardero, n.d.)

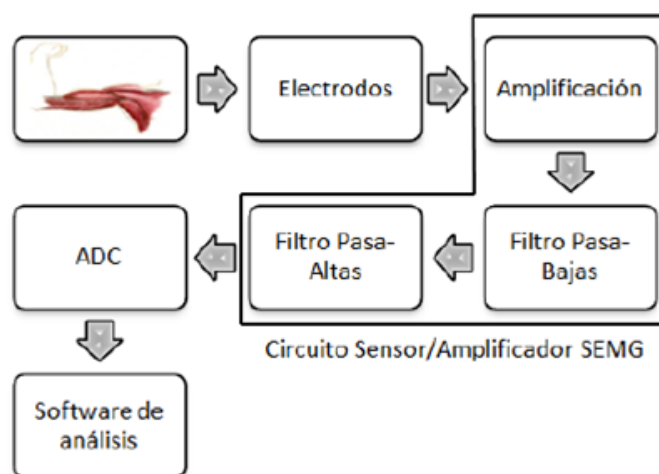


Figura 7-1: diagrama de bloques extracción de señales mioeléctricas
Fuente: (Arce G, 2005)(Correa-Figueroa et al., 2016)

1.4.1 Electroodos.

Los electrodos son colocados directamente sobre la superficie de la piel y son capaces de tomar registros poblacionales de la actividad mioeléctrica. El uso de los electrodos superficiales es mucho más adecuado para el estudio del comportamiento promedio de la actividad eléctrica de un músculo o grupo de músculos, lo cual es muy utilizado para detectar fatiga muscular y para monitoreo del rendimiento de deportistas. Los materiales de los que se constituyen la mayoría de los electrodos de superficie son muy variables, entre ellos están la plata, el oro, acero inoxidable, platino entre otros.

1.4.2 Etapa de amplificación.

La señal generada por una unidad motora tiene una amplitud aproximadamente de 250 μV durante la contracción. Debido a que las señales mioeléctricas son de pequeña amplitud, el ruido ambiental o en mayor medida el ruido de línea (60Hz) puede provocar una falsa interpretación de los resultados. Por lo tanto, el amplificador de la unidad de procesamiento necesita ser no solo lo suficientemente sensible como para detectar y amplificar las pequeñas señales, sino que también debe rechazar los ruidos para obtener solo actividad electromiográfica. Los amplificadores diferenciales permiten rechazar gran parte del ruido externo. Los amplificadores de instrumentación cumplen con esas características y están especialmente contruidos para propósitos de instrumentación médica. A su vez permite variar el factor de amplificación con la modificación de un juego de resistencias. El INA114 es un amplificador de instrumentación de bajo costo de propósito general que puede ofrecer una excelente precisión. Su versátil diseño y pequeño tamaño hacen que sea ideal para una amplia gama de aplicaciones. Con una sola resistencia externa se establece cualquier ganancia de 1 a 10.000.

1.4.3 Etapa de filtrado.

Además de la amplificación se requiere filtrar la señal electromiográfica en la banda de 20 Hz a 300 Hz. Para ello se diseña un filtro integrador pasa bajas y un filtro derivador pasa altas de primer orden. **A) Filtro Integrador/Pasa bajas.** -Se utiliza un filtro activo integrador. **B) Filtro derivador /Pasa altas:** Se utiliza un filtro activo derivador. **Convertidor Analógico Digital.** - Para la adquisición de datos ADC desde el circuito sensor/amplificador SEMG se decidió utilizar los equipos compactDAQ de National Instruments junto con un módulo de entradas analógicas NI-9205. Esto debido a su versatilidad y Habilidad a la hora de adquirir señales para analizarlas.(Correa-Figueroa et al., 2016)

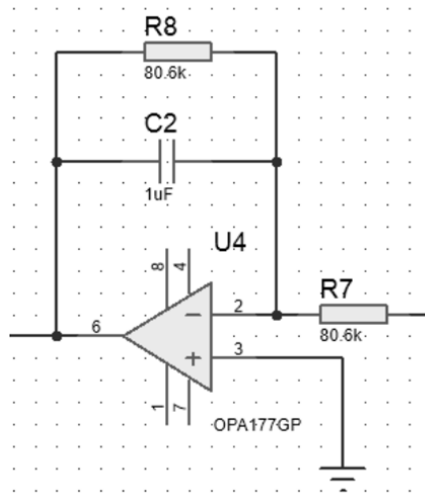


Figura 8-1: Integrador pasa bajo.
Fuente: (Arce G, 2005)(Correa-Figueroa et al., 2016)

1.4.4 Adquisición de las señales

En la figura se muestran las gráficas obtenidas en el panel del instrumento virtual. La figura (a) muestra la señal electromiográfica pura amplificada. La figura (b) muestra la señal electromiográfica filtrada en la banda de 10 Hz a 300 Hz. La figura (c) muestra el espectro de potencia de la señal electromiográfica con respecto a frecuencia. La figura (d) muestra la magnitud de los componentes en frecuencia de la señal EMG. Por último, la figura (e) y (f) muestran los espectros de frecuencia de potencia media y de potencia mediana. Estos espectros nos proporcionan información relacionada con la fatiga muscular, ya que el espectro de potencia se va recorriendo hacia frecuencias menores cuando el músculo se va fatigando lo que permite monitorear la fatiga en tiempo real durante un ejercicio. Por lo que se decidió realizar dos ejercicios (contracción estática y contracción dinámica) para comprobar que el sistema era capaz de monitorear la fatiga en tiempo real utilizando los parámetros en frecuencia que calcula el software desarrollado.(Correa-Figueroa et al., 2016)

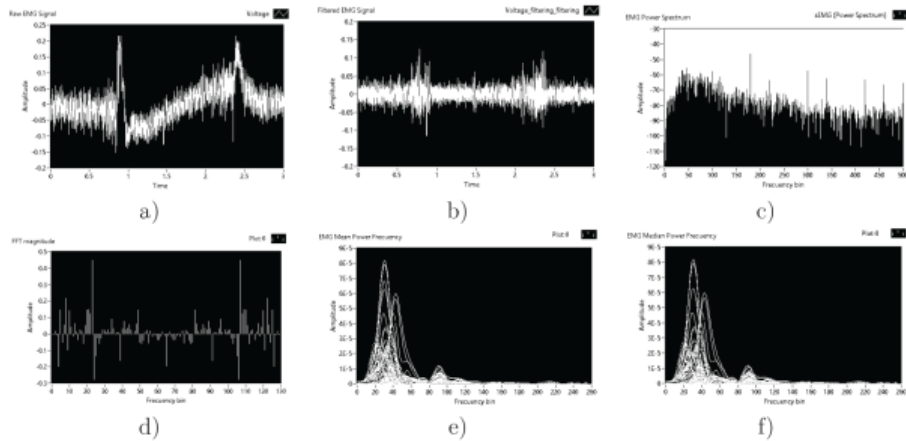


Figura 9-1: extracción de señales mioeléctricas.
Fuente: (Arce G, 2005)(Correa-Figueroa et al., 2016)

1.5 Sensores

Un sensor es un dispositivo eléctrico y/o mecánico que convierte magnitudes físicas (luz, magnetismo, presión, etc.) en valores medibles de dicha magnitud. Esto se realiza en tres fases: - Un fenómeno físico a ser medido es captado por un sensor, y muestra en su salida una señal eléctrica dependiente del valor de la variable física. - La señal eléctrica es modificada por un sistema de acondicionamiento de señal, cuya salida es un voltaje. - El sensor dispone de una circuitería que transforma y/o amplifica la tensión de salida, la cual pasa a un conversor A/D, conectado a un PC. El convertidor A/D transforma la señal de tensión continua en una señal discreta.(Anonimo, 2018)

1.5.1 Sensores musculares

Este sensor de señales mioeléctricas figura 10-1 mide, filtra, rectifica y amplifica la actividad eléctrica de un músculo y produce una señal análoga que puede ser fácilmente leída por un microcontrolador permitiendo controlar cualquier actuador con los músculos. Para colocarlo a la piel es necesario tres electrodos de almohadillas que se conectan al sensor por medio de broches lo que hace fácil de poner y quitar. Dos de los electrodos son colocados directamente a la placa del sensor mientras que el tercero se coloca al final de una extensión de cable que trae. (“Sensor de músculo mioeléctrico - tdrobotica.co,” n.d.)



Figura 10-1: Sensor muscular

Fuente:(“Sensor de músculo mioeléctrico - tdrobotica.co,” n.d.)

El tablero MyoWare figura 10-1 actúa midiendo la actividad eléctrica filtrada y rectificadas de un músculo; emitiendo 0-Vs Volts dependiendo de la cantidad de actividad en el músculo seleccionado, donde Vs significa el voltaje de la fuente de energía. Es así de fácil: pégate unos cuantos electrodos (no incluidos), lee el voltaje y flexiona algunos músculos. El MyoWare Muscle Sensor es la última revisión del Muscle Sensor de antaño, ahora con un nuevo diseño portátil que le permite colocar almohadillas de sensores biomédicos directamente en el tablero para deshacerse de esos molestos cables. Esta nueva placa también incluye una serie de otras características nuevas, que incluyen voltaje de suministro único de + 3.1V a + 5V, salida RAW EMG, clavijas de alimentación con protección contra polaridad, indicadores LED y (finalmente) un interruptor de encendido / apagado.(sparkfun, 2019)

1.5.1.1 Características de la myoware.

MyoWare es un sensor EMG de superficie pequeña desarrollado por Advancer Technologies como un proyecto Kickstarter hace unos años. Analiza automáticamente la señal entrante de voltaje sin procesar y genera una forma de onda positiva suave de valores enteros, como se muestra en la figura 11-1 (se encuentran más detalles en la hoja de datos de MyoWare). La nueva versión de MyoWare también genera los datos de voltaje sin procesar para el filtrado y el procesamiento personalizados. (Using MyoWare: a low-cost surface electromyography sensor for developing rehabilitation devices, 2016)

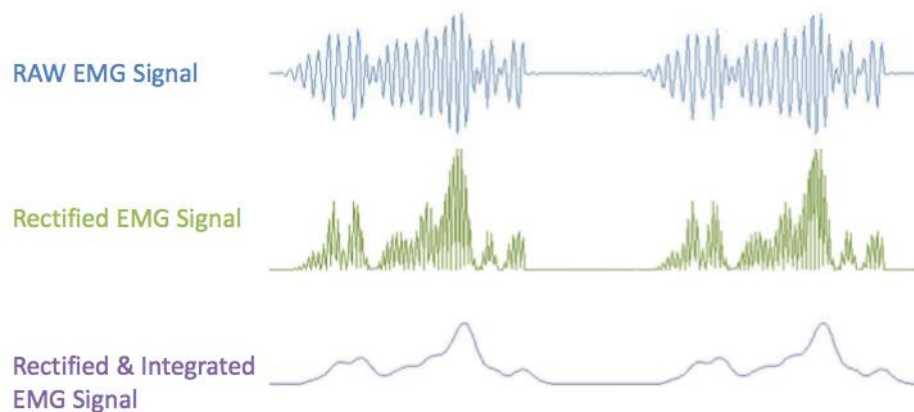


Figura 11-1: Señales sensor myo

Fuente: “ (Using MyoWare: a low-cost surface electromyography sensor for developing rehabilitation devices, 2016)”

1.6 Actuadores

Un actuador es un dispositivo con la capacidad de generar una fuerza que ejerce un cambio de posición, velocidad o estado de algún tipo sobre un elemento mecánico, a partir de la transformación de energía. Por lo regular, los actuadores se clasifican en dos grandes grupos:

- Por el tipo de energía utilizada: actuador neumático, hidráulico y eléctrico
- Por el tipo de movimiento que genera: actuador lineal o rotatorio

1.6.1 Tipos de actuadores

Los actuadores se dividen por lo general en tres grupos importantes como son:

- **Neumáticos**
- **Hidráulicos**
- **Eléctricos**

1.6.2 Actuadores neumáticos

Los actuadores neumáticos transforman la energía acumulada del aire comprimido en trabajo mecánico de movimiento rotatorio o movimiento rectilíneo. Por lo común, estos se clasifican en cilindros o actuadores lineales y motores o actuadores de giro. El aire comprimido constituye una forma de energía mecánica que se puede almacenar para ser utilizado posteriormente. Esto es si se ejerce fuerza sobre el aire contenido en un recipiente cerrado, dicho aire se comprime forzando las paredes del recipiente y la presión que se produce puede aprovecharse para generar fuerza o desplazamiento sobre algún elemento mecánico. (Germán Corona Ramírez, Abarca Jiménez, & Mares Carreño, 2014)

1.6.2.1 Cilindros neumáticos

Los cilindros neumáticos se utilizan, en general, para inducir un movimiento lineal de algunos elementos mecánicos, los cuales conforman un sistema integral en el que confluyen e interactúan diversos dispositivos con la finalidad de automatizar algún tipo de proceso. Existen dos tipos fundamentales de cilindros neumáticos, que son de simple o de doble efecto, de los cuales se derivan otros modelos con construcciones especiales. Estos cilindros independientemente de su forma constructiva, representan los actuadores más comunes utilizados en los circuitos neumáticos. (Germán Corona Ramírez et al., 2014)

1.6.2.1.1 Cilindro de simple efecto

Consiste en una entrada de alimentación de aire comprimido a una cámara hermética, lo que provoca un movimiento rectilíneo en un solo sentido de un elemento móvil, conocido como vástago, el cual es el responsable de desarrollar el trabajo necesario. (Germán Corona Ramírez et al., 2014)

1.6.2.1.2 Cilindro de doble efecto.

Se compone de dos entradas de alimentación de aire comprimido, cada una colocada en el extremo de una cámara hermética, fabricada de tal manera que esta provoca un movimiento rectilíneo en dos sentidos al vástago del actuador, el cual se encarga de realizar tanto un trabajo de salida como un retroceso.

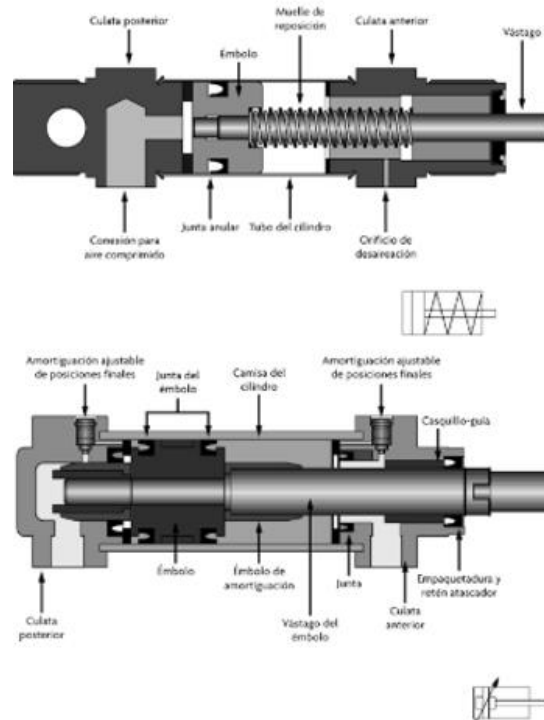


Figura 12-1: Actuadores neumáticos lineales de simple y doble efecto
Fuente: (Germán Corona Ramírez et al., 2014)

1.6.2.2 Músculos neumáticos

Los músculos neumáticos son actuadores de tracción que funcionan como los músculos del cuerpo humano. El concepto se basa en recubrir un tubo flexible completamente estanco con una malla formando rombos de un material de fibras indeformables. Si se aplica aire comprimido al tubo flexible, este se hincha y la malla se deforma. Con ello se genera una fuerza de tracción en el sentido axial que fuerza al tubo a reducir su longitud a medida que aumenta la presión interna. Se contrae cuando se activa, como los músculos biológicos. (“músculos neumáticos,” n.d.)



Figura 13-1: músculos neumáticos.
Fuente: (“músculos neumáticos,” n.d.)

1.6.2.3 Motores neumáticos

Son actuadores con la capacidad de proporcionar energía mecánica de rotación a partir de la fuerza del aire comprimido que ingresa a un área hermética del actuador, el cual, al expandirse, provoca

una fuerza contra los álabes de un mecanismo de rotación. En general, este tipo de motores proporciona un elevado número de revoluciones por minuto, pero con un bajo par a la salida. (Germán Corona Ramírez et al., 2014)

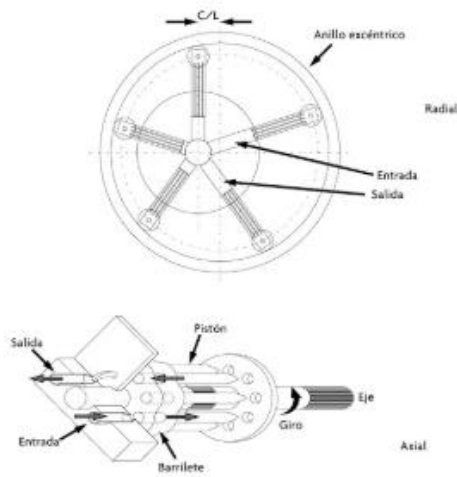


Figura 14-1: Motor neumático
Fuente: (Germán Corona Ramírez et al., 2014)

1.6.3 Actuadores hidráulicos

El funcionamiento de los actuadores hidráulicos es muy semejante al de los actuadores neumáticos, ya que ambos son dispositivos que transforman la energía almacenada de un fluido a presión en trabajo mecánico de movimiento circular o rectilíneo, con la única excepción de que, en el caso de los actuadores hidráulicos, el fluido a presión que se utiliza no es el de aire, sino algún tipo de aceite mineral. La ventaja principal de estos actuadores es su relación potencia/peso. En los sistemas hidráulicos, la energía se transmite a través de un sistema de distribución que, en general, está conformado por tubos y mangueras. Esta energía es función del caudal y la presión del aceite que circula en el sistema. Las propiedades del fluido utilizado en los actuadores hidráulicos definen diferencias importantes en su funcionamiento con respecto a los actuadores neumáticos; una de estas propiedades está relacionada con la presión del movimiento generado por el actuador. En neumática, el aire es altamente compresible, lo que genera errores de posicionamiento, mientras que en hidráulica el aceite mineral usado tiene un bajo valor de compresibilidad, lo que implica un movimiento suave del vástago. Esta misma propiedad del fluido es la responsable de que en hidráulica se puedan manipular presiones superiores, permitiendo incrementar la fuerza de trabajo. Por otra parte, la presión del fluido determina la fuerza de empuje de un cilindro; esto es, el caudal de ese fluido es el responsable de establecer la velocidad de desplazamiento del mismo, la combinación fuerza y recorrido produce trabajo, y cuando este trabajo es realizado en un determinado tiempo, este produce potencia. Los actuadores hidráulicos presentan estabilidad frente a cargas estáticas; esto indica que el actuador es capaz de

soportar cargas, como un peso o una presión ejercida sobre una superficie, sin aporte de energía (para mover el émbolo de un cilindro sería preciso vaciar todo el aceite de este). Otro aspecto importante de este tipo de actuadores son sus características de auto lubricación y robustez. (Germán Corona Ramírez et al., 2014)

1.6.3.1 Cilindro de simple efecto

Se componen de una entrada para suministro de fluido hidráulico a un dispositivo hermético, de tal forma que este desplaza, en un sentido, a un elemento mecánico denominado comúnmente vástago o pistón. En tanto, para lograr el movimiento en sentido inverso, se utiliza una fuerza externa. Que en general es un resorte o la acción de la gravedad (Germán Corona Ramírez et al., 2014)

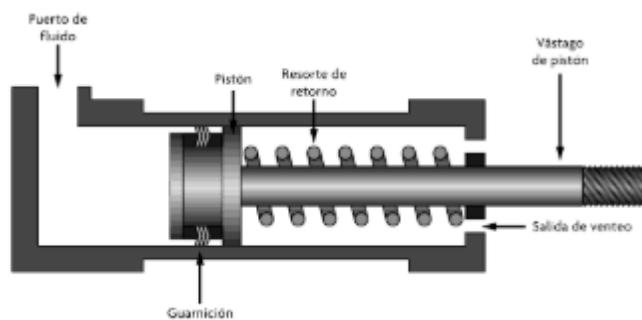


Figura 15-1: Cilindro hidráulico simple efecto

Fuente: (Germán Corona Ramírez et al., 2014)

1.6.3.2 Cilindro de doble efecto

Este tipo de cilindro utiliza la fuerza suministrada por el aceite mineral para mover el pistón, tanto en forma directa como inversa, lo que se logra modificando el sentido del flujo hidráulico a partir de un mecanismo que regula el movimiento del flujo entre dos partes del cilindro, que en general es controlado por una válvula; entre las más comunes destacan las válvulas solenoides. Este actuador es el de mayor uso en los sistemas de posicionamiento, generación de fuerza y dirección del movimiento que tienen como base las propiedades de un fluido hidráulico. (Germán Corona Ramírez et al., 2014)

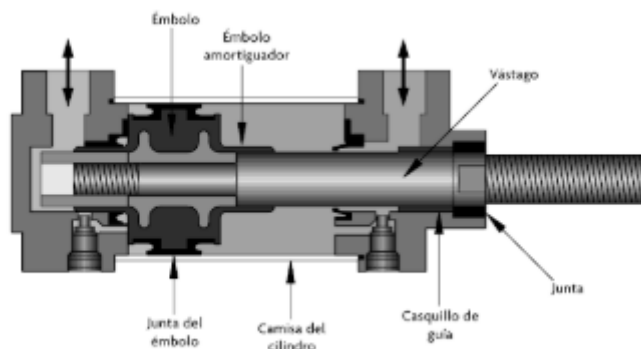


Figura 16-1: Cilindro hidráulico de doble efecto

Fuente: (Germán Corona Ramírez et al., 2014)

1.6.3.3 Motores hidráulicos

Este tipo de actuador genera una fuerza de torsión que existe en un fluido, lo que, a su vez, provoca un desplazamiento angular sobre un eje de giro; de este modo, si el sentido de flujo cambia. También cambia el sentido de giro. Los motores hidráulicos se pueden clasificar en dos categorías principales: de engranajes y de pistón; este último, a su vez, se clasifica en motor de pistón axial y en motor de pistón radial.(Germán Corona Ramírez et al., 2014)

1.6.3.3.1 Motor de rotación de engranaje

Está formado fundamentalmente por dos engranes de dientes rectos ubicados dentro de una cámara hermética. Debido a su confiabilidad y a que se considera, desde el punto de vista de su construcción, un motor relativamente simple y que permite alcanzar velocidades altas, en casos especiales incluso hasta velocidades de 6000 RPM este principio de funcionamiento se utiliza con mucha frecuencia en los motores hidráulicos.(Germán Corona Ramírez et al., 2014)

1.6.3.3.2 Motor de pistones axiales

Consiste en un caparazón con un rotor, donde se encuentran alojados los pistones, los cuales van orientados en la misma dirección del eje del motor y son propulsados por el fluido hidráulico, con lo que se produce el giro del eje del motor. (Germán Corona Ramírez et al., 2014)

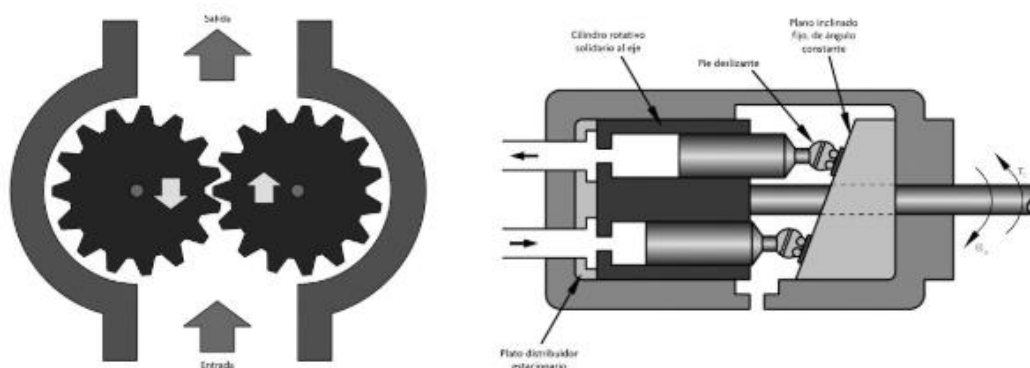


Figura 17-1: Motor hidráulico con engranes (1) motor hidráulico de pistones axiales(2).
Fuente: (Germán Corona Ramírez et al., 2014)

1.6.3.3.3 Motor de pistones radiales

De la misma forma a los motores axiales, los motores de pistones radiales están formados por pistones, la pequeña diferencia en este caso, este tipo de motores se ubican perpendicularmente al eje del motor. Por tanto, su principio de funcionamiento es similar al de los motores axiales, en estos la fuerza hace girar al elemento rotatorio se debe a una excentricidad que provoca a la componente transversal de la fuerza que el pistón ejerce sobre la carcasa sea distinta en dos posiciones diametralmente opuestas, dando lugar a una resultante no nula, para originar el par de giro.(Germán Corona Ramírez et al., 2014)



Figura 18-1: Motor hidráulico de pistones radiales.
Fuente: (Germán Corona Ramírez et al., 2014)

1.6.4 Actuadores eléctricos

Los actuadores eléctricos transforman la energía eléctrica en energía mecánica, ya sea rotacional o lineal. De los actuadores disponibles en el mercado, estos son los que se usan con mayor frecuencia, ya que su fuente de alimentación es la energía eléctrica; por su parte, los actuadores que son alimentados con energía neumática o hidráulica requieren compresores para la generación de la misma. En el ámbito de la física es bien conocido que una partícula cargada eléctricamente ubicada dentro del espacio de acción de un campo magnético está expuesta a una fuerza electromotriz (F_E).

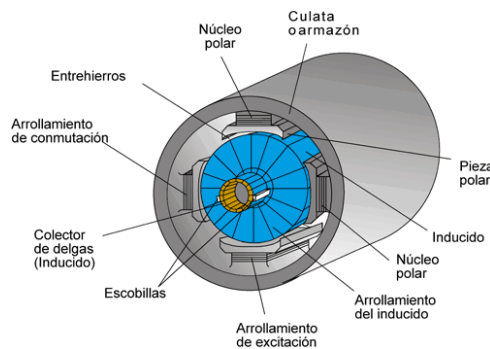


Figura 19-1: Motor eléctrico.
Fuente: (Calero, 2019)

Ecuación 1-1: Ecuación de la fuerza electromotriz

$$F_E = e(B + v\vec{B})$$

Donde:

e : Carga del electrón

v : Vector de velocidad

B : Intensidad de campo magnético

\vec{B} : Vector de inducción magnética

Además, esta peculiaridad de la partícula puede extenderse a un filamento conductor por el cual circula una corriente eléctrica de acuerdo con la expresión

Ecuación 2-1: Ecuación de la F.e.m. con integrales definida

$$F_E = \int_0^l Idl \times \vec{B}$$

Donde:

l : Longitud del conductor

I : Corriente eléctrica

\vec{B} : Vector de inducción magnética

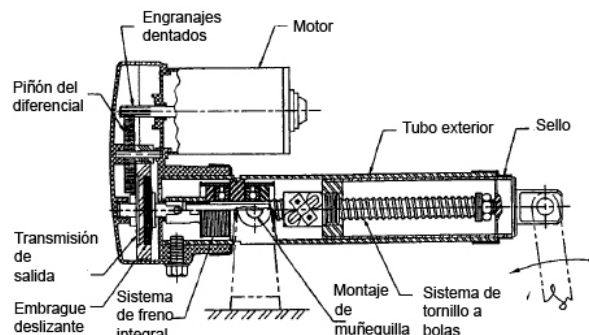


Figura 20-1. Actuador lineal.

Fuente: (2019)

1.6.4.1 Actuadores de corriente directa (DC)

Para su funcionamiento, los actuadores de corriente directa demandan un flujo eléctrico de corriente que circula en un solo sentido. Este tipo de actuadores se compone de dos partes fundamentales, conocida comúnmente como rotor y estator. El rotor constituye la parte móvil del actuador, además de que es la parte a proporcionar la fuerza para actuar sobre el elemento mecánico. Por su parte, el estator constituye la parte fija del actuador y es aquella que provee el magnetismo necesario para inducir la fuerza electromotriz. Una de las principales características de los actuadores de corriente directa radica en que al variar el voltaje de alimentación se puede modificar la velocidad del eje del actuador, ya que la velocidad de rotación en un motor DC es proporcional al voltaje, además de que el par es proporcional a la corriente que circula por su devanado. (Germán Corona Ramírez et al., 2014)

1.6.4.2 Actuadores de corriente alterna (AC)

Los actuadores de corriente alterna, por su parte, se sirven de un flujo eléctrico en el cual la intensidad cambia de dirección periódicamente, esto como consecuencia del cambio periódico de polaridad de la tensión aplicado en los bornes de alimentación del motor. En aplicaciones de

velocidad variable, los motores CA dependen fundamentalmente de la frecuencia de operación del voltaje aplicado para modificar los rangos de velocidad. (Germán Corona Ramírez et al., 2014)

1.6.4.3 Actuadores sin escobillas

Las características principales de los motores dc sin escobillas es que realiza la misma función de un motor DC normal, pero reemplazando el conductor y las escobillas por switches de estado sólido que funcionan con una lógica para la conmutación de los embobinados. Se puede concluir que la gran ventaja de los motores DC sin escobillas, frente a los demás, frente a los demás motores de alimentación continua, es que no requieren de un mantenimiento periódico.

1.7 Inversor de giro

Los inversores idealmente deberían tener la forma de onda sinusoidal, sin embargo, las formas de onda de los inversores reales no son sinusoidales. En varias aplicaciones de baja potencia la tensión puede ser ondas cuadradas u ondas casi cuadradas mientras que para aplicaciones de alta potencia se requiere que sean ondas sinusoidales. Los inversores son utilizados en la industria como variadores, reguladores o controles de motores, fuentes de alimentación ininterrumpida (Rashid, 2004, p.226).

1.7.1 Inversores de onda cuadrada

Observando la figura 21-1 los interruptores conectan la carga a $+V_s$ cuando los interruptores S_1 y S_2 están conduciendo y conectan a $-V_s$ cuando S_3 y S_4 están cerrados, la conmutación periódica de $+V_s$ y $-V_s$ en la carga genera una tensión con forma de onda cuadrada. Aunque esta salida no es senoidal, puede ser una onda de alterna adecuada para algunas aplicaciones. La forma de onda de la corriente depende del tipo de carga que se le conecte en caso de ser una carga resistiva la corriente será semejante a la alimentación es decir cuadrada, sin embargo, si la carga es de naturaleza inductiva tendrá una corriente con más calidad sinusoidal que la tensión esto se debe por las propiedades de filtrado de la inductancia (Hart, 2001, p.317).

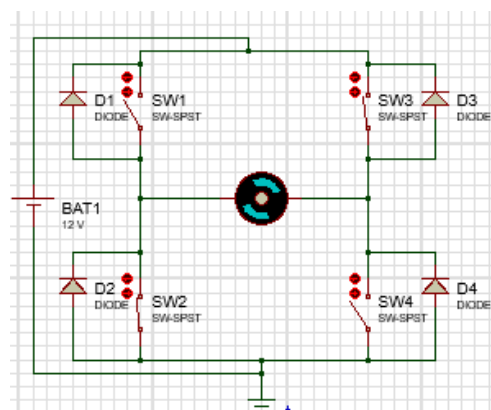


Figura 21-1. Puente H inversor de giro
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

1.8 Microcontroladores

Un microcontrolador es básicamente un pequeño ordenador que contiene en su interior un procesador, soporte (reloj y reset), memoria y puertos de entrada-salida, todo ello dentro de un pequeño chip que podemos programar con total flexibilidad como se aprecia en la figura 22-1 (Velasco, n.d.).

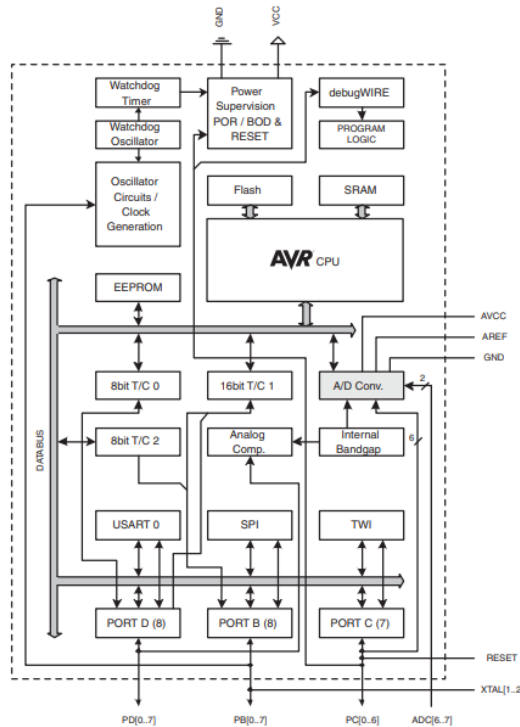


Figura 22-1: Muestreo general de un microcontrolador.
Fuente: (ATMEL, 2019)

1.8.1 Características del microcontrolador ATMEGA-328p

Este microcontrolador es un AVR de 8 bits, con 32kB de memoria flash, 1kB de EEPROM y 2kB de RAM. Los diferentes componentes que componen el microcontrolador se puede distinguir claramente. El ATmega328p tiene una tubería de dos etapas con recuperación y ejecución de etapas. Para nuestro Experimentos establecemos la frecuencia de reloj del DUT a 8MHz. Ejecutar el DUT a una frecuencia menor que la máxima 16MHz nos permite orientar más fácilmente las instrucciones individuales durante la caracterización. El ATmega328p se usa en el popular Arduino UNO plataforma, que está ampliamente disponible y bien documentada. Los ATmega328p mostrado en la figura 23-1 se coloca en un zócalo DIP en la placa que facilita el intercambio del DUT en caso de que se dañe La inyección de pulso EM (Arthur Beckers, 2019).

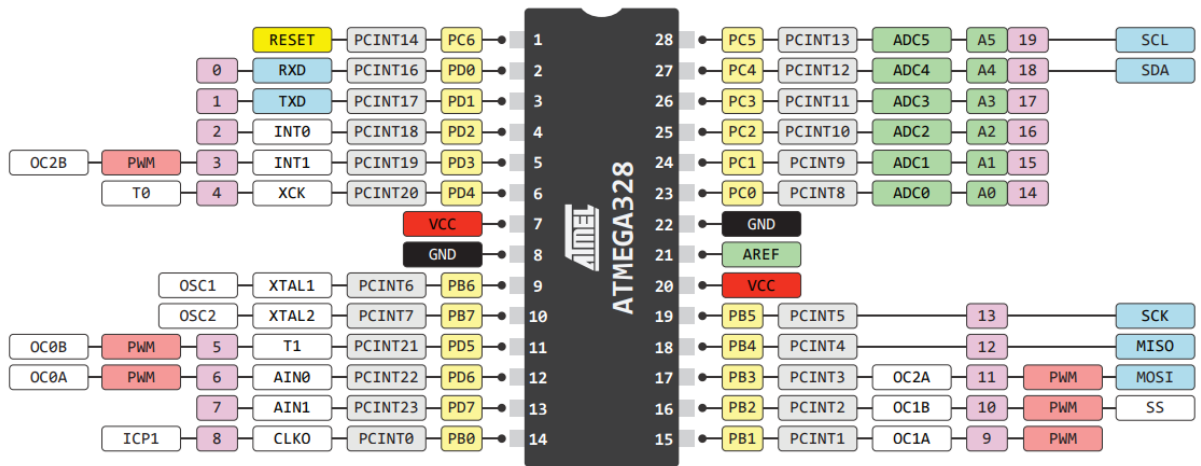


Figura 23-1: Microrcontrolador Atmega-328p
Fuente: (ATMEGA328&Arduino, 2013)

1.9 Impresiones 3D

La impresión 3D, también conocida como manufactura por adición, es un proceso por el cual se crean objetos físicos colocando un material por capas en base a un modelo digital. Todos los procesos de impresión 3D requieren que el software, el hardware y los materiales trabajen en conjunto. En la figura 24-1 se puede apreciar la impresión de un objeto, la tecnología de impresión 3D puede utilizarse para crear todo tipo de cosas, desde prototipos y piezas simples hasta productos finales altamente técnicos, como piezas para aeronaves, edificios ecológicos, implantes médicos que pueden salvar vidas e incluso órganos artificiales que se producen con capas de células humanas (Autodesk, 2019).



Figura 24-1: Impresión 3D
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019.

1.9.1 Propiedades y ventajas

En la actualidad la impresión 3D es ya una realidad, no es algo del futuro o que sea exclusivo, ya que en el mercado existen toda una gama de impresoras. Y como **propiedades** de estas tenemos que: - Todo puede ser impreso. – Más diversidad de materiales. – Emergen más espacios de venta de diseños y objetos impresos. – Nuevos espacios de impresión. En cuanto a las **ventajas** se tienen un sin número, pero se citan 10 y son: 1. La complejidad es gratis, 2. Las variaciones son gratis, 3. Cero stocks, 4. No es necesario el ensamblaje, 5. Infinitos diseños y texturas, 6. No habilidades especiales, 7. Fabricación compacta, 8. Menos material de desecho, 9. Infinitos materiales, 10. Réplica exacta (Olachea, 2014).

CAPITULO II

2 MARCO METODOLÓGICO

El capítulo actual corresponde al diseño y desarrollo en *hardware* y *software* del prototipo de órtesis para el apoyo funcional de una extremidad superior izquierda sana para el levantamiento de pesos mediante un actuador lineal de alto torque en corriente directa llamado Strong Arm V1. En el grafico 1-2 se detalla el proceso metodológico para luego cumplir con los requerimientos que se compone de: la selección de los elementos que lo conforman, el diseño electrónico, fabricación del circuito electrónico, cálculo de fuerza, diseño estructural y construcción estructural del prototipo.

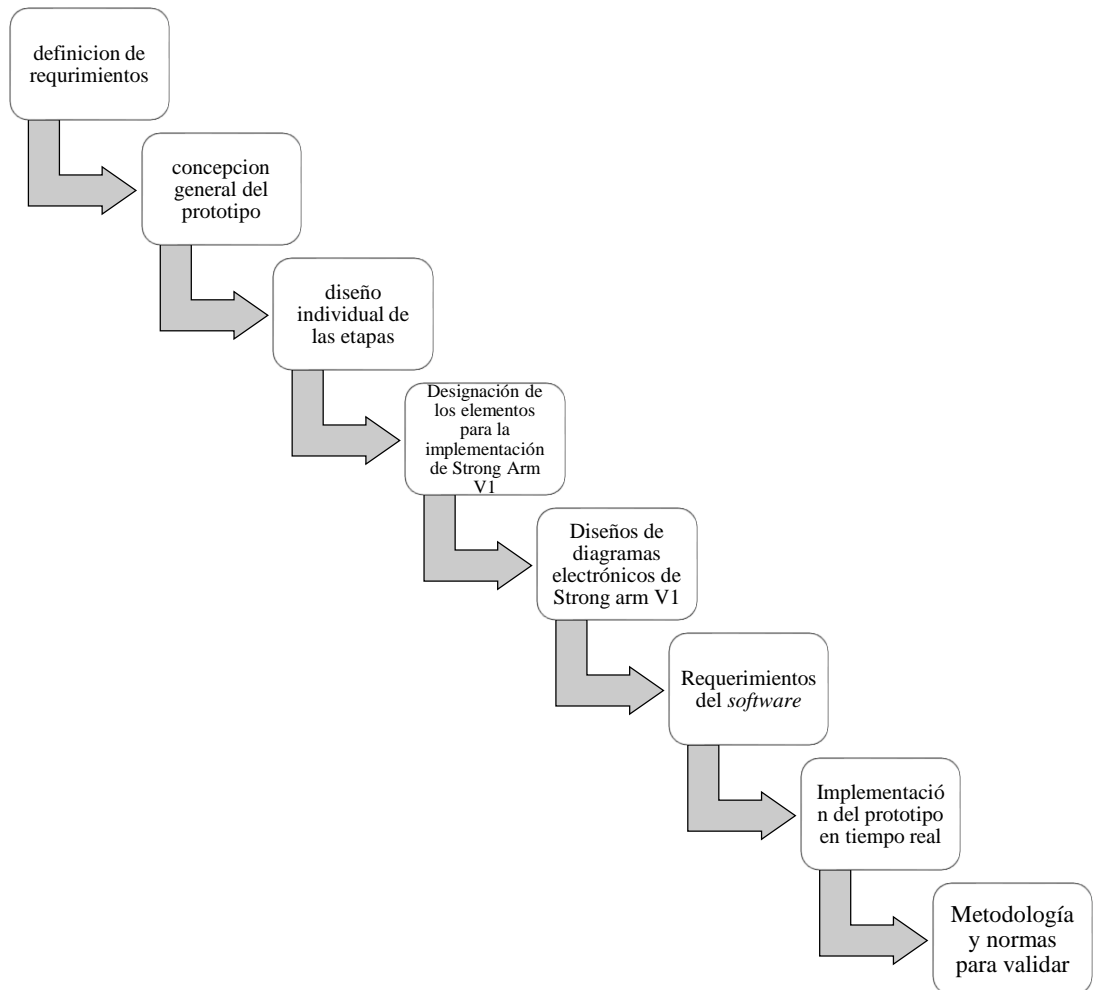


Gráfico 1-2. Proceso metodológico *Strong Arm V1*

Fuente: JIMENEZ, Byron, 2019

2.1 Requerimientos del Strong Arm V1

Se selecciona como requerimientos: los pulsos musculares para la transición de señales mioeléctricas, la fuerza con que trabaja el actuador lineal, fundamental para el levantamiento de pesas, la potencia, necesaria en la alimentación del circuito y el fin de carrera que es la protección del actuador lineal. Todos estos necesarios para el correcto funcionamiento del Strong Arm V1. Los requerimientos están detallados en la Tabla 1-2

Tabla 1-2: Requerimientos generales del prototipo Strong Arm V1

NOMBRE DEL PROTOTIPO		Strong Arm V1
Requerimiento	Descripción	
Señal mioeléctrica muscular	Transmisión exitosa de la señal mioeléctrica entre el musculo y el controlador.	
Fuerza actuador lineal (motor)	900 N de fuerza y un Rango de levantamiento entre 5kg y 30kg	
Voltaje y corriente (motor)	Rango de alimentación al motor de 11 a 12 Vdc y de 1 a 2.5 Adc	
Fin de carrera	Transmisión exitosa entre sensor lineal y actuador.	
Estructura física de la órtesis	Liviano, adaptable y seguro para el usuario Movimiento en ángulos de 170° (extendido) y no mayor a los 90° (contraído)	
Otros	Alimentación eléctrica por batería, sujetadores de cuero con una mochila adaptable a la espalda.	

Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

2.2 Concepción general del prototipo

El concepto general del Strong Arm V1 está estipulado en la Figura 1-2. Este empieza con la fuerza muscular del usuario. Posterior a esto, el dispositivo myoware extrae la señal mioeléctrica y la transmite al controlador para el tratamiento de la misma. Los datos procesados internamente en el controlador son enviados al actuador lineal, acoplado a la estructura física articulada la cual se encarga de realizar un movimiento capaz de levantar pesas de alto calibre (5kg a 30kg), de manera que el usuario no realice un esfuerzo extremo y que también se lo puede colocar de forma sencilla.

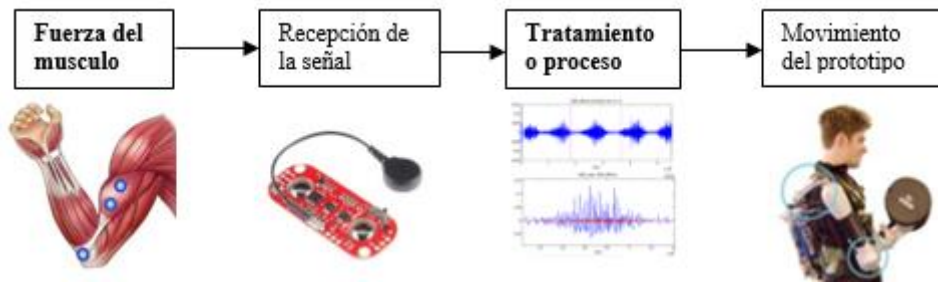


Figura 1-2: concepción general del prototipo
 Fuente: JIMENEZ, Byron, 2019

2.2.1 Bloques que conforman el prototipo.

- El primer bloque corresponde a la adquisición de señales mioeléctricas, las mismas que nacen desde el musculo bíceps izquierdo al sensor myoware junto a los electrodos adheridos al brazo izquierdo del usuario, dicha señal receptada se dirige por una etapa de acondicionamiento dentro del sensor, para finalmente ingresar al controlador donde se da el procesamiento y posterior transmisión, cumpliendo con los requerimientos.
- El segundo bloque corresponde al mecanismo de la estructura física del prototipo de órtesis. Dentro de esta estructura se encuentra el actuador lineal accionado por un motor de corriente directa (DC), dicho actuador es el protagonista para el levantamiento de pesos con una fuerza máxima de 900N, la misma que permitirá levantar pesos de hasta 30Kg. Además, la estructura física es en su mayoría articulada para que pueda interactuar con el usuario de forma ergonómica, el diseño de la segunda etapa está ligada al requerimiento mencionado en la Tabla 1-2
- El tercer bloque corresponde al sistema de control encargado de procesar las señales mioeléctricas recibidas y generar la señal de comando para el correcto funcionamiento del actuador lineal en el prototipo de órtesis, todo esto deberán estar en la capacidad de satisfacer el requerimiento mencionado en la Tabla 1-2.

- Finalmente, el cuarto bloque lo constituye la electrónica de potencia la cual se encarga de ser el punto de conexión entre el bloque dos y bloque tres. Además, dentro de este bloque está el acondicionamiento de la señal del sensor QTR2A configurado como un fin de carrera para el desplazamiento lineal del actuador y de esta forma proteger al mismo de una sobre carga al momento de levantar el objeto.

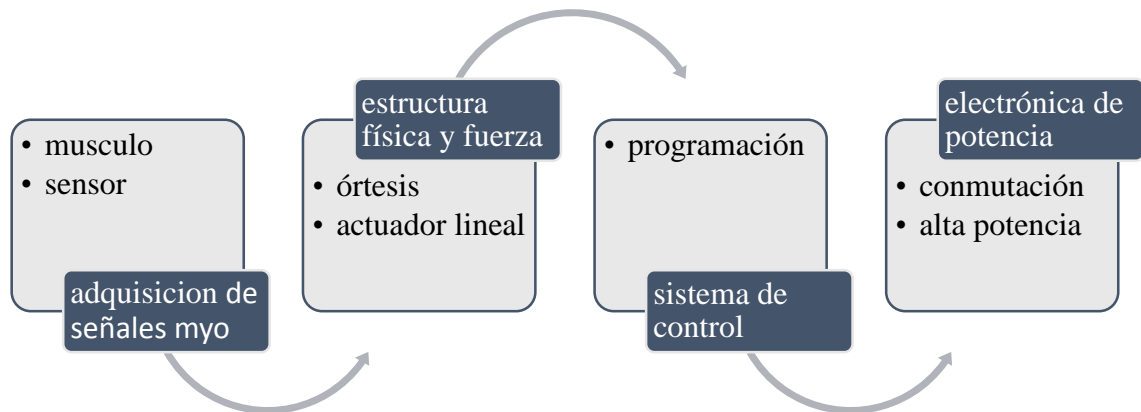


Gráfico 2-2. Bloques generales del prototipo *Strong Arm VI*

Fuente: JIMENEZ, Byron, 2019

La estructura de implementación de *hardware* se puede observar en el Gráfico 2-2. En este se muestra la implementación general con cada bloque que conforman al prototipo. En el primer y tercer bloque se observa la adquisición y el tratamiento de las señales de entrada del sistema por medio del sensor mioeléctrico adherido a la piel del músculo bíceps izquierdo y el controlador (Atmega 328-p) ubicado en la mochila. El segundo bloque muestra la fuerza que ejerce el prototipo sobre los objetos pesados por medio del actuador lineal y la estructura mecánica que está caracterizada por el diseño, sus articulaciones, el material del que está construido, etc. El cuarto y último bloque muestra la electrónica de potencia donde se involucra el puente de inversión para el resultado final que es el movimiento en dos diferentes direcciones por medio del actuador lineal antes mencionado en el segundo bloque.

2.2.2 Esquema general de conexiones del prototipo Strong Arm V1

A continuación se muestra las diferentes etapas que conforman el prototipo Strong Arm V1.

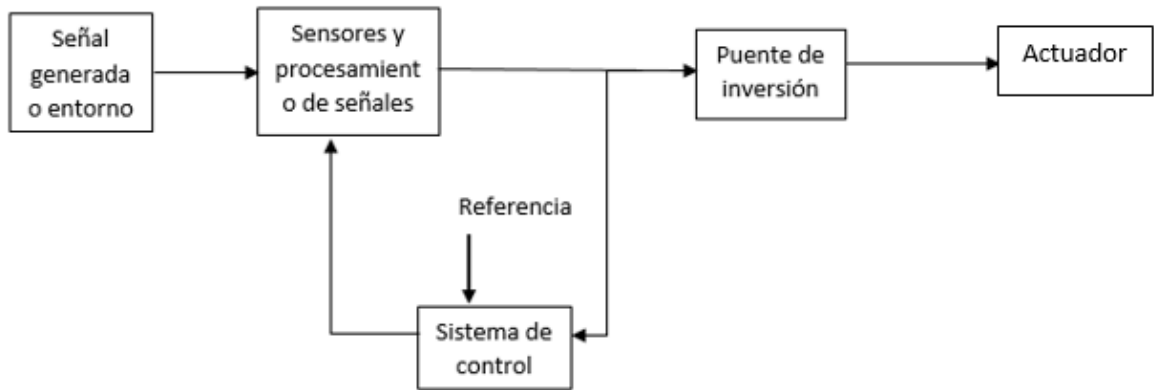


Gráfico 3-2: Estructura del prototipo strong arm V1

Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

- Sensores y procesamiento de señales
- Sistema de control
- Puente de inversión de giro
- Actuador lineal de alto torque

2.3 Diseño individual del prototipo de órtesis Strong Arm V1

Determinada la concepción general del dispositivo, se procede a mencionar los bloques de la estructura física del prototipo que lo conforman de manera individual. Se describe el diseño de cada una de sus partes y cómo será la construcción para llevar a cabo la implementación con los elementos definidos.

2.3.1 Sensores y procesamiento de señales

La primera etapa se encuentra representada en la Figura 2-2, la cual consta de bloques para el tratamiento de señales mioeléctricas y eléctricas generadas por el movimiento muscular del bíceps en el brazo izquierdo del usuario. Las señales de interés ingresan a un proceso de acondicionamiento como se indicó anteriormente en el apartado 1.5.2, en la cual el sensor capta y acondiciona las señales musculares, por otro lado, el sensor de línea ubicado en el vástago del motor genera señales eléctricas cumpliendo la función de fin de carrera al contraer y extender la estructura física del prototipo junto al brazo, a continuación, pasa al bloque del procesador, la señal al ser tratada en el procesador calibra y transforma los datos programados obteniendo valores enteros para el respectivo movimiento del actuador lineal.

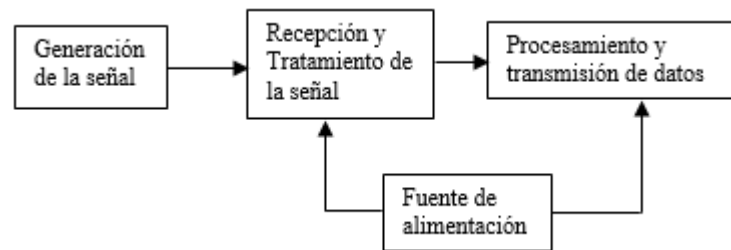


Figura 2-2: Sensores y procesamiento de señales.
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

2.3.2 Sistema de control

La segunda etapa se encuentra representada en la Figura 3-2, la cual es el conjunto de bloques relacionado al sistema de control en lazo cerrado para el prototipo. Empieza por la adquisición de la señal a través del sensor muscular y el sensor fin de carrera, los cuales permitirán reconocer al microcontrolador señales tales como: contracción del musculo y puntos de inicio y fin de trabajo del actuador, analógicamente el sensor myoware utilizado, recepta señales que pasan por un sistema de acondicionamiento de señal filtrando señales basura para mantener un valor estándar, en el caso del sensor de línea se emplea un sistema de reflexión infrarroja tales como fotorresistencias mostrando valores mayores y menores a 250. Finalmente, dentro del controlador se procesa las señales receptadas mediante una programación repetitiva con bucle cerrado que decida que función tomar y enviar los datos en base a las señales receptadas.

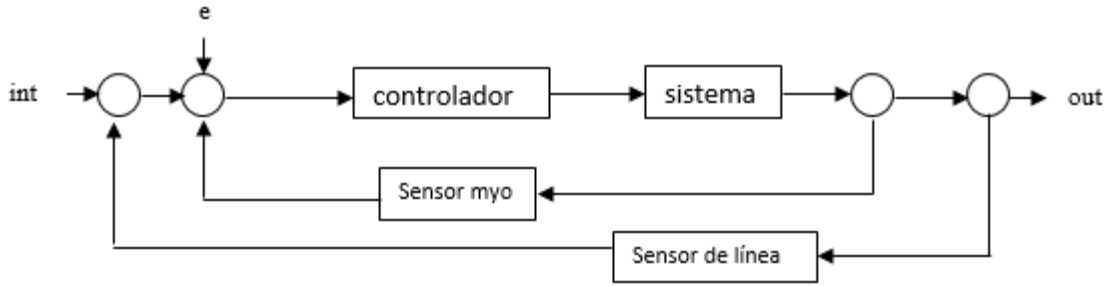


Figura 3-2: Etapa 2 sistema de control.
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

2.3.3 Puente de inversión de giro.

La tercera etapa mostrada en la Figura 4-2, hace referencia a la conmutación de la traslación realizada por el actuador lineal que permite la flexión y extensión en la estructura física del prototipo. Empieza con el bloque de datos procesados en las etapas anteriores, el controlador recibe las señales acondicionadas las procesa y lo envía a un circuito denominado puente H, que se encarga de realizar la inversión de giro del motor (DC) como se muestra en el apartado 1.7. Para ello se emplea un circuito de protección evitando así sobrecargas en el controlador. Los relés son encargados de conducir altas potencias para permitir el cambio de giro en el motor (DC) haciendo que el vástago del actuador lineal en la estructura artificial realice su recorrido en la dirección que el controlador disponga.

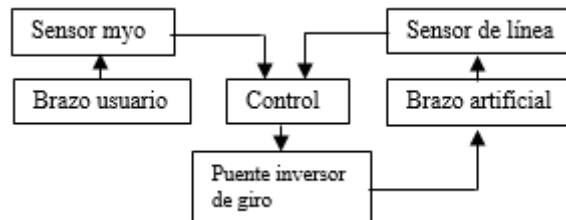


Figura 4-2: Etapa 3 puente de inversión de giro.
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

2.3.4 Carga (motor)

En la Figura 5-2, muestra la configuración que posee la etapa final con todos los bloques. Inicia con un bloque de adquisición de señales por parte del sensor muscular-MYOWARE y el sensor lineal, los cuales permiten al procesador trabajar con las señales receptadas. Las señales receptadas y procesadas por parte del microcontrolador Atmega 328p serán digitalizadas para luego poder transmitir las ordenes al puente de inversión el mismo que realizará el cambio de movimiento en el actuador lineal y por ende del brazo humano. El trabajo que ejerce el mismo está basado en su construcción de fábrica, para obtener como resultado final levantar un peso en (Kg) más de lo que el usuario podría sin el prototipo.

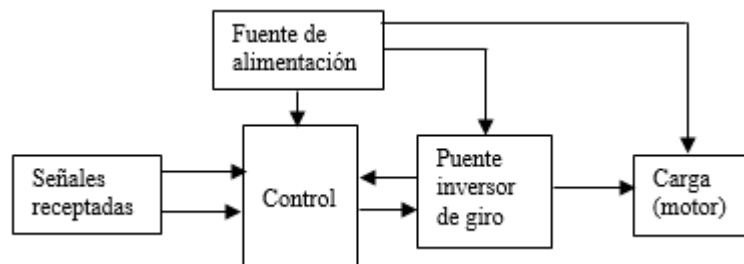


Figura 5-2: Etapa 4, funcionamiento del actuador.
 Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

2.4 Designación de los elementos para la implementación de Strong Arm V1

En esta sección, se procede a la elección de los dispositivos y materiales electrónicos que forman parte del prototipo Strong Arm V1, dichos dispositivos y materiales se elegirán para llevar a cabo los requerimientos mencionados en la Tabla 1-2.

2.4.1 Microcontrolador

Basándose en las necesidades del prototipo al tener un microcontrolador de alto nivel que realice las instrucciones necesarias para la recepción y transmisión de señales eléctricas y mioeléctricas se obtendrá un funcionamiento deseado del prototipo en general. Se ha visto la necesidad de utilizar microcontroladores basados en la familia de los AVR usados por Arduino, con el cual se podrá interactuar simultáneamente con los dispositivos conectados al mismo.

2.4.1.1 Atmega-328p

El prototipo Strong Arm V1 necesita de un microcontrolador compacto y completo que se capaz de interactuar con distintos elementos incluso ajenos a su entorno. El pic ATMEGA-328p posee 14 pines digitales I/O y 6 entradas analógicas con 10 bits en resolución (1024 distintos valores). Posee un cristal de oscilación de 16MHz, soporta comunicación en serie RX, TX e I2C. En la Figura 6-2 se puede observar al mismo y en la Tabla 2-2 las Características generales.

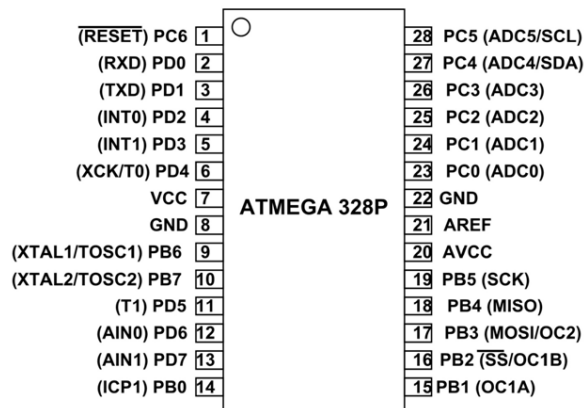


Figura 6-2: ATMEGA-328p

Fuente: (componets101, 2018)

Tabla 2-2: Características generales del microcontrolador

Elementos de la tarjeta	Descripción
Microcontrolador	ATMega328p
Voltaje de alimentación	5-v
Corriente modo encendido	1.5mA
Corriente modo apagado	1 μ A
I/O digitales	14 pines
Entradas analógicas	6 c/u a 40mA
Memoria Flash	32KB
EEPROM	1KB
Frecuencia de trabajo	16MHz
Dimensiones	5mm*50mm

Fuente: (ATMEL, 2019)

Realizado por: JIMENEZ, Byron; 2019

2.4.2 Módulos sensoriales

Los módulos sensoriales en el Strong ArmV1 deberán ser pequeños y de bajo consumo energético, permitiendo la recepción y transmisión de señales ya sea entre musculo-sensor como motor-sensor siendo compatibles con el microcontrolador. Basado en los requerimientos del sistema la comunicación entre módulo de sensor y microcontrolador debe ser lo más óptima posible.

2.4.2.1 Sensor Myoware

Consiste en una placa con una alimentación de 3.3v a 5v, para lo cual utiliza dos pines de alimentación, el ultimo pin es la señal de salida, misma que se conecta al microcontrolador. Este último leerá los pulsos procesados y emitidos por el sensor desde el brazo, por otro lado, el sensor dispone de tres entradas para los electrodos, estos tres puntos son los que se adhieren a la piel del usuario para empezar a generar señales mioeléctricas hacia el pin de salida (SIG). La Figura 7-2 muestra el dispositivo y la Tabla 3-2 describe las características más relevantes. La configuración del sensor se realiza mediante librerías y comandos en programación a la vez compatible con el pic ATmega-328p

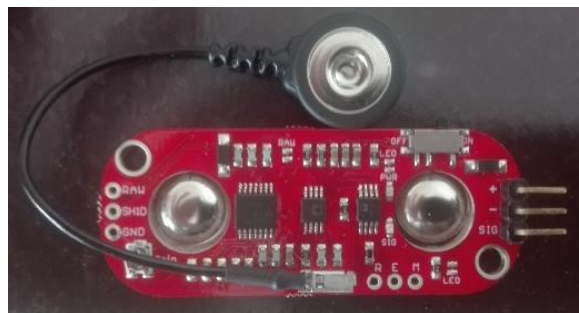


Figura 7-2: Sensor myoware.
Realizado por JIMENEZ, Byron, 2019

Tabla 3-2: Características del sensor muscular Myoware

Característica	Descripción		
	Min	TYT	Max
Voltaje de Alimentación	+2.9V	+3.3-5V	+5.7
Corriente de operación	--	9mA	14mA
Impedancia de entrada	--	110GΩ	--
Ganancia del potenciómetro (ajuste)	0.01Ω	50kΩ	100kΩ
Output signal voltaje	0V	--	+Vs
EMG envelope	0V	--	+Vs
Raw EMG			
Dimensiones	52.3mm*20.7mm	52.3mm*20.7mm	52.3mm*20.7mm

Fuente: (Wakalkar, 2018)
Realizado por: JIMENEZ, Byron; 2019

2.4.2.2 Sensor lineal qtr8a

Las matrices de sensores en el QTR8A están pensadas como sensores de línea, pero pueden usarse como una proximidad o reflectancia de uso general. Cada módulo es un portador conveniente para ocho pares de emisor y receptor IR (fototransistor) espaciados uniformemente en intervalos de 0.375 "(9.525 mm). Las salidas son todas independientes, pero los LED están dispuestos en pares para reducir a la mitad el consumo de corriente. Apagar los LED podría ser ventajoso para limitar el consumo de energía cuando los sensores no están en uso o para variar el brillo efectivo de los LED a través del control PWM. Las resistencias LED de limitación de corriente para funcionamiento de 5 V están dispuestas en dos etapas; esto permite un simple bypass de una etapa para permitir la operación a 3.3 V. La corriente del LED es de aproximadamente 20-25 mA, lo que hace que el consumo total de la placa sea poco menos de 100 mA. El diagrama esquemático del módulo se muestra en la figura 8-2. (QTR-8A and QTR-8RC reflectance sensor array user's guide, 2001-2014 pág. 2)

Una ventaja del QTR-8A es que nos permite usar dos de los ocho sensores de la regleta es así que se muestra en la misma Figura 8-2 sin que se afecte el funcionamiento dando lugar a las mismas características antes mencionadas en la citación y en la Tabla 4-2. Se puede decir que la reflectancia en los dos sensores que se usa, tienen la misma intensidad de trabajo, pero con menos consumo de corriente.



Figura 8-2: Sensor qtr2A
Fuente: (Pololu, 2019)

Tabla 4-2: Características principales del sensor qtr-8a

Característica	Descripción
Alimentación	3.3-5V
Corriente de operación	100mA
Distancia de detección óptima	0.125'' (3mm)
Formato de salida para el QTR-8A:	8 voltajes analógicos que van desde 0 V hasta el voltaje suministrado
Dimensiones	2.95'' x 0.5''

Fuente: (Pololu, 2019)

Realizado por: JIMENEZ, Byron; 2019

2.4.3 Actuador lineal

Este tipo de actuador lineal es capaz de obtener una fuerza en funcionamiento de hasta 900N, teniendo un vástago que se extiende hasta dos pulgadas para el caso, con una velocidad máxima de 0.39 in/sec permitiendo así obtener una fuerza suficiente para levantar hasta 225lb. Es así que el motor se encuentra ubicado justamente en la parte del bíceps izquierdo funcionando, como un musculo de apoyo para el prototipo y por ende para el usuario. Este actuador lineal es la base fundamental para levantar el peso deseado y es el encargado de soportar los picos de subida y bajada de corriente al momento de realizar la inversión de giro en la Figura 9-2 se puede apreciar a dicho actuador y en la Tabla 5-2 sus características.



Figura 9-2: Actuador lineal (windynation)

Realizado por: JIMENEZ, Byron; 2019

Tabla 5-2: Características del actuador lineal

Característica	Descripción
Voltaje	12V
Corriente max	$\leq 2.5A$
Velocidad de salida	0.39 in/sec
Torque max	900N
Duty cycle	25%
Temperatura de operación	-14.8°F a +149°F
Dimensión largo	4.33in
Dimensiones en ancho	1.57in * 2.95in

Fuente: (Nation, 2019)

Realizado por: JIMENEZ, Byron; 2019

2.5 Diseño de diagramas electrónicos de Strong Arm V1

En el Gráfico 3-2 se puede observar el diagrama general de las conexiones que se ajustan al prototipo, a continuación, se procede a realizar el diseño del diagrama electrónico que componen a cada bloque. Para este fin se utilizó las herramientas de simulación electrónica Proteus 8.0, ofreciendo la oportunidad de realizar esquemas electrónicos y pasarlos posteriormente a una PCB o placa de circuito impreso.

2.5.1 Bloque de alimentación

Para esta etapa es necesario contar con tres tipos de fuentes que alimenten a toda la circuitería y actuador del prototipo. Por un lado, está la fuente de alimentación para la parte del controlador que funciona con un voltaje de 9V y 250mA, por otro lado, está la fuente de alimentación para el circuito de potencia que permite la conmutación para la inversión de giro del actuador que funciona con 11.1V y 800mA y por ultimo esta la fuente de alimentación más grande suministrando al actuador un voltaje y corriente de 12V y 2.2A. Para el caso se suministra cada circuito con una batería diferente, pero por otro lado está, se crea un pequeño circuito que con una sola batería pueda dividir y hacer que cada bloque obtenga el suministro necesario es así que se procede a diseñar un divisor de corriente y voltaje para este bloque mostrado en la Figura 10.2.

Para el caso en particular se usa la batería con mayor potencia de suministro (12V; 2.2A), el diseño del divisor de corriente y voltaje dependerá de la necesidad de cada bloque en el circuito. En el primer circuito está el de control, se diseñará en base a sus requerimientos energéticos para lo cual usaremos una resistencia de referencia de 1kΩ que servirá como punto de partida para obtener la potencia requerida menor a la de la fuente en un inicio aplicando la Ecuación 2-2 para hallar la resistencia requerida en el circuito.

Ecuación 1-2: Ley de ohm

$$V_i = IR$$

$$12V = 2.2A * R$$

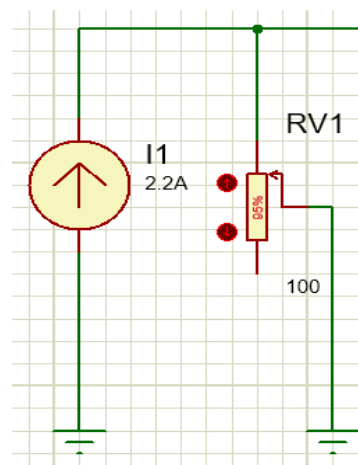


Figura 10-2: Ley de ohm.
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Ecuación 2-2: Divisor de voltaje

$$V_{R2} = \frac{V_T(R_2)}{R_1 + R_2}$$

$$9V = \frac{12V(R_2)}{100\Omega + R_2}$$

$$100\Omega + R_2 = \frac{12V * R_2}{9V}$$

$$R_2 - 1.33R_2 = -100\Omega$$

$$R_2 = \frac{100\Omega}{0.33}$$

$$R_2 = 303.03\Omega$$

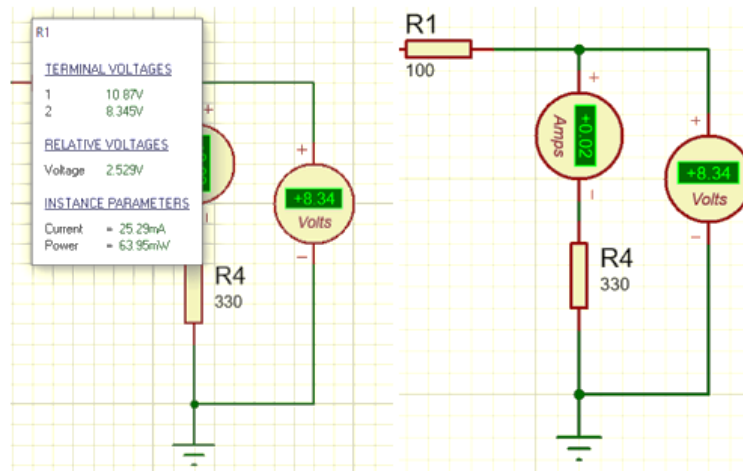


Figura 11-2: Divisor de voltaje
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Ecuación 3-2: Divisor de corriente

$$I_{R2} = \frac{I_T * \left(\frac{1}{1/R_1 + 1/R_2} \right)}{R_2}$$

$$I_{R2} = \frac{I_T * \left(\frac{1}{\frac{R_2 + R_1}{R_1 * R_2}} \right)}{R_2}$$

$$I_{R2} = \frac{I_T * \left(\frac{R_1 * R_2}{R_2 + R_1} \right)}{R_2}$$

$$I_{R2} = \frac{I_T * (R_1 * R_2)}{R_2(R_2 + R_1)}$$

$$I_{R2} = \frac{I_T * (R_1)}{(R_2 + R_1)}$$

$$800mA = \frac{2.2A * (100\Omega)}{(R_2 + 100\Omega)}$$

$$R_2 = \frac{2.2A * (100\Omega)}{800mA} - 100\Omega$$

$$R_2 = 175\Omega$$

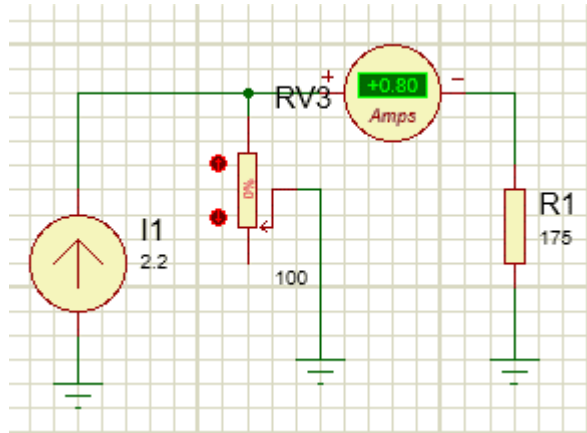


Figura 12-2: Divisor de corriente.
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Tabla 6-2: Valores de voltaje y corrientes entrada vs salida

	Vi [voltios]	Ient [corriente]	Vo [voltios]	Ient [corriente]
Circuito de control	12 V	2.2 A	9 V	250 mA
Circuito de potencia y conmutación	12 V	2.2 A	12 V	800 mA
Alimentación del Motor	12 V	2.2 A	12 V	2.2 A

Realizado por: JIMENEZ, Byron; 2019

Como se puede observar en la Tabla 6-2, los valores adquiridos a las salidas permiten la alimentación de cada etapa del circuito es así que cada diseño es capaz de suministrar lo que el circuito de control y de potencia necesita. Posterior a esto se muestra la circuitería de cada una de las etapas correspondientes que conforman el control y la potencia del prototipo Figura 11-2 y Figura 12-2.

Se realiza el circuito de regulación de voltaje con el circuito integrado 7805 como se muestra en la Figura 13-2 que suministra 5v evitando que ingresen voltajes superiores a este, para que el microprocesador pueda desarrollar su control sobre los diferentes bloques del circuito el cálculo del consumo de potencia se lo encuentra aplicando la Ecuación 4-2.

Ecuación 4-2: potencia de consumo para el bloque control

$$W = (V_i - V_o) * I$$

$$V_i = 9v$$

$$V_o = 5v$$

$$I = 200mA$$

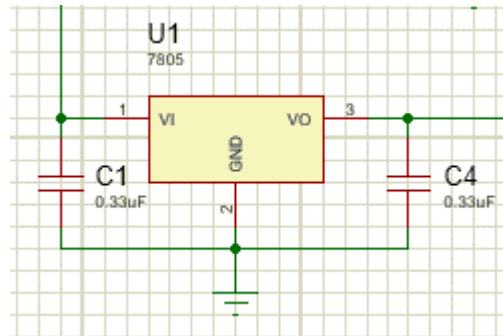


Figura 13-2: Regulador de voltaje 7805
Realizado por JIMENEZ, Byron, 2019

2.5.2 Diseño etapa de control

Posterior a la regulación de voltaje para la alimentación del microprocesador, se realiza la conexión de los componentes del mismo como se muestra en la Figura 14-2 para finalizar la etapa de control mismo que determina el funcionamiento del bloque de potencia y el actuador en el prototipo de órtesis.

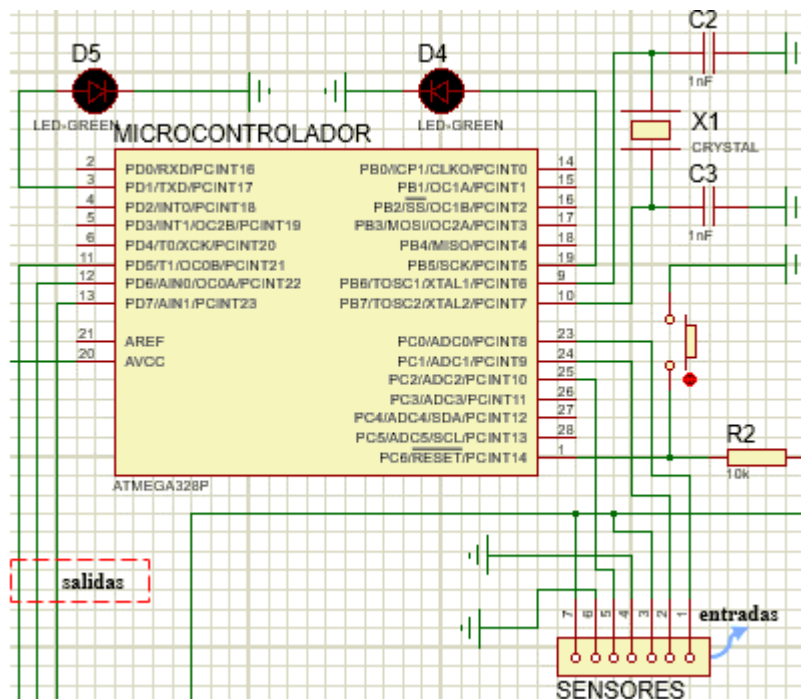


Figura 14-2: Circuito de control Atmega-328p.
Realizado por JIMENEZ, Byron, 2019

Considerando que las señales de entradas son las que permiten determinar al microprocesador el control de contracción o extensión del actuador tal como se muestra en la Figura 14-2. Las señales producidas por los sensores darán lugar al procesamiento de señales en el microprocesador, mismo que a través de los pines configurados como salidas controla el movimiento del prototipo mediante su programación dentro del encapsulado.

A continuación, se realiza la conexión de los pines de salida hacia el circuito integrado l293d mostrado en la Figura 15-2 mismo que permite la conmutación o cambio de giro de un actuador de bajo consumo. El l293d tiene un consumo de $I_{max} = 1A$ con dos entradas de voltaje de 5v para el encapsulado y 9v para un mejor arranque de los actuadores. Funciona igual a un puente de transistores; se activan y desactivan para el manejo de la inversión de fases (+, -) (-, +) a sus salidas.

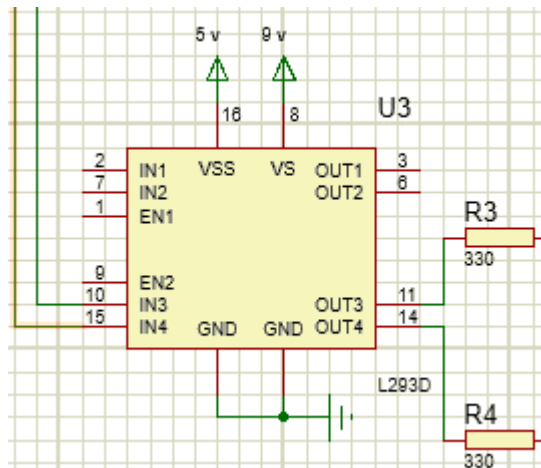


Figura 15-2: Puente de inversion L293D
Realizado por JIMENEZ, Byron, 2019

2.5.3 *Diseño de la etapa de potencia*

Después de haber realizado la conmutación o cambio de giro en cada una de sus señales de voltaje, a continuación, la salida se dirige a un sistema de aislamiento para poder controlar desde este una mayor carga, es así que se usa los opto acopladores 4n25 mostrado en la Figura 16-2. Este realiza la función de aislar y proteger al circuito controlador, para de esta manera poder manejar mayor potencia del otro extremo. La señal de salida llega al opto acoplador y da la señal de encendido o apagado de forma que el mismo está en una activación intermitente cuando el sensor muscular está activo.

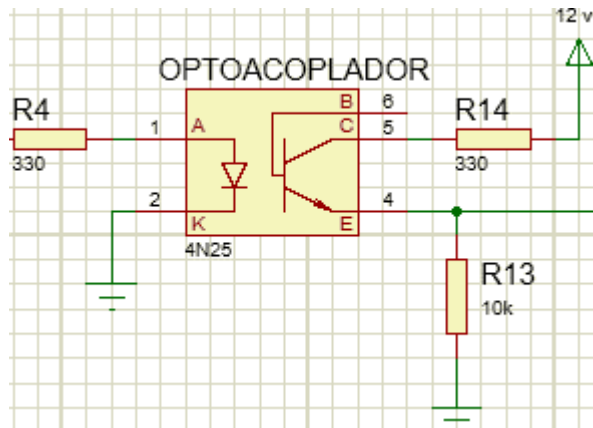


Figura 16-2: Aislamiento del circuito 4n25.
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Dado que una señal es emitida por parte de la etapa de control Figura 14-2, llega al opto acoplador mostrado en la Figura 16-2, encargado de dar la señal de encendido a la etapa de potencia y por ende al actuador Figura 18-2 en el sentido que sea necesario. La señal receptada por el transistor interno dentro del encapsulado (4n25) es conducida hasta un pequeño circuito en la base del transistor (Q3) encargado de procesar ésta pequeña potencia. Realizando un cálculo para la resistencia de base (R12) en el transistor (Q3) mostrado en la Figura 17-2 hará que el mismo 3904 (Q3) se abra y cierre al paso de corriente dando lugar a la activación del relé. Se conecta un diodo rectificador (D3) en paralelo al bobinado del relé y en serie al colector del transistor (Q3) para evitar un retroceso de corriente y que ésta quemé los elementos.

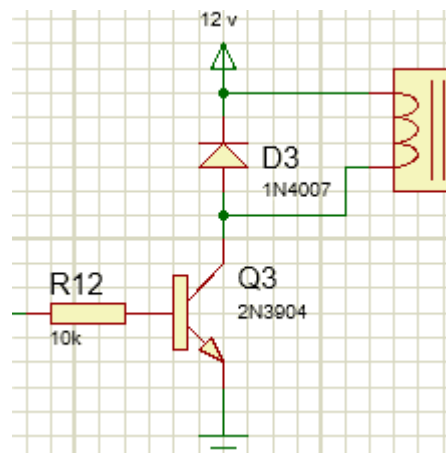


Figura 17-2: Driver de activación y desactivación con 2n3904
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Ecuación 5-2: cálculo de la resistencia de base

$$R = \frac{(V_{int} - 0.7) * \beta}{I}$$

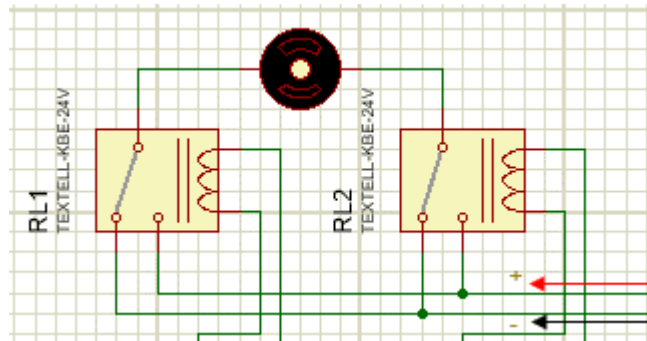


Figura 18-2: Puente de inversión de giro con relés
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

La Figura 18-2 se puede observar la conexión para la conmutación de giro del actuador partiendo de un puente de inversión construido (RL1, RL2) con relés haciendo que estos soporten mayor potencia y la necesaria para el actuador lineal.

En la Figura 19-2 se muestra el diseño general de todas las etapas electrónicas tomando en cuenta los requerimientos necesarios para que el actuador junto a la estructura física pueda cumplirlos. La fuerza que ejerce el actuador para el levantamiento de objetos pesados es uno de los requerimientos que se debe cumplir con el prototipo dado que el actuador como base fundamental en este requerimiento permitirá realizar la subida y bajada de dichos objetos en general.

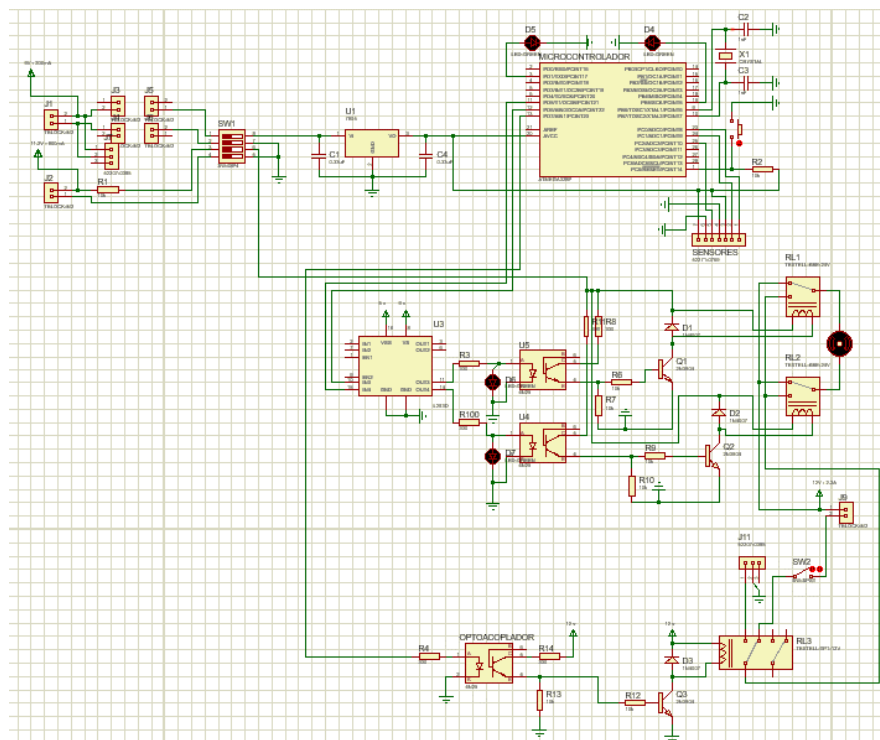


Figura 19-2: Esquema general electrónico de control y actuador.
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

El esquema general electrónico del prototipo, empleado para el Strong Arm V1, consta de un microcontrolador ya muy conocido como es el ATMEGA 328p junto con un puente de inversión 1293d que actúan dentro de la etapa de control. Partiendo de aquello se pueden activar y desactivar cada fototransistor encapsulado del driver de potencia para cada uno de los relés permitiendo de esta forma mover el actuador además se agrega un relé extra para proteger el mismo.

En la Figura 20-2 se aprecia los datos de la comunicación entre el controlador y el sensor a través del puerto serial en el software de microcontrolador, los datos impresos son los enviados por parte del musculo y el sensor hacia el controlador, otorgando una comunicación satisfactoria entre los dos puntos.

The image shows two windows from an Arduino IDE. The main window displays the following code:

```

// TESISFin
#include <QTRSensors.h>
QTRSensors qtr;
const int adelante = 5;
const int atras = 6;
const int apaga = 7;
const uint8_t SensorCount = 2; // asignacion numero de pines de la regleta qtr
uint16_t sensorValues[SensorCount];
const int valor = 250;

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  pinMode(adelante, OUTPUT);
  pinMode(atras, OUTPUT);
  pinMode(apaga, OUTPUT);
  // configure the sensors
  qtr.setTypeAnalog();
  qtr.setSensorPins((const uint8_t[]) {A1, A2}, SensorCount);
  qtr.setEmitterPin(2);

  delay(500);
  pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);
  digitalWrite(LED_BUILTIN, HIGH); // turn on Arduino's LED to indicate we are in calibration
  for (uint16_t i = 0; i < 400; i++)
  {
    // ...
  }
}

```

The serial monitor window (COM3) displays the following data:

sensor = 273	output = 68
sensor = 264	output = 65
sensor = 265	output = 66
sensor = 265	output = 66
sensor = 274	output = 68
sensor = 264	output = 65
sensor = 264	output = 65
sensor = 265	output = 66
sensor = 275	output = 68
sensor = 262	output = 65
sensor = 265	output = 66
sensor = 264	output = 65
sensor = 265	output = 66
sensor = 273	output = 68
sensor = 264	output = 65
sensor = 264	output = 65
sensor = 274	output = 68
sensor = 265	output = 66
sensor = 264	output = 65
sensor = 264	output = 65
sensor = 274	output = 68
sensor = 265	output = 66
sensor = 264	output = 65
sensor = 264	output = 65
sensor = 275	output = 68
sensor = 261	output = 65
sensor = 265	output = 66
sensor = 264	output = 65
sensor = 265	output = 66
sensor = 274	output = 68
sensor = 265	output = 66

Figura 20-2: Comunicación serial sensor - controlador
 Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

2.5.3.1 Placa pcb del circuito general.

Para que el circuito opere en conjunto y de una forma tecnicada se realizó una placa de circuito impreso como se muestra en la Figura 21-2, se muestran las conexiones de todas las etapas con las pistas de acuerdo a sus respectivos diseños.

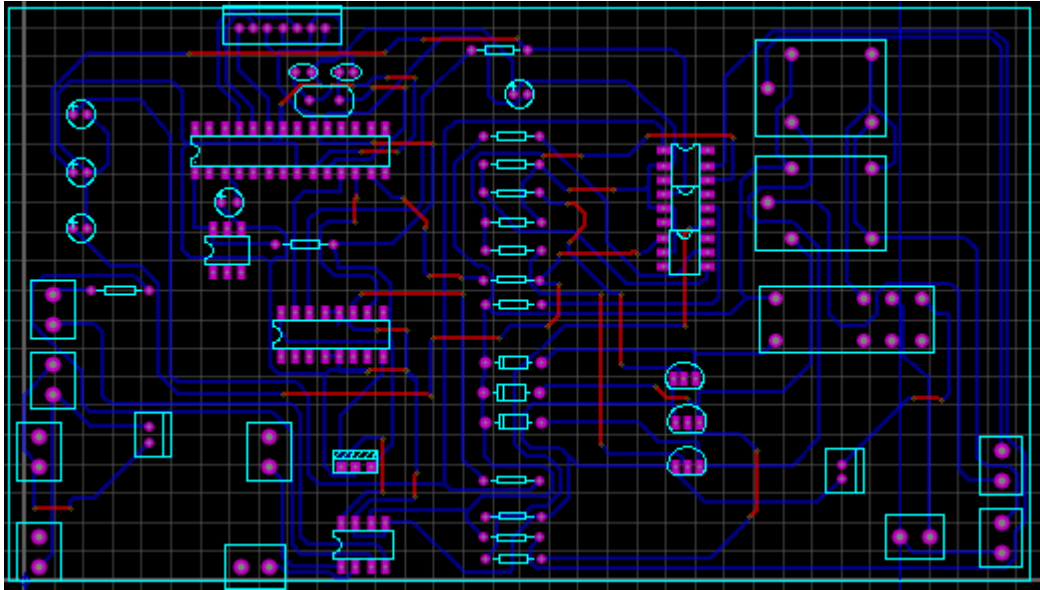


Figura 21-2: Placa PCB para el circuito de control y potencia
 Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Una vez completado el diseño en PCB se realiza un esquema virtual en 3D para visualizar de manera física como estarán distribuidos los componentes en general.

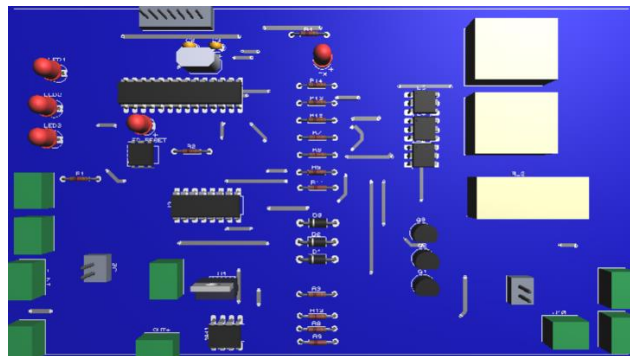


Figura 22-2: Placa de circuito vista 3D
 Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

2.5.4 Selección del actuador para el diseño del brazo físico acoplado al brazo humano.

La selección del actuador dependerá de la fuerza y el tamaño que ejerza el mismo por tanto es necesario que tenga la capacidad de mover pesos basados en los requerimientos, es así que en el apartado 1.6 del capítulo uno se habla acerca de los tipos de motores o actuadores que se encuentran hoy en día para este caso el uso de un actuador lineal viene a ser la mejor opción.

2.5.4.1 *Fuerza muscular humana.*

La fuerza muscular está constituida principalmente por contracciones musculares ya sea de cualquier parte del cuerpo humano. Específicamente el brazo está constituido por dos músculos principales que son el bíceps y tríceps mismos que están sujetos mediante ligamentos a un solo hueso grande llamado humero, conectado a la estructura ósea de la parte superior del cuerpo, este es lo suficientemente fuerte para cumplir con sus funciones de fuerza.

Es necesario tomar en cuenta la fuerza promedio de un brazo humano dentro de este tipo de trabajos como es el levantamiento de pesos con el brazo, haciendo que se involucre el musculo frontal superior de brazo o bíceps de un brazo izquierdo sano. Para ello se realiza un pequeño análisis de estudio y ver los tipos de fuerza en el brazo humano. El strong arm tendrá la capacidad de levantar un peso considerable o mayor al de una fuerza promedio de un brazo izquierdo.

Fuerza estática: es aquella que se produce como resultado de una contracción isométrica, en la cual, se genera un aumento de la tensión en los elementos contráctiles sin detectarse cambio de longitud en la estructura muscular. Es decir, se produce una tensión estática en la que no existe trabajo físico, ya que el producto de la fuerza por la distancia recorrida es nulo. En este caso, la resistencia externa y la fuerza interna producida poseen la misma magnitud, siendo la resultante de ambas fuerzas en oposición igual a cero. Esta manifestación de fuerza requiere un cuidado extremo en su práctica dadas las repercusiones cardiovasculares que conlleva en esfuerzos máximos.

Fuerza dinámica: es aquella que se produce como resultado de una contracción isotónica o anisométrica, en la cual, se genera un aumento de la tensión en los elementos contráctiles y un cambio de longitud en la estructura muscular, que puede ser en acortamiento, dando como resultado la llamada fuerza dinámico concéntrica, en la cual, la fuerza muscular interna supera la resistencia a vencer; o tensión en alargamiento de las fibras musculares, que supondría la llamada fuerza dinámico excéntrica donde la fuerza externa a vencer es superior a la tensión interna generada. (García, 2019)

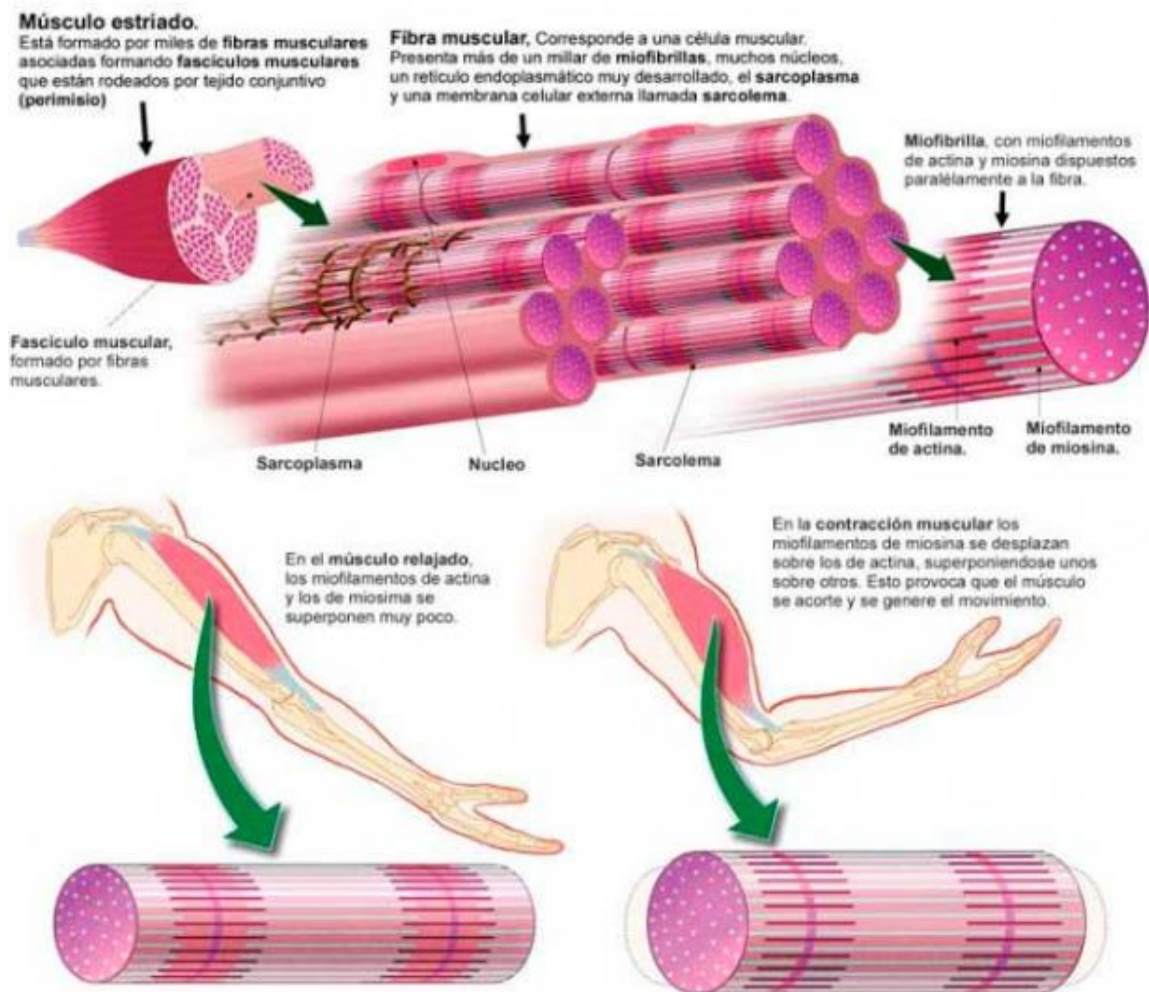


Figura 23-2: Contracción muscular
Fuente: (Gil, 2013)

2.5.4.2 Actuador.

Dentro de la electrónica en control se conoce como un actuador a todo dispositivo electromecánico que proporcione energía mecánica siempre y cuando tenga una excitación magnética dentro de su interior misma que se la denomina como fuerza electro motriz (f.e.m.) la cual es producida por los polos del estator y el roce de las galgas en el rotor. Para el caso el motor dc está constituido por un estator magnético formado por un imán y su rotor construido sobre un eje movable con pequeñas ranura bobinadas con cable de cobre; partiendo de esto se escoge el actuador con estas características pero con una pequeña peculiaridad pero no menos importante, se propone un actuador lineal, mismo que permite la función de un músculo acoplado a la órtesis articulada por otro lado existen diversos cálculos para encontrar el torque, potencia, rendimiento, etc. basándose en las características del actuador.

2.5.4.3 Selección del actuador

Escoger un tipo de actuador para el prototipo strong arm es un tanto complicado debido a que existe una gran variedad de motores con diferentes torques y características por lo que se registrará primero por los implementos extras que ocupa el actuador dado que el mismo deberá ser eléctrico por ser más compacto y para el caso nos basaremos específicamente con un motor lineal debido al tamaño, sus características y troque o fuerza de retracción.

En efecto cada actuador tiene un mismo principio o propósito, el cual es mover cualquier tipo de objeto ya sea de forma lineal o circular, el actuador a utilizar es un motor de función lineal, es decir que el mismo halará y empujará de forma semi-vertical, la forma de este es en general rectangular y su movimiento se basa en un tornillo sin fin sujeto a un vástago, permitiendo la entrada y salida del mismo. Es importante conocer el tipo de actuador escogido puesto que nos permite conocer las características y fuerza con la que va a funcionar.

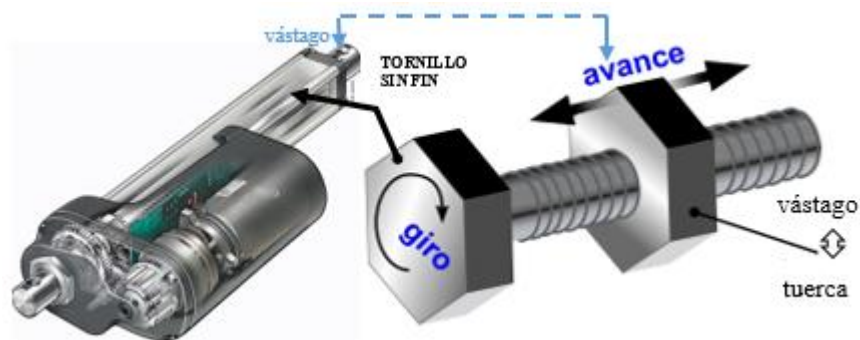


Figura 24-2: Actuador lineal y el funcionamiento de su tornillo sin fin
Fuente: (edu.xunta, 2019)

El actuador que se elige para este tipo de trabajo es un LIN-ACT1-02 con una velocidad de 0.39 in/sec usado comúnmente para levantar objetos muy pesados, la fuerza que alcanza este es de 900N muy por encima de la fuerza humana y casi en la misma potencia de una maquina neumática para levantamiento de peso. El actuador presenta datos relevantes trabajo optimo frente a los objetos que se desea ponerlos a prueba, a partir de la Ecuación 6-2 se puede obtener la potencia eléctrica de consumo del actuador y por ende aplicando la Ecuación 7-2 obtendremos el par o torque mismo que nos muestra la fuerza con la que levantará el objeto.

Ecuación 6-2: Ecuación general de potencia eléctrica del motor

$$P = V * I$$

Donde:

P = potencia en vatios (W)

V = voltaje en voltios (V)

I = corriente en amperios (A)

$$P = 12v * 2.5 A$$

$$P = 30 (W)$$

Una vez encontrada la potencia eléctrica, se encontrará por otro lado el par o torque, es necesario tomar el valor de la potencia ya encontrada y aplicar la Ecuación 7-2 misma que nos permite encontrar el troque.

Ecuación 7-2: Ecuación para el torque del motor

$$T = \frac{P_{mec}}{n}$$

Considerando que para encontrar el torque o par necesitamos de la potencia mecánica P_{mec} se calcula con la siguiente Ecuación 8-2 Misma que nos permite hallar tomando en cuenta la hoja de datos del actuador dado que el mismo tiene una fuerza de 900N y una velocidad de 0.01 m/sec.

Ecuación 8-2: Factor de amplificación

$$P_{mec} = TORQUE(N) * VELOCIDAD (m/sec)$$

$$P_{mec} = 9 w$$

Por otro lado, para variar la velocidad del motor o actuador nos sujetamos del (pwm) mismo que se lo encuentra con el DUTY CICLE o ciclo de trabajo este se menciona en la hoja de datos con un valor de 25% es así que basado en este valor su, velocidad no da para variarla demasiado ya que es muy lento, se muestra en la figura 25-2 el ciclo de trabajo en señales cuadradas y con la ecuación 9-2 para hallar el valor antes mencionado en porcentaje.

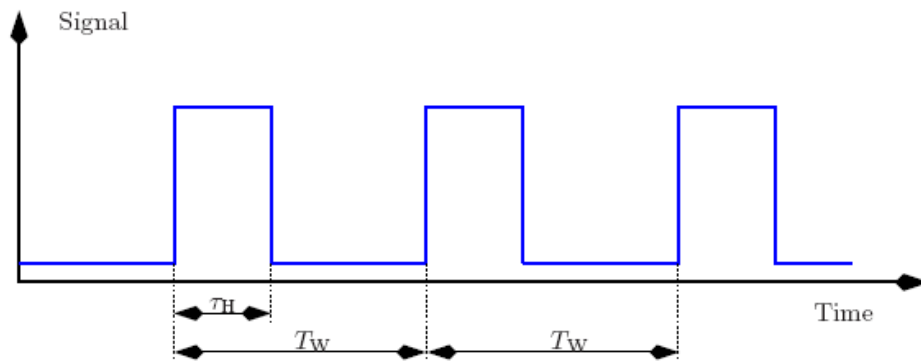


Figura 25-2: Señal cuadrada del ciclo de trabajo
Fuente: (Velo, 2016)

Ecuación 9-2: Ciclo de trabajo

$$D = 100 \frac{T_H}{T_W}$$

Donde:

- D: ciclo de trabajo
- T_H : tiempo en estado activo
- T_W : periodo de la señal

De la velocidad con que suba un objeto pesado dependerá el torque o par del motor lineal es así que el mismo sube con una velocidad ya conocida (0.01 m/sec) la cual es lenta pero muy fuerte para subir un objeto de más de 30kg en un brazo izquierdo.

El objeto pesado se coloca a la distancia de la mano donde será el radio de levantamiento para el órtesis una vez que el musculo haya realizado su emisión de señal por medio del sensor myo la señal que llega al actuador es la de una potencia absorbida, necesaria para el actuador, mismo que levantará el objeto hacia arriba y sin distorsión mientras el músculo siga contraído.

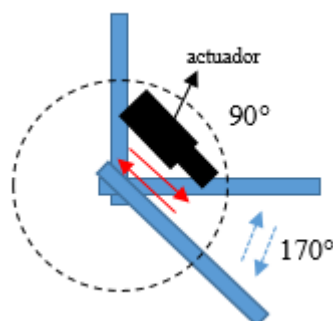


Figura 26-2: Sistema de contracción y expansión
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

2.5.5 *Diseño estructural de la órtesis.*

La estructura física de strong arm V1 se desarrollará con el diseño de tres chasis elaborados en SolidWorks2018, dichos chasis se unirán para formar un eje entre cada articulación de manera que cada diseño deberá estar construido con el material y la estructura correcta para soportar grandes pesos. Por ende, permitirá el desempeño de las etapas diseñadas anteriormente por lo que constará además de una estructura para el circuito controlador que se colocará en la espalda del usuario simulando a una mochila.

2.5.5.1 *Diseño estructural de la hombrera.*

Se toma a consideración las medidas en centímetros para que este se acople al hombro del usuario, este soportará el máximo peso, por lo que se tomará en cuenta el ancho, grosor y altura del material del que estará construido.

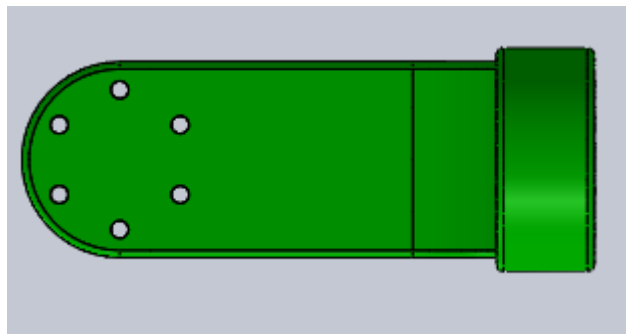


Figura 27-2: Hombrera
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

La Figura 27-2. el primer chasis que se acoplará al resto del brazo y que soportará el peso en general considerando el espesor del mismo tanto para el peso que cargará el usuario como para la fuerza que ejercerá el prototipo al levantar el objeto.

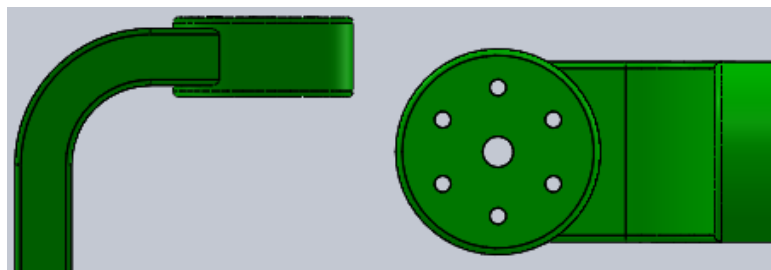


Figura 28-2: Eje superior del hombro
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

2.5.5.2 *Diseño estructural del brazo*

El brazo es la base para la subida del objeto a levantar, este está diseñado con dos ejes a los extremos y una ranura en medio permitiendo que en la última ingrese un acople mostrado en la figura 29-2. El brazo irá sujeto al eje de la hombrera haciendo que juntos formen un ángulo de 90° de la parte superior hacia abajo con una postura recta en el usuario.

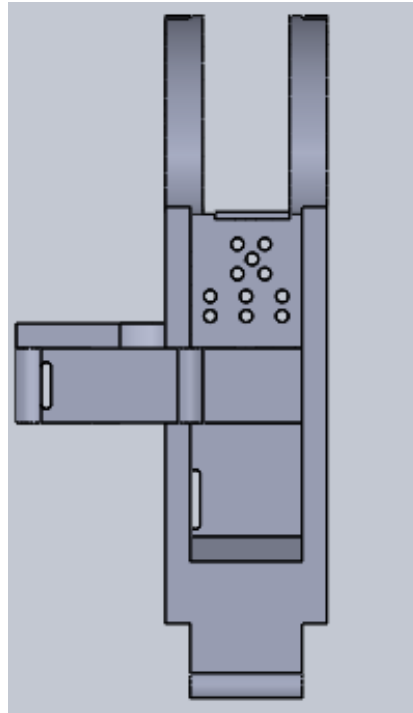


Figura 29-2: Estructura del brazo
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Dentro de la ranura antes mencionada en el brazo ingresará también el acople que forma parte del mismo y con él se sujetará el actuador para la subida del antebrazo. El sujetador superior del actuador está diseñado con un eje sobre su cabeza y perforado en la base para el encaje perfecto en la ranura del brazo como se muestra en la Figura 30-2.

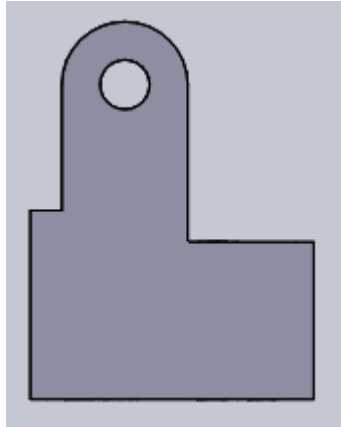


Figura 30-2: Soporte superior
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

En otro ángulo se muestra el diseño del brazo Figura 31-2 y acople Figura 32-2 con los ejes, mostrando una mejor visión de los mismos y las mejoras para el mismo.

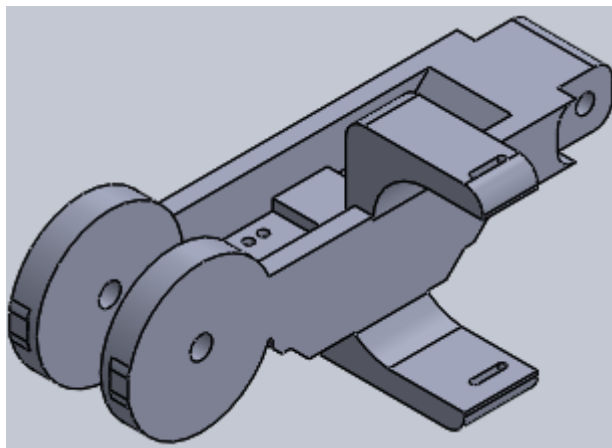


Figura 31-2: Vista lateral del chasis brazo
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

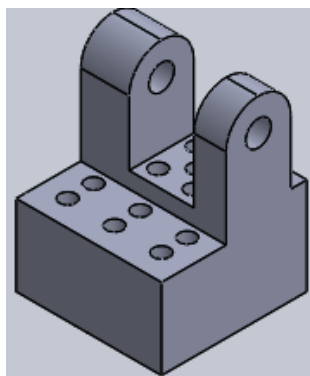


Figura 32-2: Vista lateral soporte superior
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

2.5.5.3 *Diseño estructural del antebrazo*

El antebrazo tendrá un diseño similar al del brazo ya que estos tienen que ir acoplados. De igual forma tenemos una ranura en medio del antebrazo para sujetar el otro acople de la parte inferior del actuador. A este le se agrega abrazaderas para que el mismo vaya sujeto al antebrazo del usuario y por último se coloca una ranura muy pequeña extra para un acople de sujeción a los objetos que se levantará.

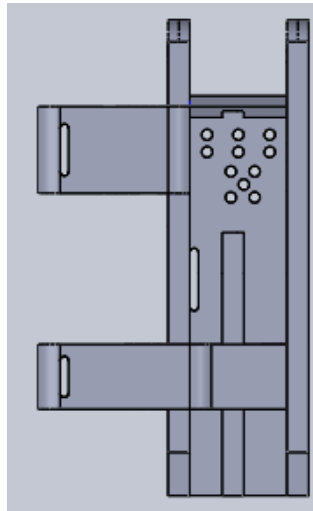


Figura 33-2: Antebrazo
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

El acople está diseñado de tal manera que el mismo nos ayude como base de soporte al subir y bajar el antebrazo su diseño tiene un eje vertical en la cabeza y perforaciones a la base para un perfecto ajuste al antebrazo.

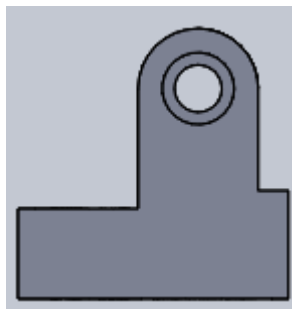


Figura 34-2: Soporte inferior.
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

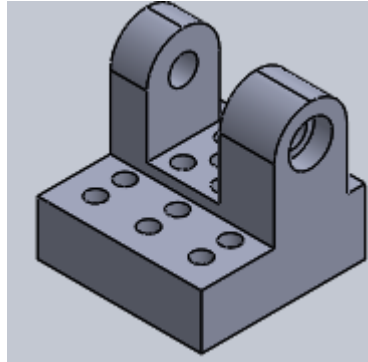


Figura 35-2: Vista lateral del soporte inferior.
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Finalmente se obtiene una visión general del chasis del antebrazo, como se puede observar en la Figura 36-2 coincidiendo con lo antes mencionado. Todo el diseño con sus medidas se encontrará en anexos.

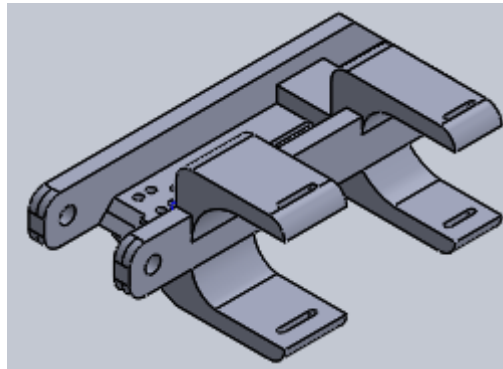


Figura 36-2: Vista lateral del antebrazo
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

2.5.5.4 *Diseño general del prototipo.*

Una vez terminado el diseño de cada parte del prototipo ÓRTESES es necesario realizar un bosquejo final para observar cómo quedará en tiempo real es así que en la Figura 37-2 se muestra el diseño final incluido la mochila que irá acoplado al prototipo completo.

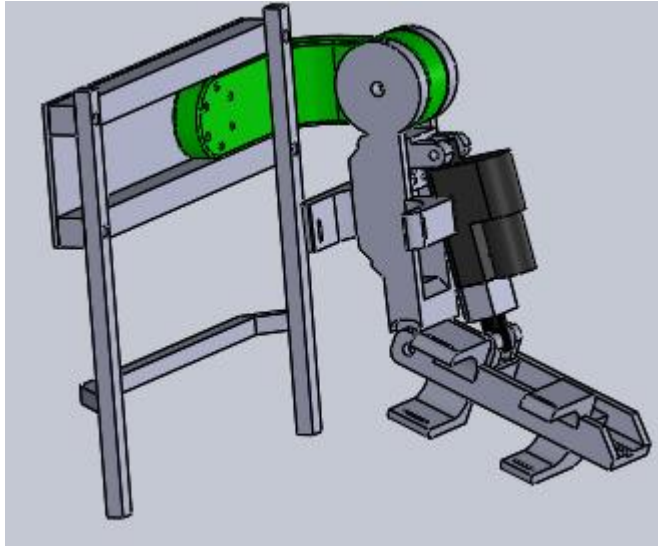


Figura 37-2: *Bosquejo general Órtesis*
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

2.6 Requerimientos del software.

Para el desarrollo del prototipo se busca la óptima condición de programación en un lenguaje capaz de ser entendido por el usuario. El prototipo deberá estar en la capacidad de realizar los requerimientos mostrados a continuación.

- Recibir las señales mioeléctricas por medio de sus entradas analógicas en modo de lectura.
- Deberá hacer un procesamiento de señal interno con los valores obtenidos y la calibración pertinente en el caso del sensor lineal.
- Entablar una comunicación bidireccional entre el controlador y el sensor myoware para la transmisión de señales de arranque al actuador.

2.6.1 *Software para la obtención del movimiento en el prototipo*

El diagrama de flujo que representa a la programación de esta etapa se encuentra en la Figura 36-2. Para dicho procedimiento el lenguaje de programación utiliza funciones específicas con las que podrá gestionar las entradas analógicas para la lectura, la función <analogRead> permite conocer un valor entre 0 y 1023 tomando al valor mayor 5v, debido a esto cada señal emitida por el sensor cuando el brazo está contraído será receptada por el controlador y haciendo que el actuador entre en movimiento. Para llevar a cabo la tarea de la órtesis, el algoritmo sigue los pasos mostrados a continuación:

- lee los diferentes tipos de variables a utilizar, con la inclusión previa de funciones y librerías necesarias para el correcto desempeño.
- asigna los pines a utilizar estableciéndolos como entradas/salidas y analógicas/digitales.
- escogerá el tipo de ciclo de trabajo a la que el actuador está fabricado.
- realiza una transmisión de señal haciendo que llegue hasta el actuador.

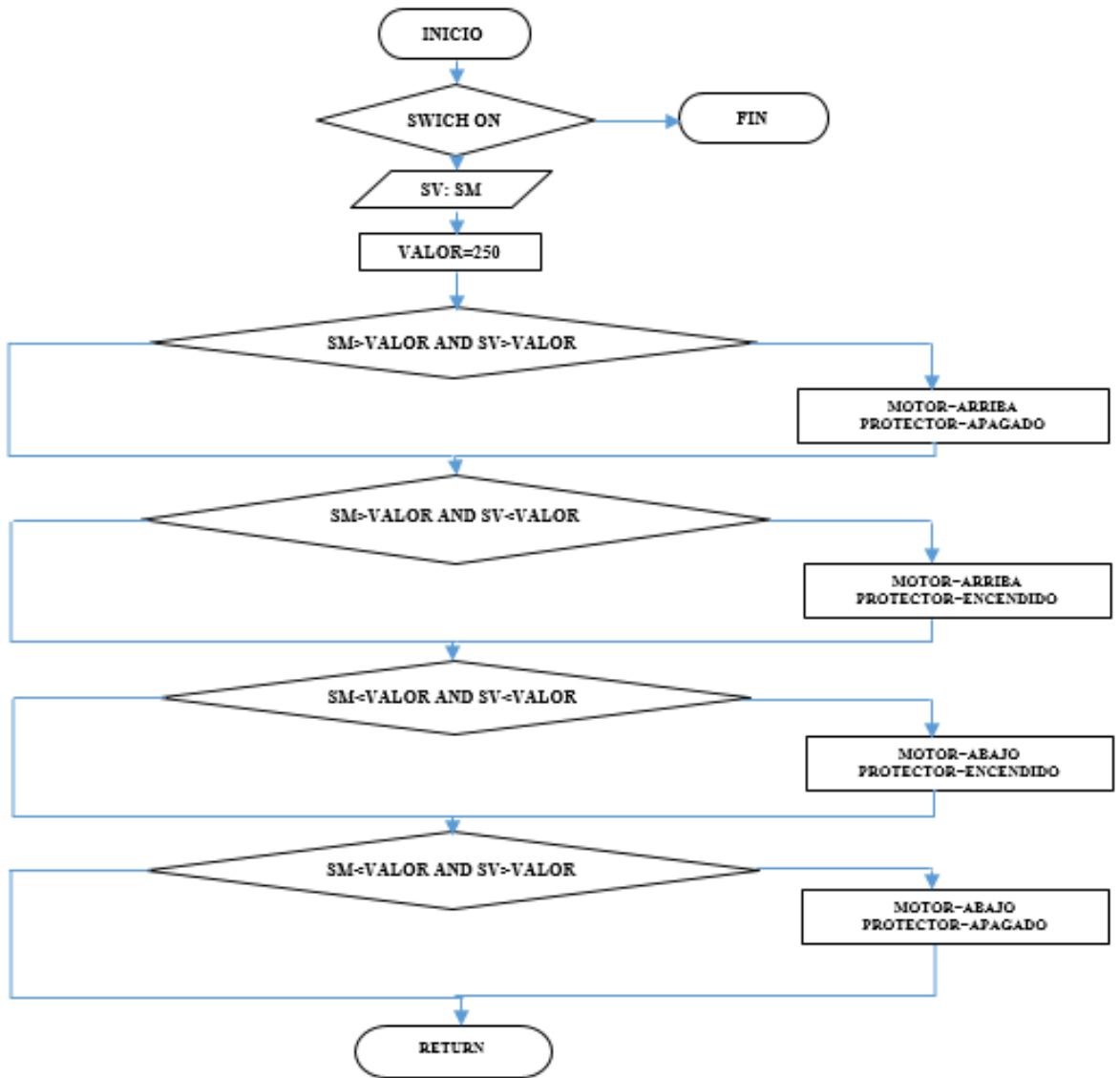


Figura 38-2: Diagrama de flujo
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

2.7 Implementación del prototipo en tiempo real

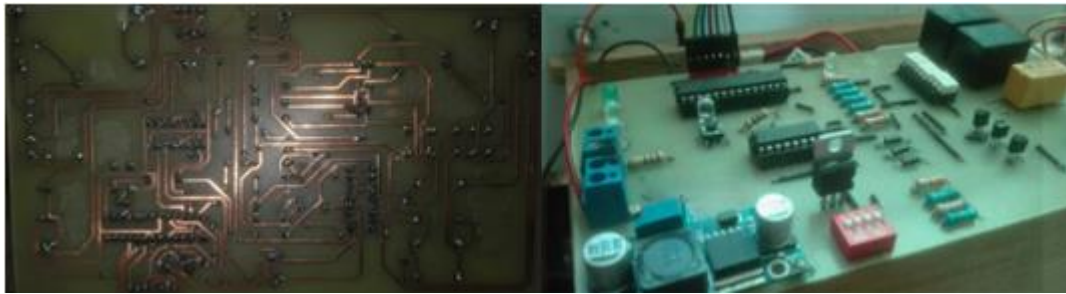


Figura 39-2: Vista posterior y frontal de la placa PCB del circuito de control
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Se traslada el diagrama de la Figura 21-2 a la placa de PCB, y se procede a soldar los diferentes componentes en el orden establecido por el diagrama electrónico, dando como resultado a la placa mostrada en la Figura 39-2. A la izquierda se puede notar las pistas y soldaduras que se realizaron, mientras que a la derecha se encuentra la vista frontal de la placa

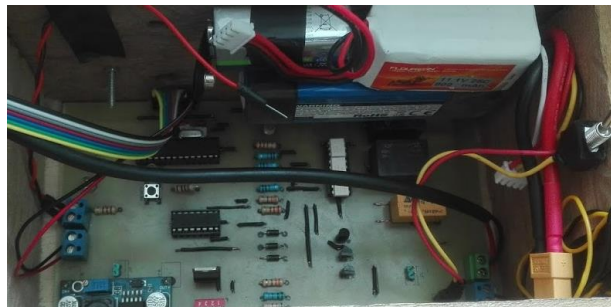


Figura 40-2: Montaje del circuito controlador.
Realizado por: MACHADO, Edwin, 2019

2.7.1 Selección del materiales, impresión y ensamblaje del prototipo

Una vez terminado con el diseño y montaje de la circuitería se procede al montaje de la estructura física del prototipo de tal manera que se selecciona el tipo de material disponible mostrado en la Figura 39-2 y el relleno con el que será impreso para finalmente ser ensamblado.



Figura 41-2: Materiales (aluminio y fibra de carbono)
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Se muestra en la Figura 41-2 los dos tipos de materiales que se puede usar, se elige la fibra de carbono como material de primera prioridad por su resistencia y peso liviano, pensando en lo que el usuario va a cargar con y sin las pesas de prueba, se procede a la impresión 3D de las partes que conforman el prototipo mostrado en la Figura 42-2, luego tenemos partes de aluminio mismo que de igual forma es liviano y resistente se usa para las partes del espaldar y un pequeño soporte en el antebrazo mostrado anteriormente en la Figura 35-2.



Figura 42-2: Impresión del prototipo en fibra de carbono.
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Una vez realizada toda la impresión de sus partes se procede al acople o ensamblaje del mismo para mostrar el resultado final del prototipo, se puede apreciar en la Figura 43-2.



Figura 43-2: Montaje final del prototipo.
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

2.8 Metodología y Escenarios de Pruebas

Al tratarse de un nuevo dispositivo tecnológico, se realizará su validez mediante la calibración del sensor myoware mostrado en la Figura 44-2 para que los valores que recepte el controlador estén entre 0 y 250 por otro lado se observa el ángulo de movimiento que ejerce el prototipo Strong Arm V1. Posterior a esto, se realizará pruebas de comparación entre la fuerza de un individuo con el prototipo y sin el prototipo para encontrar una relación de mejora dividiendo la cantidad mayor para la cantidad menor.

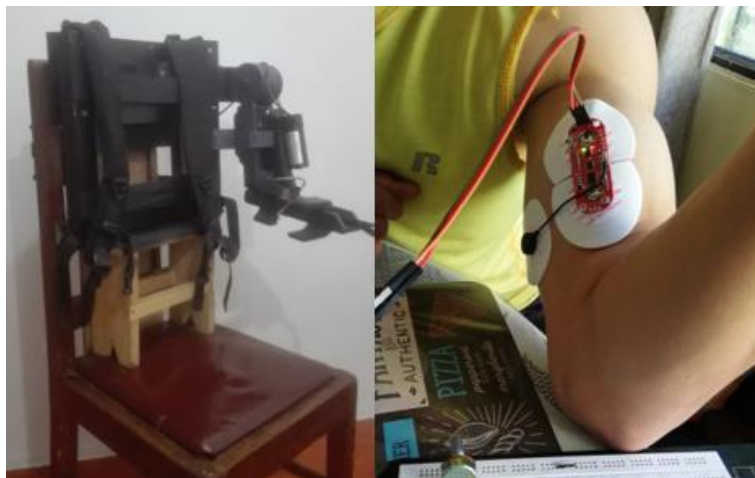


Figura 44-2: calibración del sensor myoware
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019.

Se realiza un estudio de levantamiento de pesas con los usuarios Figura 45-2 para luego dar a conocer la aceptación del prototipo que permitirá conocer el impacto, opinión y el punto de vista de manera precisa en los usuarios, quienes son escogidos mediante un **método de muestreo no probabilístico**.



Figura 45-2: pruebas con usuarios sin el prototipo
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019.

Una vez realizada la primera prueba de levantamiento de pesas sin el prototipo se procede a usar el mismo para levantar las diferentes pesas, se aprecia en la Figura 46-2 el levantamiento de la primera pesa de 5kg progresivos, se observó menor tensión en el musculo bíceps y menos esfuerzo para el usuario, el sensor capta el pulso muscular y el actuador funciona correctamente.



Figura 46-2: usuario con el prototipo
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Se estable en la Tabla 1-2 las ecuaciones para el cálculo de la velocidad de contracción y extensión del prototipo como se muestra en la Figura 47-2, haciendo uso de la distancia y el tiempo con que sube la pesa el usuario con el prototipo y sin el prototipo.



Figura 47-2: cálculo de distancias y tiempo
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019.

Tabla 1-2: Ecuaciones para el cálculo de la velocidad.

Ecuación 10-2:	$v_y = \frac{\partial y}{\partial t}$ $v_y = \frac{y - y_0}{t}$
Ecuación 11-2:	$v_x = \frac{\partial x}{\partial t}$ $v_x = \frac{x - x_0}{t}$
Ecuación 12-2:	$v = \sqrt{v_x^2 + v_y^2}$

CAPITULO III

3 ANÁLISIS Y RESULTADOS

En este capítulo se desarrollará la presentación de los resultados obtenidos en las pruebas realizadas al dispositivo Strong Arm V1, se detallan características importantes del mismo como su eficacia, fiabilidad y aceptación. Se incluyen análisis de repetitividad, sujetos de estudio, consumo energético y costos. Para llevar a cabo la eficacia de levantamiento se procede a sujetar diferentes tipos de pesos en kg.

3.1 Levantamiento de peso con el prototipo

Se desarrollan diferentes tipos de escenarios para el levantamiento de diferentes pesas en kg, comenzamos con una comparación entre la fuerza del usuario sin el prototipo y la fuerza del usuario con el prototipo. Los resultados mostrados en cada uno de los escenarios se observan en la tabla 1-3 y el porcentaje de fuerza usado en cada peso.



Figura. 1-3: Escenario N°1 primer levantamiento de pesas
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

El escenario N°1 muestra cómo estará anclado el dispositivo en el brazo del usuario, en este caso el prototipo se ubica a la altura del hombro cuando el usuario está sentado, por lo que se espera tener el doble de fuerza con el prototipo anclado al brazo haciendo que este último ejerza toda la fuerza artificial sobre el objeto de 5kg. Posterior a esto en el escenario se retira el anclaje del prototipo para que el usuario ejerza fuerza sobre la pesa de 5kg dado que el individuo usará la fuerza muscular necesaria para levantar el objeto. Para el experimento se cuenta con 8 personas de las cuales todas las personas logran levantar el peso de 5kg.



Figura. 2-3: Escenario N°2 subida de peso hasta 10kg
 Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Para este caso se colocan de igual forma un escenario parecido, pero con diferente peso esta vez mucho más elevado y se ejerce las fuerzas pertinentes necesarias para levantar la pesa que en esta ocasión será de 10kg, posterior a esto se acciona el prototipo para que empiece a operar y levantar el objeto elevando más peso que en el anterior escenario, se obtiene el resultado y se registra.

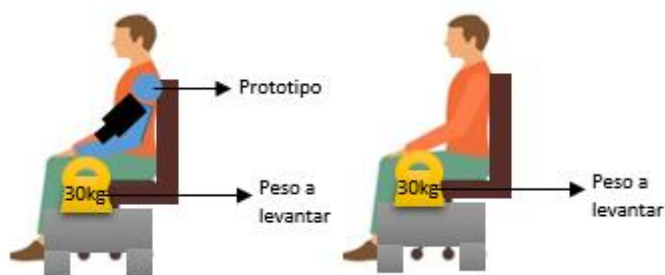


Figura. 3-3: Escenario N°3 subida de peso 30kg
 Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Para el escenario N°3 de igual forma que en las anteriores se procede a cambiar los pesos, a partir de los 15kg hasta los 30 kg al usuario le cuesta mucho levantar dado que ejerce casi toda la fuerza muscular, se toma en cuenta la posición erguida del individuo para acoplarse al prototipo e iniciar con el levantamiento. En estos últimos pesos el trabajo del prototipo es muy bueno y por otro lado la fuerza sola del usuario ya casi no la soporta. Posterior a esto se registra como se hizo anteriormente.

Tabla 2-3:Muestras de fuerzas con y sin el prototipo basado en el número de personas para hallar el IM.

Escenario	Peso en kg	# de personas sin Prototipo (ni)	# de personas con Prototipo (Ni)	Índice de Mejora - Fuerza (IM-F) %
Escenario N°1	5kg	8	8	0
Escenario N°2	10kg	6	8	25
Escenario N°3	15kg	3	8	62.5
Escenario N°4	20kg	1	8	87.5
Escenario N°5	25kg	0	8	100

Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Ecuación. 1-3: índice de mejora

$$IM_i = \frac{N_i - n_i}{N_i}$$

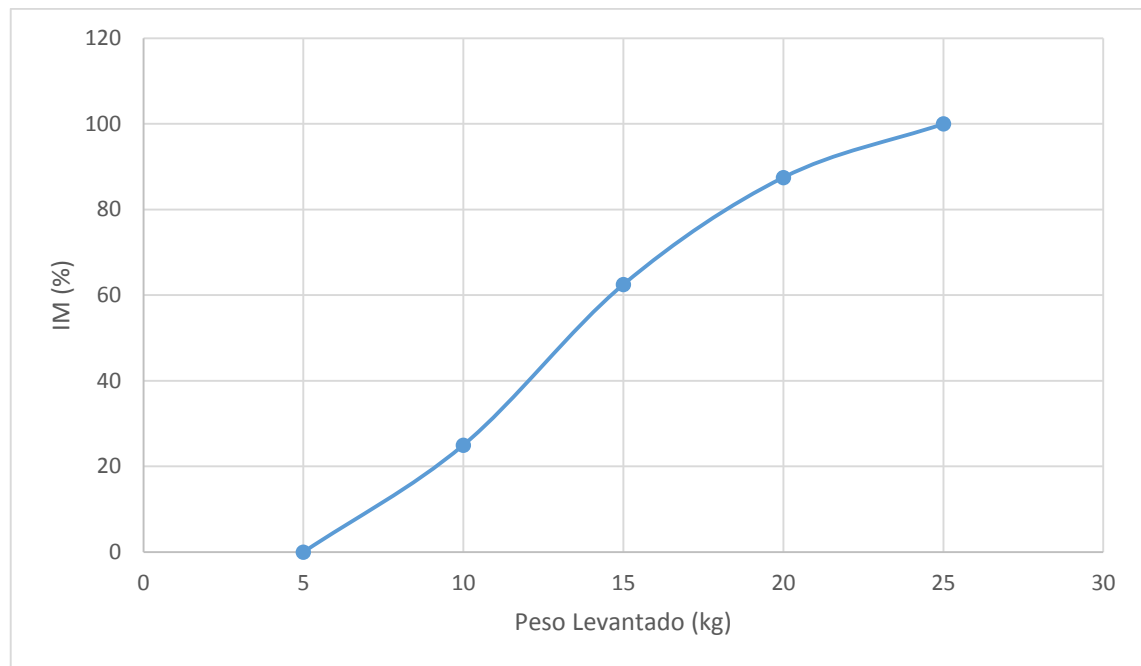


Gráfico 1-3: Índice de Mejora de fuerza física (IM) durante levantamiento de pesos.

Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019.

Se puede observar en el gráfico 1-3 que basados en el peso y en el número de personas que levanta el índice de mejora sube de tal manera que la fuerza aumenta cuando el usuario esta acoplado al prototipo, es así que el usuario cuando está sin el prototipo ejerce un esfuerzo muscular muy alto por tanto le resulta imposible levantar las pesas de 20kg hasta 30kg. Se obtiene el índice de mejora (IM) en cada escenario mediante la Ecuación 1-3 donde N_i es el número de usuarios con el prototipo y n_i es el número de usuarios sin el prototipo.

3.2 Pruebas de velocidad para la flexión y extensión del brazo con el prototipo

De la misma manera se realizan escenarios para mediciones de velocidad de flexión y extensión, por lo que se toma en cuenta la comparación de velocidades entre el usuario solo sin el prototipo y el mismo con el prototipo, para ello tomaremos las ecuaciones de la Tabla 1-2 al levantar la pesa se extrae el tiempo y la distancia tanto en el eje X como en el eje Y. Se trabaja de la misma forma con los instrumentos de medición y el prototipo acoplados al usuario.



Figura. 4-3: Escenario N°6 pruebas de velocidad de subida
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

En el escenario N°6 de la Figura 4-3 se procede a extraer mediciones de tiempo y distancia para registrar los datos obtenidos del brazo humano y el prototipo. Para encontrar la velocidad de contracción y extensión en el brazo del usuario aplicaremos las ecuaciones antes mencionadas en la Tabla 1-2 del capítulo anterior tomando en cuenta el registro de las distancias iniciales y las distancias finales con respecto al tiempo que tarda en levantar el objeto. En los dos casos se trabaja por separado para ser registrado cada dato calculado.



Figura. 5-3: Escenario N°7 mediciones de velocidad 10kg
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

El escenario N°7 de la Figura 5-3 de igual forma que en lo anterior se procede a colocar 5kg extra para de esta forma calcular la velocidad con la que levanta el peso.

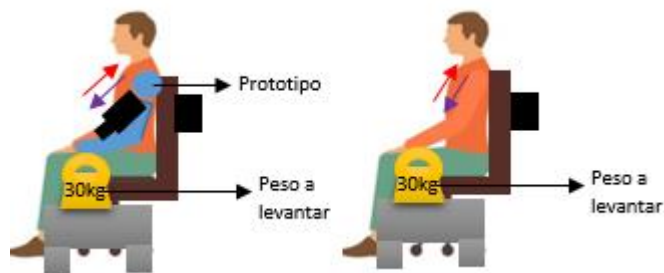


Figura. 6-3: Escenario N°8 mediciones de velocidad 15 a 30kg
 Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Para el escenario N°8, mostrada en la Figura 6-3 se realiza las últimas pruebas con pesos desde 15kg hasta 30kg para ir evidenciando la diferencia de velocidad entre los dos casos, se trabaja aplicando las ecuaciones mencionadas en la Tabla 1-2 mencionadas anteriormente con el prototipo, se calculan las mediciones y se registra.

Tabla 3-3: Mediciones en escenarios para velocidades

Escenario	Velocidad prototipo	Prom. velocidad usuario	Índice de Mejora – Velocidad %
Escenario N°6 (5Kg)	0.03m/s	0.12m/s	75.0
Escenario N°7 (10Kg)	0.03m/s	0.08m/s	62.5
Escenario N°8 (15Kg)	0.028m/s	0.05m/s	44.0

Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

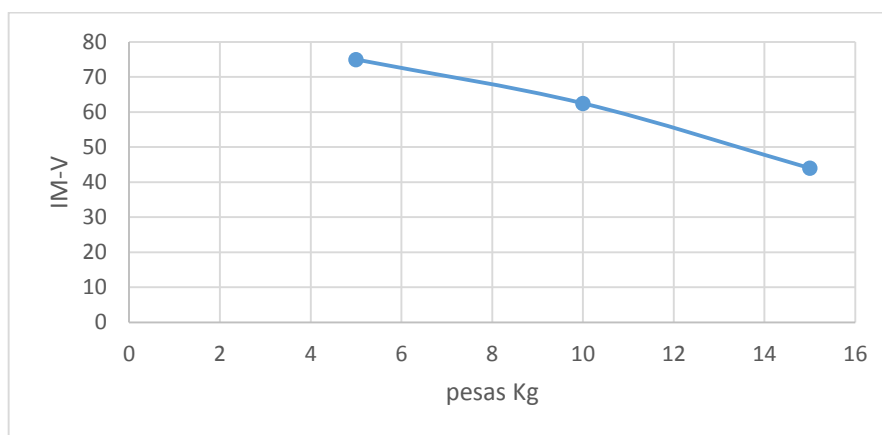


Gráfico 2-3: índice de mejora en velocidad

Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019.

Se tiene como resultado la diferencia de velocidades en cada escenario. En el Gráfico 2-3 da como resultado un índice de mejora de 44 % en velocidad del brazo humano con respecto al del prototipo y en mediciones cronometradas para el caso del brazo humano.

3.3 Pruebas de medición de corriente frente a cada carga.

Se realizan pruebas en escenarios donde el dispositivo opere a la par con el multímetro, para constatar sus mediciones respectivas. Al igual que los escenarios anteriores se conecta el dispositivo de medición en serio para obtener la corriente que consume el actuador al levantar los diferentes pesos. Se muestra en la Figura 7-3, el escenario por medición para observar la variación de corriente.

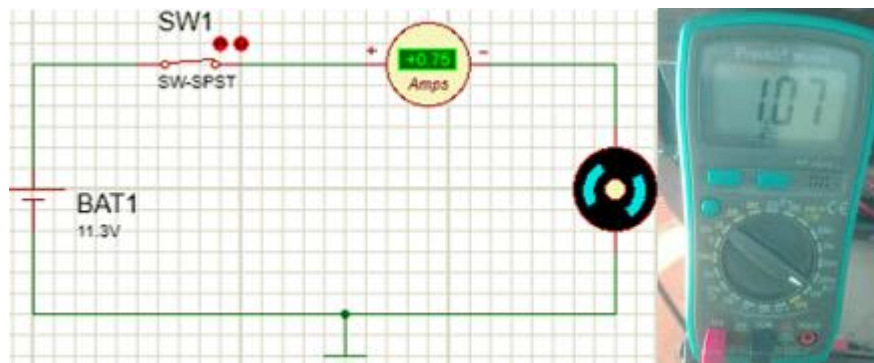


Figura. 7-3: Escenario N°9 medición con 5kg
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

En el escenario N°9 se utiliza el peso de 5 kg para la prueba de corriente de consumo en el actuador esta misma es de 1.07 A al cargar el peso antes mencionado, y se prosigue a registrar los datos entregados por el multímetro.

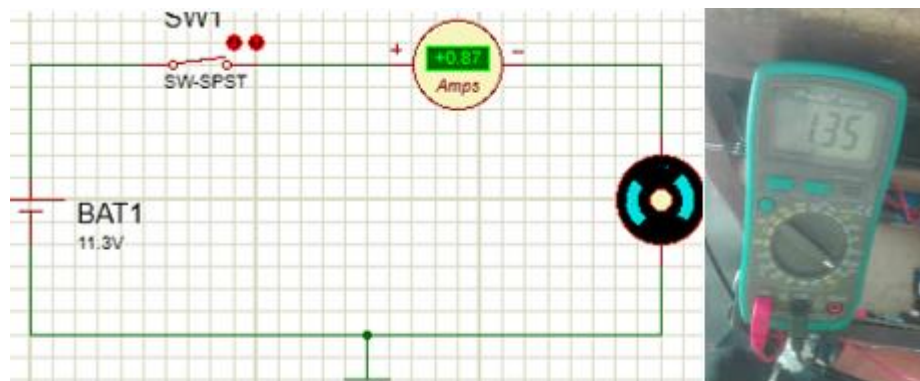


Figura. 8-3: Escenario N°10 para mediciones con 10kg
Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

En el escenario N°10 de la Figura 8-3 se acciona el actuador de igual forma que en el anterior escenario con la única diferencia que el mismo consume más corriente debido a los 10kg que levanta se muestra un consumo de 1.35 A según el multímetro conectado en serie.

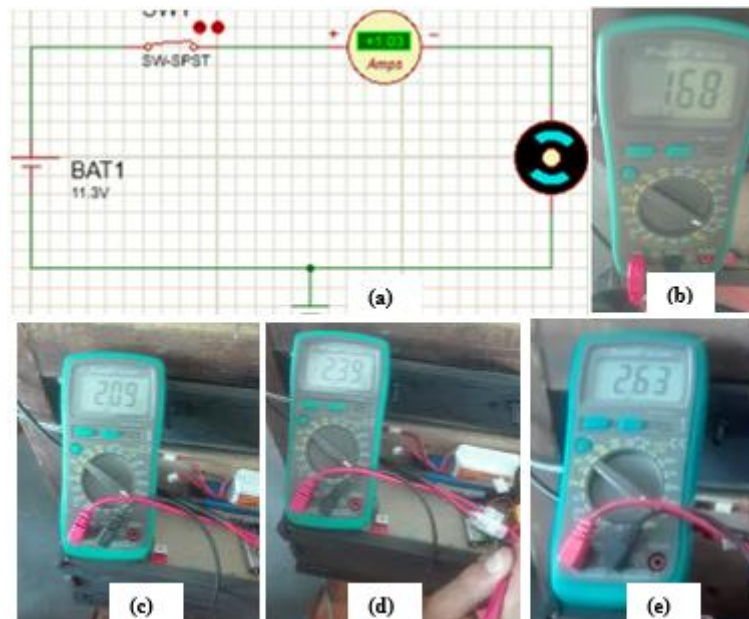


Figura. 9-3: Escenario N°11 para mediciones con 15kg, 20kg, 25kg y 30kg
 Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Finalmente, en la Figura 9-3 se aprecia el escenario N°11 muestra las últimas mediciones dada por el mismo multímetro para los nuevos pesos que levanta los cuales son de 15kg, 20kg, 25kg y 30kg. Se tabula en la Tabla 4-3 los valores de corriente consumida. Por último, se registra las diferentes potencias con la que funciona el prototipo tomando en cuenta que el voltaje nominal de entrada de 12V también varía.

Tabla 4-3: Mediciones de corriente y fuerza

Escenario	Corriente	Voltaje	Potencia
Escenario N°7, 5kg	1.07	11.3 V	12.09 W
Escenario N°8, 10kg	1.35	11.25 V	15.19 W
Escenario N°9, 15kg	1.68	11.22 V	18.85 W
Escenario N°9, 20kg	2.09 A	11.2 V	23.41 W
Escenario N°9, 25kg	2.39 A	11.18 V	26.72 W
Escenario N°9, 30kg	2.63 A	11.15 V	29.32 W
			20.93 W

Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

Se tiene como resultado un promedio de potencia de 20.93 W en mediciones para los escenarios establecidos en estas pruebas.

3.4 Fiabilidad del prototipo

Basado en los resultados del promedio de potencia, corriente de consumo, porcentaje de mejora y velocidad de contracción - extensión se procede a enlistar los mismos para una mejor forma de observación en comparación al brazo humano y consumo de energía.

Tabla 5-3 Datos promedios

Promedio de potencia	20.93 W
Corriente de consumo	2.37 A
Índice de mejora	2
Diferencia de Velocidad	0.12m/s

Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

3.4.1 Repetitividad del dispositivo

Para esto se ha tomado en cuenta los valores máximos de corriente consumida y la comparación de fuerza entre un brazo humano y la ayuda del prototipo en los rangos establecidos con los requerimientos. Para establecer la fuerza que ejerce sobre el peso al levantarlo, nos ayudamos de la ecuación 2-3. Se diferencia la masa 1 con la masa 2 para la fuerza que ejerce un brazo humano refiriéndose al peso que carga el brazo incluido un peso promedio de 3kg del antebrazo para cuando el usuario ejerce una fuerza sin el prototipo.

Ecuación 2-3: Ecuación de la fuerza

$$W = F = (m1 + m2) \times g$$

Tabla 6-3: Valores tabulados para condiciones de repetitividad

Medidas # Escenarios	Corriente consumida	Fuerza		
		Ejercida por el Prototipo	Ejercida por el Sujeto sin el prototipo	Diferencia
1 (5kg)	1.07 A	196 N	205.8 N	9.8
2 (10kg)	1.35 A	245 N	254.8 N	9.8
3 (15kg)	1.63 A	294 N	303.8 N	9.8

Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

3.5 Análisis con sujetos de estudio

Este tipo de análisis se desarrolló mediante la escala Likert, compuesta por 12 preguntas con 5 posibles respuestas, calificándolas con valores de 10 como el mayor grado y 0 al menor grado de satisfacción. La escala permite evaluar por separado a los parámetros: usabilidad, funcionalidad, maniobrabilidad y posibilidad de adquisición. La escala se utilizó en un grupo de personas conformado por 5 mujeres y 3 hombres seleccionados por un muestreo no probabilístico (por conveniencia). La encuesta realizada está en anexos.

Tabla 7-3: Análisis para sujetos de estudio

Usuarios encuestados: 8								
PROMEDIO								
Usabilidad	3,5							
Funcionalidad	2,933							
Maniobrabilidad	3,4							
Posibilidad de adquisición	3,27							
	Calificaciones							
	1	2	3	4	5	6	7	8
Pregunta 1	10	10	7	10	7	10	7	10
Pregunta 2	10	9	10	7	6	6	9	7
Pregunta 3	10	10	7	9	6	10	6	7
Pregunta 4	10	7	5	8	7	7	10	7
Pregunta 5	4	7	6	4	2	6	3	2
Pregunta 6	7	10	7	7	7	7	10	10
Pregunta 7	6	6	9	6	6	9	6	10
Pregunta 8	10	6	10	7	7	10	10	10
Pregunta 9	7	10	10	6	5	10	10	6
Pregunta 10	7	7	7	7	7	7	7	7
Pregunta 11	10	9	7	7	7	10	7	7
Pregunta 12	7	9	5	7	7	7	10	10

Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

De los datos arrojados en la encuesta y de acuerdo a la escala Likert, se llegó a determinar los siguientes porcentajes para cada uno de los parámetros en análisis del prototipo Strong Arm V1. El 50% de usuarios califica al dispositivo como extremadamente satisfactorio en la usabilidad. El 53.33% de usuarios califica al dispositivo como muy satisfactorio en la funcionalidad. El 53.33% de usuarios califica al dispositivo como muy satisfactorio para la maniobrabilidad. El 66.67% de usuarios califica como muy satisfactorio la posibilidad de adquisición.

3.6 Análisis energético del prototipo

Todos los elementos utilizados para el prototipo funcionan con voltajes de 5 VDC, 9 VDC y 12 VDC varios de los elementos utilizados se describen en las tablas de características en el apartado 2.4; se detalla el consumo energético del prototipo en funcionamiento para todas las etapas.

Tabla 8-3: Consumo de la órtesis

Elemento	Corriente DC
ATMEGA-328p	19mA
Sensor myo	30mA
Sensor qtr	25mA
L293D	50mA
Elementos acoplados	100μA
Circuito de potencia	300mA
Actuador	800mA
TOTAL	1224.1mA

Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

El prototipo funciona con una batería lipo recargable de 12v a 2300mAh, siendo esta una fuente de alimentación que abastece con total normalidad el funcionamiento del prototipo.

Para calcular el tiempo de autonomía del sistema total de alimentación se toma en cuenta la cantidad de carga de la batería y el consumo que tendrá la misma.

$$A * S = C_b$$

Ecuación 4-3: Tiempo de autonomía de batería

$$T_t = \frac{C_b}{C_c}$$

Donde:

A: corriente

Cb: Cantidad de carga de la batería

Tt: Tiempo de autonomía

S: tiempo

Cc: Razón de carga o consumo

En la implementación del prototipo se verificó por medio de la Tabla 7-3, que el consumo del circuito es de 1224.1mA, con este valor se obtiene que Cb =7000 Coulomb, y Cc= 4500 C/h, llegando a obtenerse un tiempo estimado de 1 hora y 56min.

3.7 Análisis económico del prototipo

Tabla 9-3: Costo total de la implementación del prototipo

Cantidad	Elemento	Coste
1	Atmega 328p	\$10.00
1	L293d	\$3.50
1	Sensor myoware	\$15
21	electrodos	\$10.50
1	Sensor QTR-2A	\$3.00
1	Fuente conmutada	\$6.00
3	Relés	\$9.00
1	Actuador lineal	\$100.00
1	Batería lipo	\$60.00
1	Batería recargable	\$8.00
15	Tornillos 10cm	\$20.00
25	Tornillos 3cm	\$15.00
35	Jumpers	\$12.00
1	Elementos electrónicos	\$40.00
2	Tirantes	\$10.00
4	Bases de aluminio	\$7.00
3	Impresiones en 3D	\$200.00
1	Acrílico	\$5.00
1	Investigación	\$380.00
24h	Mano de obra	\$480.00
1	Otros	\$100.00
TOTAL		\$1494.00

Realizado por: JIMENEZ, Byron, 2019

El costo del prototipo Strong Arm V1. considerando hardware y software libre tiene un costo estimado de **\$1494.00** considerando la mano de obra, en relación a otros prototipos con actuadores (maxon) que su costo va sobre los \$3000.00 a simple vista se considera que el prototipo es de bajo costo.

4 CONCLUSIONES

- Se desarrolló la implementación de un prototipo de levantamiento de pesas que consta de un sensor muscular (myoware) el cual captura señales mioeléctricas del brazo izquierdo para la operación del actuador en la órtesis. La fuerza del mismo se basa en el torque que tiene dicho actuador lineal.
- El prototipo implementado eleva los índices de mejora de fuerza y velocidad de los usuarios en más del 60% y 40%, respectivamente, para el levantamiento de pesas en media de 15 Kg.
- En cada prueba realizada, la fuerza ejercida por prototipo y los usuarios fue analizada y calculada para comparar los esfuerzos de los usuarios en el levantamiento de pesas con y sin prototipo. Los resultados entregaron valores mayores a 100N de fuerza en el prototipo, demostrándose que el dispositivo es fiable en el levantamiento de pesos.
- Se levantó una encuesta para medir el nivel de satisfacción de los usuarios usando la escala Likert. Los resultados arrojaron que el 50% de los encuestados califican al prototipo como extremadamente satisfactorio en usabilidad, el 53.33% como muy satisfactorio en funcionalidad, el 53.33% como muy satisfactorio en maniobrabilidad y el 66.67% como muy probable la opción de adquisición.
- Se realizó un análisis de autonomía de acuerdo al consumo de energía total por parte del dispositivo tomando en cuenta todas sus etapas. Se indica que su tiempo total de funcionamiento es de aproximadamente 1 hora 56 minutos.
- Se realizó un análisis de costo entre el prototipo Strong Arm V1 y prototipos con el uso de actuadores maxon flat, arrojando como resultado una diferencia del 49.8 % más caro que el prototipo Strong Arm V1 en sus precios, por lo que se considera que el mismo es de bajo costo.

5 RECOMENDACIONES

- Para futuros trabajos relacionados con el prototipo de levantamiento de pesas, se puede tomar en cuenta nuevos grados de libertad como es el caso del hombro, espalda etc., en donde se muestre de igual forma en tiempo real la movilidad y mejoras de fuerza.
- Se recomienda mejorar la ergonomía del prototipo para que cualquier usuario, refiriéndose a la estatura corporal, al largo y ancho del brazo con que se acopla el prototipo, pueda utilizarlo.
- Cargar totalmente las baterías antes de su utilización para un correcto desempeño en las etapas del dispositivo, considere de suma importancia la polaridad de la batería situada en el sistema de control.
- Realizar un sistema móvil en la parte superior del hombro (hombro) que ayude en la mejora de la movilidad para mayor maniobrabilidad, realizando un sistema ajustable para los usuarios.

6 BIBLIOGRAFÍA

- Anonimo. (2018). *DESCRIPTORES ESTÁTICOS DE UN SENSOR*. Retrieved from <http://www.isa.cie.uva.es/~maria/sensores.pdf>
- Arce G, C. (2005). *ORTESIS DE MIEMBROS SUPERIORES Clasificación-Funciones-Prototipos- Características-Indicaciones*. Retrieved from http://www.arcesw.com/o_m_s.pdf
- Correa-Figueroa, J. L., Morales-Sánchez, E., Huerta-Ruelas, J. A., González-Barbosa, J. J., Cárdenas-Pérez, C. R., Correa-Figueroa, J. L., ... Cárdenas-Pérez, C. R. (2016). SEMG signal acquisition system for muscle fatigue detection. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 37(1), 17–27. <https://doi.org/10.17488/RMIB.37.1.4>
- Font-Llagunes, J. M., & Alonso, F. J. (n.d.). *Diseño de una órtesis activa para ayuda a la marcha de lesionados medulares Microrobots for medical applications View project Applied Mechanics View project*. Retrieved from <https://www.researchgate.net/publication/267304740>
- Germán Corona Ramírez, L., Abarca Jiménez, G. S., & Mares Carreño, J. (2014). *Sensores y actuadores*. Retrieved from <https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=wMm3BgAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=actuadores&ots=6N6liDd1WA&sig=5RtoMhrIhg6Q2TPxUGSSRo14MmM#v=onepage&q=actuadores&f=false>
- Godoy, J. C., Campos, I. J., Pérez, L. M., & Muñoz, L. R. (2018). Nonanthropomorphic exoskeleton with legs based on eight-bar linkages. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 15(1), 172988141875577. <https://doi.org/10.1177/1729881418755770>
- Gottlob, A. 1960-. (2008). *Entrenamiento muscular diferenciado tronco y columna vertebral*. Retrieved from https://books.google.com.ec/books?hl=es&lr=&id=f52SaZjwi_EC&oi=fnd&pg=PA1&dq=como+trabaja+el+musculo+biceps+del+brazo+humano+al+levantar+un+objeto&ots=_Xw7LOXqtW&sig=3_1Mb6xO1it5GvVPOWWOqQaLRl0 - v=onepage&q&f=false#v=onepage&q&f=false
- Hart, D. (2001). *Electrónica de Potencia* (P. Education, Ed.).
- Instituto de Ciencias de la Salud (Colombia). Facultad de Medicina., MARÍA EUGENIA; VALLEJO GIRALDO, CATALINA; CORREA VÉLEZ, SANTIAGO; MONTOYA GÓEZ, Y. (2007). C.E.S. medicina : órgano oficial de difusión de la Facultad de Medicina del Instituto de Ciencias de la Salud. In *CES Medicina* (Vol. 21). Retrieved from <http://www.redalyc.org/html/2611/261121001005/>
- López, M. N., Toranzos, V., & Lombardero, O. G. (n.d.). *Sistema de adquisición y visualización de señales mioeléctricas*. Retrieved from http://www.sabi2011.fi.mdp.edu.ar/proceedings/SABI/Pdf/SABI2011_171.pdf
- Lopez, R., Aguilar, H., Salazar, S., Lozano, R., & Torres, J. A. (n.d.). *Revista iberoamericana de automática e informática industrial (RIAI)*. Retrieved from <https://polipapers.upv.es/index.php/RIAI/article/view/9443/9415>
- mikroelektronika. (2018). Características-basicas-del-pic16f887 - MikroElektronika. Retrieved January 15, 2018, from <https://www.mikroe.com/ebooks/microcontroladores-pic-programacion-en-c-con-ejemplos/caracteristicas-basicas-del-pic16f887>
- músculos neumáticos. (n.d.). Retrieved October 1, 2018, from https://www.google.com.ec/imgres?imgurl=x-raw-image%3A%2F%2F2Fd840492958592bebf07fa6b30d22d9806c4e9dcedb278da330b29390a002c595&imgrefurl=http%3A%2F%2F147.83.158.184%2Fesaiiki%2Findex.php%3Ftitle%3DAUIN_1213_Pneumatica_G14%26action%3Dpdfbook%26format%3Dsi

- O, A. i a E. o p e a p a r a l a S. e g u r i d a d y l a S. a l u d e n e l T. r a b a j. (2007). Riesgos asociados a la manipulación manual de cargas en el lugar de trabajo. *FATCS*, 73.
- Rashid, M. H. (2004). *Electronica de potencia circuitos, dispositivos y aplicaciones* (Tercera ed; G. T. Mendoza, Ed.). Mexico: Pearson Educacion.
- Rodríguez, C. F., Botero, J. C., & Quintero, H. (2007). *Aplicación de la teoría robot manipuladores a la biomecánica del brazo humano*. Retrieved from https://ac.els-cdn.com/S1697791207702443/1-s2.0-S1697791207702443-main.pdf?_tid=acc40c27-7985-402b-9d24-d121b28a30d7&acdnat=1538150822_80dff242b6335f9d9d7abfb4659e3eab
- Sandoval, E., López, M., Gómez, E., & Cortes, U. (2017). Diseño asistido por computadora de una órtesis mecánica manufacturada en CPVC. In *Artículo Revista de Ingeniería Mecánica Septiembre* (Vol. 1). Retrieved from www.ecorfan.org/spain
- Sensor de músculo mioeléctrico - tdrobotica.co. (n.d.). Retrieved September 30, 2018, from <http://tdrobotica.co/sensor-de-musculo-mioelectrico/397.html>
- sparkfun. (2019). MyoWare Muscle Sensor - SEN-13723 - SparkFun Electronics. Retrieved March 27, 2019, from <https://www.sparkfun.com/products/13723>
- Thompson, C. W., Floyd, R. T., Casals Girons, N., & Diéguez-Vide, F. (1996). *Manual de kinesiología estructural*. Retrieved from <https://books.google.com.ec/books?hl=es&lr=&id=Vnq7pqJ9OAIC&oi=fnd&pg=PT2&dq=como+se+da+la+dislocación+en+las+articulaciones+del+antebrazo+brazos&ots=5mdXioxGPu&sig=qXBzSSiro4vQqNuLHUdPDINCPY4#v=onepage&q=como+se+da+la+dislocación+en+las+articulaciones+de>
- Velasco, N. (n.d.). *Microcontroladores*. Retrieved from <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/11141/fichero/PFC%252F3+Microcontroladores.pdf>
- Almagro, Mercedes. 2011.** *ANALISIS EPIDEMIOLOGICO DE QUEMADURAS EN EL PACIENTE ADULTO INGRESADO EN LA UNIDAD DE QUEMADOS DEL HOSPITAL EUGENIO ESPEJO, QUITO ECUADOR, DURANTE EL PERIODO 2005-2011*. Quito : Hospital Eugenio Espejo, 2011.
- Areny, Ramón Pallás. 2006.** *Instrumentos electrónicos básicos*. Barcelona : MARCOMBO S.A., 2006. ISBN:84-267-1390-4.
- Artero, Torrente Óscar. 2013.** *Arduino, Curso práctico de formación*. México D.F. : Alfaomega Grupo Editor, S.A. de C.V. México, 2013. ISBN: 978-607-707-648-3.
- Arthur Beckers, Josep Balasch, Benedikt Gierlichs, Ingrid Verbauwhede. 2019.** *esat.kuleuven.be. esat.kuleuven.be*. [Online] 2019. <https://www.esat.kuleuven.be/cosic/publications/article-3006.pdf>.
- Ashlock David, Warren Anjelica. 2015.** National Instruments. *ni.comcompactdaq*. [Online] 2015. [Cited: febrero 27, 2019.] ftp://ftp.ni.com/evaluation/signal_conditioning/23807_Engineer_s_guide_to_signal_conditioning_Spanish_localisation_HR.pdf.
- ATMEGA328&Arduino. 2013.** *electronicoscaldas. electronicoscaldas*. [Online] 03 05, 2013. <https://www.electronicoscaldas.com/datasheet/A000048-Microcontrolador-ATmega328-Bootloader-Arduino-Pinout-Pines-Diagrama.pdf>.
- ATMEL. 2019.** *microchip. microchip*. [Online] 2019. http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P_Datasheet.pdf.

- Autodesk. 2019.** latino america.autodesk. *latino america.autodesk*. [Online] 2019. <https://latinoamerica.autodesk.com/solutions/3d-printing>.
- Blázquez, Prieto Josep. 2011.** Introducción a los sistemas de comunicación inalámbricos. *Universitat Oberta de Catalunya*. [Online] Septiembre 2011. [Cited: agosto 23, 2018.] [https://www.exabyteinformatica.com/uoc/Informatica/Tecnologia_y_desarrollo_en_dispositivos_moviles/Tecnologia_y_desarrollo_en_dispositivos_moviles_\(Modulo_1\).pdf](https://www.exabyteinformatica.com/uoc/Informatica/Tecnologia_y_desarrollo_en_dispositivos_moviles/Tecnologia_y_desarrollo_en_dispositivos_moviles_(Modulo_1).pdf). PID_00176752.
- Branche M., Cristine. 2009.** *Seguridad Eléctrica*. EEUU : NIOSH (Instituto Nacional para la Seguridad y Salud ocupacional), 2009. 2002-112 DHHS (NIOSH).
- Calero, Juan. 2019.** 8 maquinas electricas rotativas. motores y generadores . *8 maquinas electricas rotativas. motores y generadores* . [Online] 2019. https://iesmjuancalero.educarex.es/archivos_insti/recurdptos/tecnolog/electrotenia/t8.htm.
- componets101. 2018.** ATmega328P Microcontroller. *componets101.com*. [Online] abril 4, 2018. <https://components101.com/microcontrollers/atmega328p-pinout-features-datasheet>.
- Cortez, Paul Lara. 2012.** *blogspot.com*. [Online] Noviembre 27, 2012. [Cited: febrero 23, 2019.] <http://1538445.blogspot.com/2012/11/22-ajcondicionamiento-de-senales.html>.
- Creus Solé, Antonio. 2011.** *Instrumentación Industrial*. México : Alfaomega Grupo Editor S.A. de C.V. México, 2011.
- Diego Romano Ubalde. 2012.** DiegoTechnology.es. *DiegoTechnology.es*. [Online] febrero 17, 2012. [Cited: agosto 20, 2018.] <https://diegoromanoubalde.wordpress.com/2012/02/17/placas-electronicas-arduino/>.
- Driscoll, Coughlin F. Robert & Frederick. 2000.** *Amplificadores Operacionales y circuitos integrados lineales*. México : TIPOGRAFICA ARSA, S.A., 2000. ISBN 0-13-639923-1.
- edu.xunta. 2019.** mecanismos . *mecanismos* . [Online] 2019. https://www.edu.xunta.es/espazoAbalar/sites/espazoAbalar/files/datos/1464947673/contido/54_tornilloterca.html.
- ELECTRONILAB ingeniería y diseño electrónico. 2018.** ELECTRONILAB. *ELECTRONILAB*. [Online] 2018. <https://electronilab.co/tienda/arduino-nano-v3-atmega328-5v-cable-usb/>.
- ETOLOCKA. 2018.** Bits, Volts&KVAr. *Profe Tolocka*. [Online] febrero 14, 2018. [Cited: septiembre 7, 2018.] <http://www.profetolocka.com.ar/2018/02/14/configuracion-del-modulo-bluetooth-hc-05/>.
- García, Dr. Roberto. 2014.** *Lentes con graduaciones altas*. Ayudinga, 2014.
- García, P.L. Rodríguez. 2019.** fuerza, su clasificación y pruebas de valoración . *fuerza, su clasificación y pruebas de valoración* . [Online] 2019. https://s3.amazonaws.com/academia.edu/documents/40316186/PDF_Fuerza.pdf?response-content-disposition=inline%3B%20filename%3DFuerza_sus_tipos_y_test_de_valoracion.pdf&X-Amz-Algorithm=AWS4-HMAC-SHA256&X-Amz-Credential=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A%2F20191105%2Fus-east-1.
- Gil, David Diaz. 2013.** hsnblog. *fundamentos del sistema muscular* . [Online] 03 31, 2013. <https://www.hsnstore.com/blog/sistema-muscular/>.
- Hewitt, Paul G. 2007.** *Física conceptual* . México : D.R. 2007 por Pearson Educación de México, S.A. de C. V., 2007. ISBN 10: 970-26-0795-7.

- ITAINNOVA. 2015.** *Análisis de tendencias: Realidad aumentada y Realidad Virtual* . Aragon : Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional, 2015.
- ITeadStudio. 2010.** ITeadStudio Make innovation easier. *iteadstudio.com* . [Online] junio 18, 2010. [Cited: septiembre 09, 2018.] http://biblioteca.geekfactory.mx/Bluetooth_Bee_Pro/datasheet_hc-05.pdf.
- José Alvarado, Pablo Valdés, José Varela. 2012.** *Óptica Bachillerato Universitario*. Culiacán, Sinaloa, México : Servicios Editoriales Once Ríos, S.A. de C.V., 2012.
- Laiton, Wilmar. 2018.** Wilaeba electronica. [Online] septiembre 11, 2018. [Cited: febrero 27, 2019.] <https://wilaebaelectronica.blogspot.com/2017/01/filtro-pasa-altos-pasivo-de-1er-orden-rc.html>.
- Leyva, F. Ramírez Hugo. 2013.** Universidad Tecnológica de la Mixteca. *UTM.MX*. [Online] enero 14, 2013. [Cited: marzo 28, 2019.] <http://www.utm.mx/~hugo/metrologia/Metro9.pdf>.
- Llamas, Luis. 2017.** Ingeniería, informática y diseño. [Online] enero 18, 2017. [Cited: octubre 15, 2018.] <https://www.luisllamas.es/arduino-intensidad-consumo-electrico-ac3712/>.
- Llamos Luis, Meza G. Luis , Botero Marcela. 2007.** *ESTUDIO DE REPETIBILIDAD Y REPRODUCIBILIDAD UTILIZANDO EL MÉTODO DE*. Scientia et Technica Año XIII, Pereira : 2007.
- Malvino, Albert. 2000.** *Principios de Electrónica* . Madrid : McGRAW-HILL/INTERAMERICANA DE ESPAÑA, S.A.U., 2000. ISBN: 0-02-802833-3.
- Moreno René, Srur Miguel, Nieme Carlos. 2015.** Fundacion Oftalmologica Los Andes. *Revista Médica Clínica Las Condes*. [Online] enero 9, 2015. [Cited: marzo 6, 2019.] <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0716864010706143>.
- Nation, windy. 2019.** windynation.com. *windynation.com*. [Online] 2019. <https://www.windynation.com/Linear-Actuators/Windy-Nation/Linear-Actuators-various-stroke-lengths/-/244?p=YzE9Mjg=>.
- National Instruments . 2011.** NI Corporation. [Online] noviembre 16, 2011. [Cited: febrero 27, 2019.] <http://digital.ni.com/public.nsf/allkb/33400D1ACDEE19B68625760800789319.1H59Q2W3>.
- Olachea, Occi. 2014.** paredro. *paredro*. [Online] 12 11, 2014. <https://www.paredro.com/10-ventajas-que-actualmente-presenta-la-impresion-3d/>.
- Pololu. 2019.** pololu qtr. *pololu qtr*. [Online] 2019. <https://www.pololu.com/product/960>.
- QTR-8A and QTR-8RC reflectance sensor array user's guide. Pololu. 2001-2014.* 2001-2014, pololu corporation , p. 12.
- Quispe, Omar. 2017.** Ligthpath. *Ligthpath Inc*. [Online] abril 16, 2017. [Cited: agosto 21, 2018.] <http://www.ligthpath.io/tarjetas-de-desarrollo/>.
- Riobó Iglesias, J., Aznar Relancio, S., Gracia Bandrés, M.A., Romero San Martín, D. 2015.** *Análisis de tendencias: Realidad Aumentada y Realidad Virtual*. Instituto Tecnológico de Aragón ITAINNOVA, Aragón : 2015.
- Solomon Systech Limited. 2008.** Solomon Systech Limited. *SOLOMON SYSTECH*. [Online] Abril 2008. [Cited: Septiembre 10, 2018.] <https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/SSD1306.pdf>. Rev 0.4.
- SparkFun Electronics. 2015.** SparkFun Electronics. *SparkFun Electronics Web site*. [Online] sparkfun START SOMETHING, 2015. [Cited: septiembre 7, 2018.] <https://learn.sparkfun.com/tutorials/using-the-arduino-pro-mini-33v>.

Spitzer, Cary R. 2001. Head-Mounted Display. [book auth.] James E. Melzer. *The Avionics Handbook*. New York : CRC Press, 2001, p. 95.

Técnicos, Oficios. 2019. sapiensman. *sapiensman*. [Online] 2019.
http://www.sapiensman.com/tecnoficio/electricidad/velocidad_de_motores_electricos4.php.

Using MyoWare: a low-cost surface electromyography sensor for developing rehabilitation devices.
Physiatrists, Association of Academic. 2016. 2016.

Veloso, Cristian. 2016. etools. *etools*. [Online] 8 29, 2016.
<https://www.electrontools.com/Home/WP/2016/08/29/que-es-el-duty-cycle-o-ciclo-de-trabajo/>.

Ventura, Víctor. 2016. Pd Polaridad.es que circule la corriente. *Polaridad.es*. [Online] Creative Commons, diciembre 6, 2016. [Cited: Septiembre 7, 2018.] <https://polaridad.es/bluetooth-hc-06-modulo-com-rfcomm/>. CC BY-SA 3.0 ES.

Wakalkar, Nitish. 2018. nitishtp.com. *nitishtp.com*. [Online] febrero 21, 2018.
<https://www.nitishtp.com/tangible-interactions/2018/2/21/sensor-report-muscle-sensor>.

Xavier Wiedman. 2018. Comunicacion con arduino y el modulo HC-06. *Kaisen web*. [Online] octubre 12, 2018. [Cited: febrero 21, 2019.] <https://www.aranacorp.com/es/comunicacion-con-arduino-y-el-modulo-hc-06/>.

YÚBAL, FM. 2018. XATAKA. *webedia*. [Online] julio 6, 2018. [Cited: marzo 30, 2019.]
<https://www.xataka.com/basics/diferencias-entre-realidad-aumentada-realidad-virtual-y-realidad-mixta>.

ANEXOS

ANEXO A: Hoja de características de ATMEGA 328p

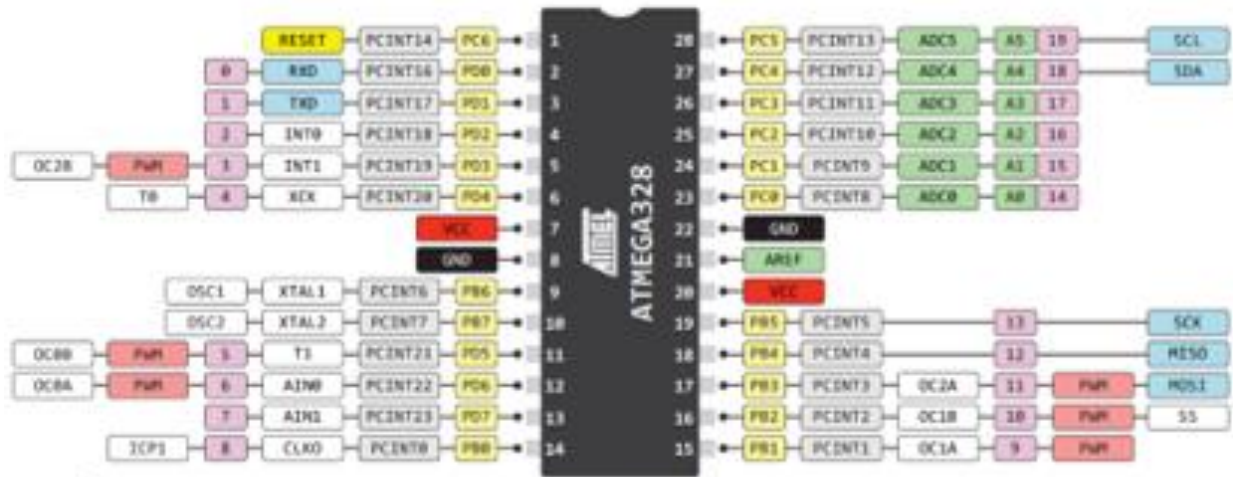
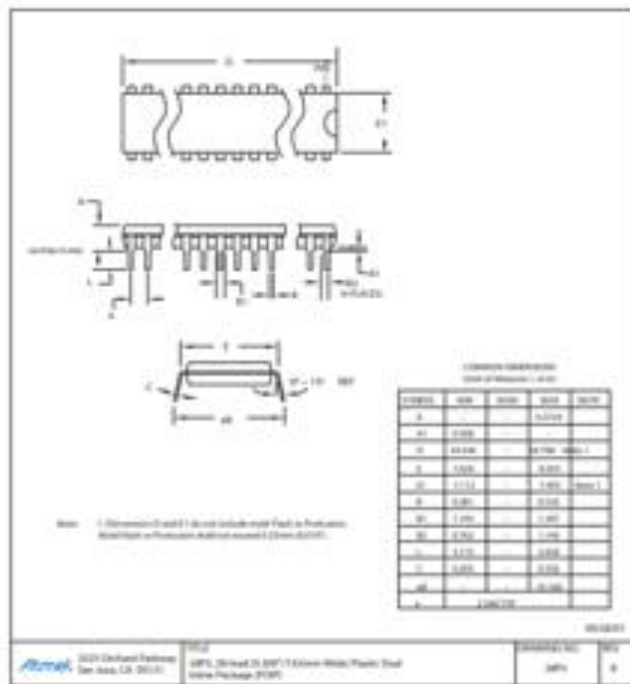
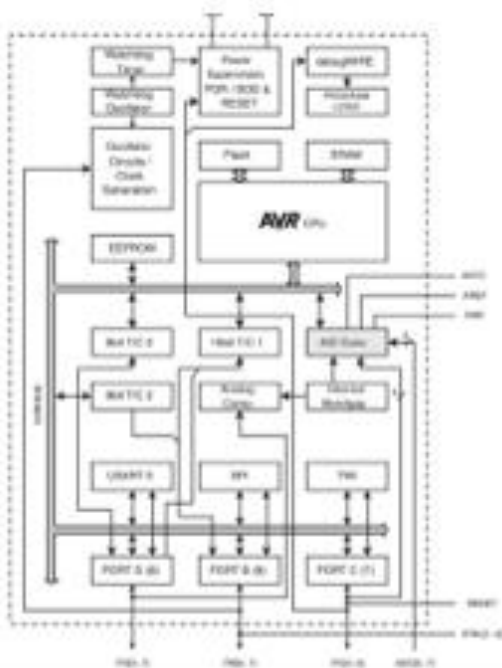


Table 1-1. 32UFBGA - Pinout ATmega48A/48PA/88A/88PA/168A/168PA

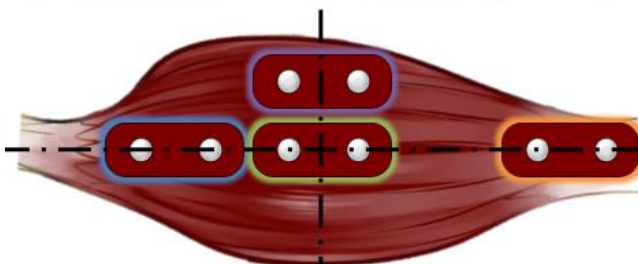
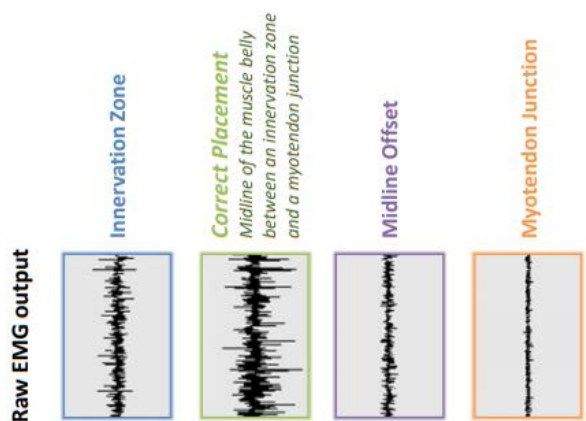
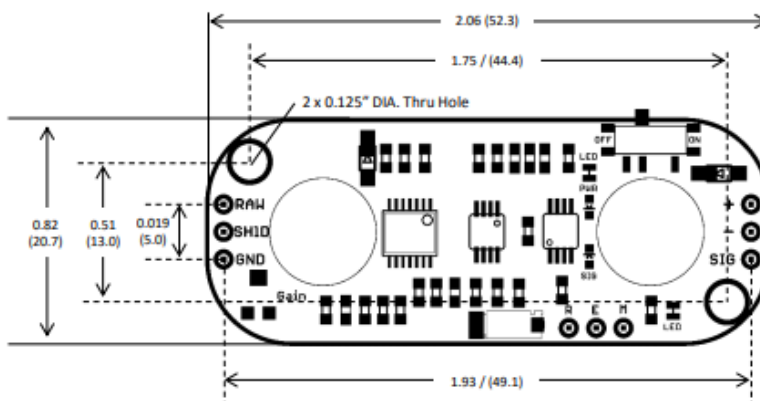
	1	2	3	4	5	6
A	PD2	PD1	PC6	PC4	PC2	PC1
B	PD3	PD4	PD0	PC5	PC3	PC0
C	GND	GND			ADC7	GND
D	VDD	VDD			AREF	ADC6
E	PB6	PD6	PB0	PB2	AVDD	PB5
F	PB7	PD5	PD7	PB1	PB3	PB4



ANEXO B: Hoja de características del sensor Myoware.

Parameter	Min	TYP	Max
Supply Voltage	+2.9V	+3.3V or +5V	+5.7V
Adjustable Gain Potentiometer	0.01 Ω	50 k Ω	100 k Ω
Output Signal Voltage EMG Envelope Raw EMG (centered about +Vs/2)	0V 0V	-- --	+Vs +Vs
Input Impedance	--	110 G Ω	--
Supply Current	--	9 mA	14 mA
Common Mode Rejection Ratio (CMRR)	--	110	--
Input Bias	--	1 pA	--

Dimensions



ANEXO C: Hoja de características del módulo bluetooth

SPECIFICATION	LIN-ACT1-02	LIN-ACT1-04	LIN-ACT1-06	LIN-ACT1-08	LIN-ACT1-12	LIN-ACT1-16	LIN-ACT1-20	LIN-ACT1-30
Stroke Length	2" (51mm)	4" (102mm)	6" (152mm)	8" (203mm)	12" (305mm)	16" (406mm)	20" (508mm)	30" (762mm)
Rated Load	225 lbs (900N)							
Travel Speed (Max)	0.39 in/sec (10 mm/sec)							
Rated Voltage	12 VDC							
Current Draw (Max)	< 2.5 A							
Install Dimension (Min)	Stroke Length + 4.33" (110mm)							
Mounting Holes	0.31" (8mm)							
Limit Switches	Fixed Inner (not adjustable)							
Operating Temp	-14.8°F to +149°F (-26°C to +65°C)							
Protection Class	IP65							
Duty Cycle	25%							
Noise Level	< 50dB							



INSTALLATION

- WARNINGS:**
1. The total load on the actuator (structure weight, structure friction, and possible actuator friction) must be less than or equal to the rated load of actuator.
 2. The moving load must be centered above the actuator extension tube so that actuator lifting point is located at the center-of-mass of the structure. Unless the structural design is properly braced, off-centered loads will cause additional friction that can (1) exceed the rated load of the actuator or (2) cause the actuator shaft to bend and permanently fail.
 3. Do not exceed the 25% duty cycle of the actuator: If the actuator is used at full load for 2.5 minutes, then it must remain off for 7.5 minutes. Exceeding the duty cycle will cause the actuator motor to overheat and permanently fail.

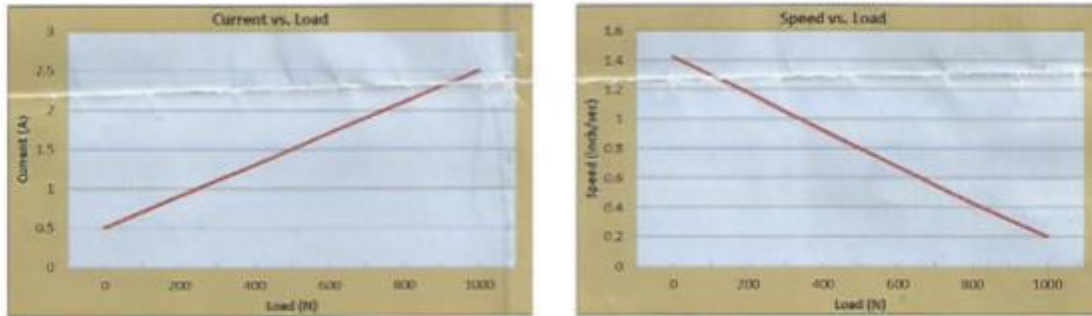
1. Mount the actuator by securing the top and bottom mounting holes to two fixed positions. The stroke length of the actuator (e.g. 12 inches) and the limitations of the particular application will determine the location of the fixed mounting positions.

IMPORTANT: Confirm that up/down movement of the actuator is smooth and within the actuators stroke length after installation.

2. Secure the top and bottom mounting holes of the linear actuator onto the two mounting fixtures using 5/16" diameter bolts.

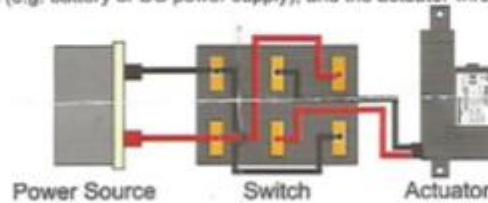
3. Connect the red wire to the positive post and the black wire to the negative post of a 12 volt DC power supply.
4. The operation of the linear actuator should be tested manually after the installation is completed. Users should use caution to ensure that:
 - The travel distance of the actuator satisfies the requirement of the structural design.
 - The extended and retracted limit switches operate normally (The limit switches should stop the motor when the extension tube is fully retracted or fully extended)
 - If the motor runs too slow or does not give full force, (1) the power supply is insufficient and needs to be increased or (2) the load being applied to the actuator is too great and needs to be reduced to less than or equal to 225 lbs.

OPERATION



FORWARD – REVERSE SWITCHING

A double pole-double throw (DPDT) rocker switch can be wired to swap the polarity on the wires going to the motor and control the extension and retraction of the actuator. This is achieved by making the connections between the switch (sold separately), the power source (e.g. battery or DC power supply), and the actuator wires as follows.

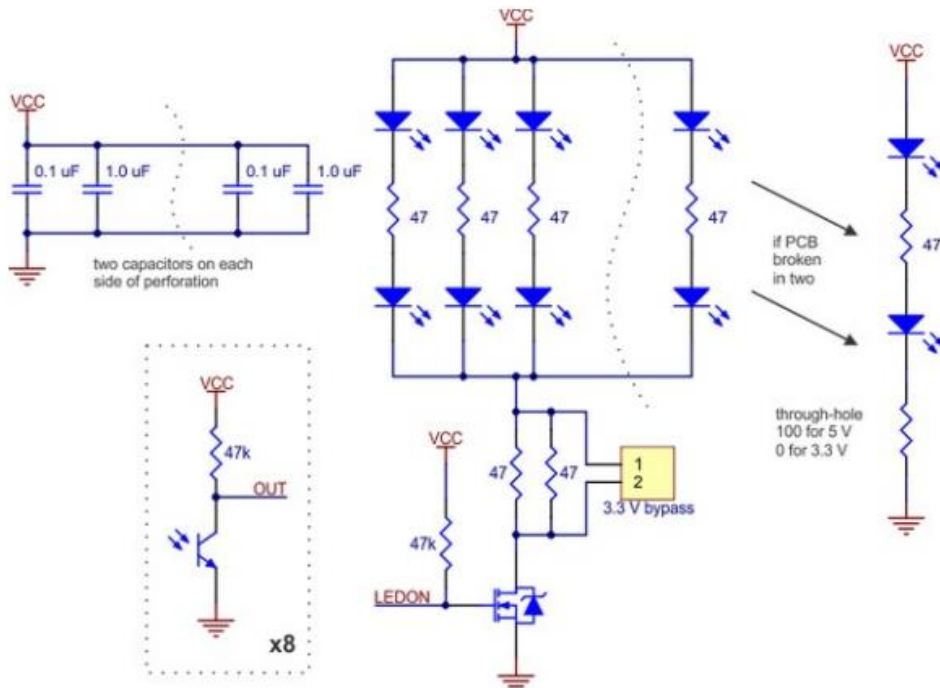


TROUBLESHOOTING

Unit will not extend/retract or stops in mid stroke

POSSIBLE CAUSE	CORRECTIVE ACTION
Motor Failure	Use ohmmeter to check resistance of the coil.
Bad Connection	Inspect for broken or loose wires between the power source and the actuator. If a switch is being used check connections between the switch and the actuator/power source.
Thermal Overload Open	If run at a duty cycle greater than 25% or unit is overloaded, the thermal overload in the motor may open to protect the motor. Allow motor to cool and overload to reset. Confirm the application to ensure that the unit is not overloaded and that it is not running at greater than 25% duty cycle.
Insufficient Current	Power may be reaching the motor, but with insufficient current to provide full load moving capacity. Use an amp meter to confirm that sufficient current is reaching the actuator.
Overloaded Clutch Slipping	When a unit is overloaded, the clutch will slip generating a ratcheting noise within the unit. Reduce the load to within specifications and ensure the clutch has not been worn out.

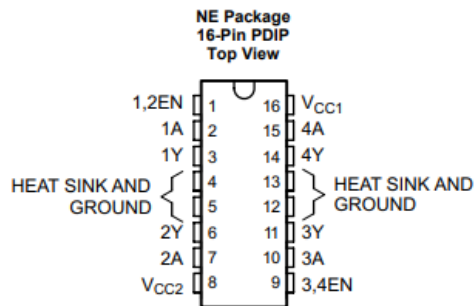
ANEXO D: Hoja de características del sensor qtr 2A



Specifications for the QTR-8x Reflectance Sensor Array

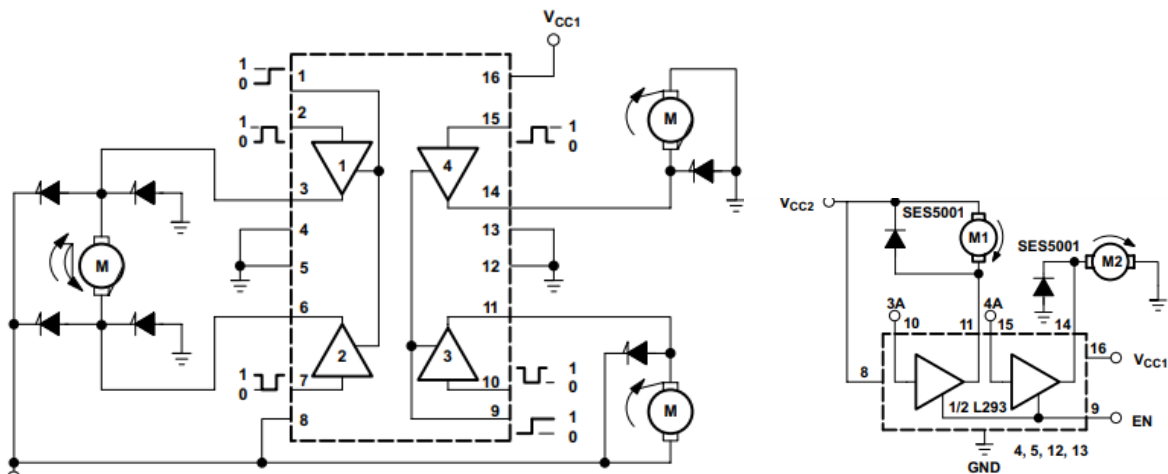
- Dimensions: 2.95" x 0.5"
- Operating voltage: 3.3-5.0 V
- Supply current: 100 mA
- Output format for the QTR-8A: 8 analog voltages ranging from 0 V to supplied voltage
- Output format for the QTR-8RC: 8 digital I/O-compatible signals that can be read as a timed high pulse
- Optimal sensing distance: 0.125" (3 mm)

ANEXO E: Hoja de características del puente H L293D



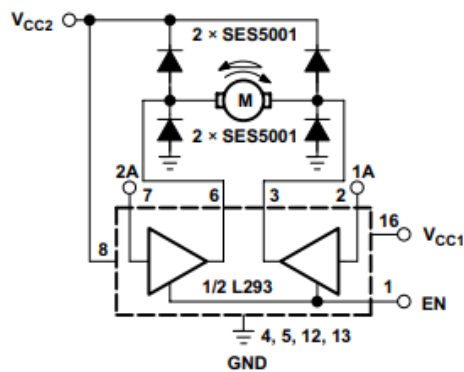
Pin Functions

PIN		TYPE	DESCRIPTION
NAME	NO.		
1,2EN	1	I	Enable driver channels 1 and 2 (active high input)
<1:4>A	2, 7, 10, 15	I	Driver inputs, noninverting
<1:4>Y	3, 6, 11, 14	O	Driver outputs
3,4EN	9	I	Enable driver channels 3 and 4 (active high input)
GROUND	4, 5, 12, 13	—	Device ground and heat sink pin. Connect to printed-circuit-board ground plane with multiple solid vias
V _{CC1}	16	—	5-V supply for internal logic translation
V _{CC2}	8	—	Power VCC for drivers 4.5 V to 36 V

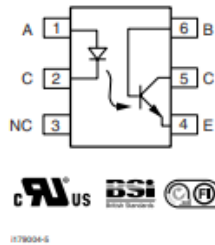
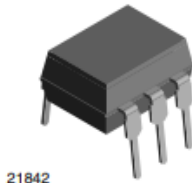


EN	3A	M1 ⁽¹⁾	4A	M2
H	H	Fast motor stop	H	Run
H	L	run	L	Fast motor stop
L	X	Free-running motor stop	X	Free-running motor stop

(1) L = low, H = high, X = don't care



Optocoupler, Phototransistor Output, with Base Connection



FEATURES

- Isolation test voltage 5000 V_{RMS}
- Interfaces with common logic families
- Input-output coupling capacitance < 0.5 pF
- Industry standard dual-in-line 6 pin package
- Compliant to RoHS directive 2002/95/EC and in accordance to WEEE 2002/96/EC



RoHS
COMPLIANT

APPLICATIONS

- AC mains detection
- Reed relay driving
- Switch mode power supply feedback
- Telephone ring detection
- Logic ground isolation
- Logic coupling with high frequency noise rejection

AGENCY APPROVALS

- UL1577, file no. E52744
- BSI: EN 60065:2002, EN 60950:2000
- FIMKO: EN 60950, EN 60065, EN 60335

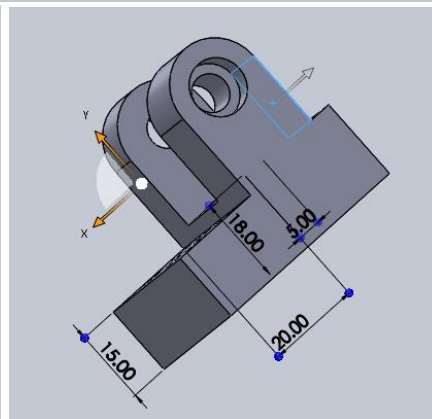
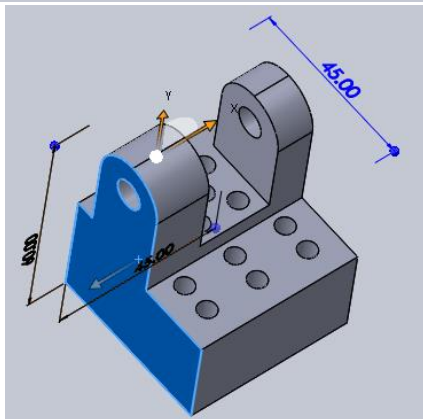
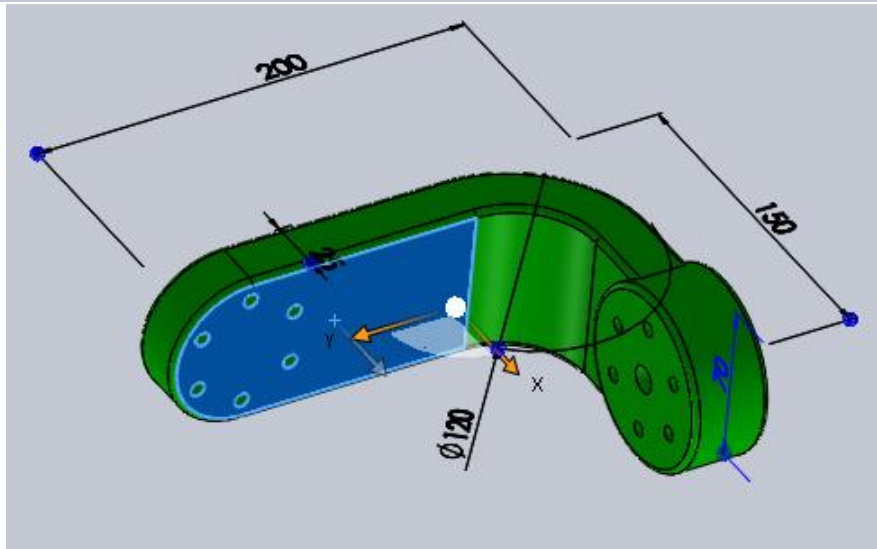
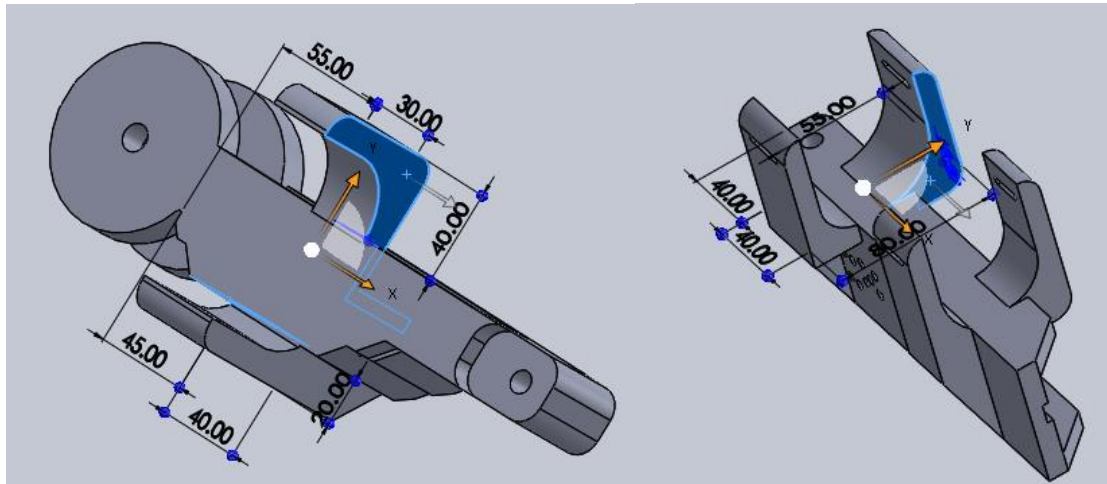
DESCRIPTION

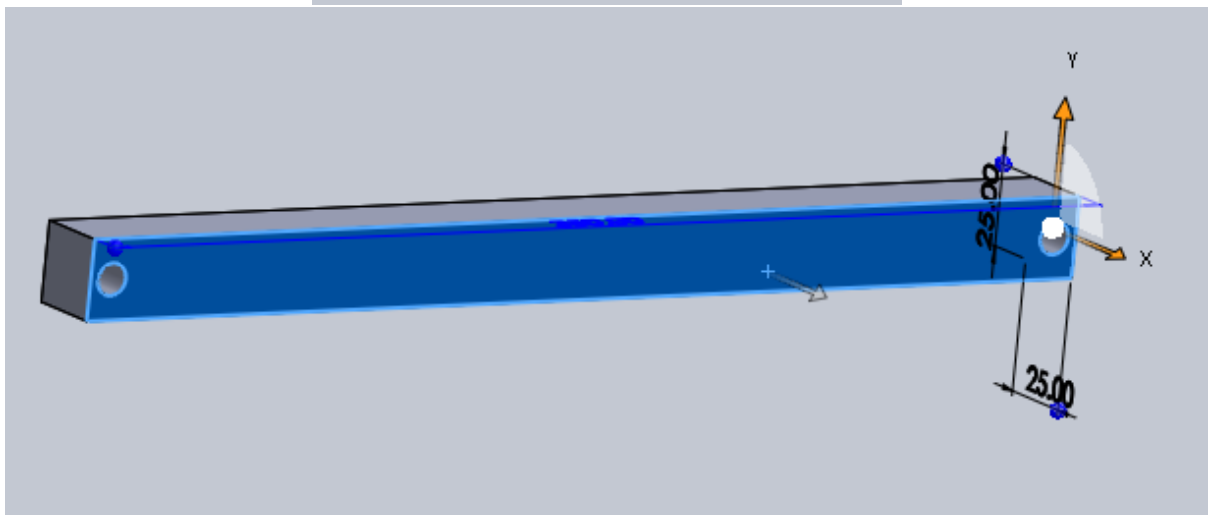
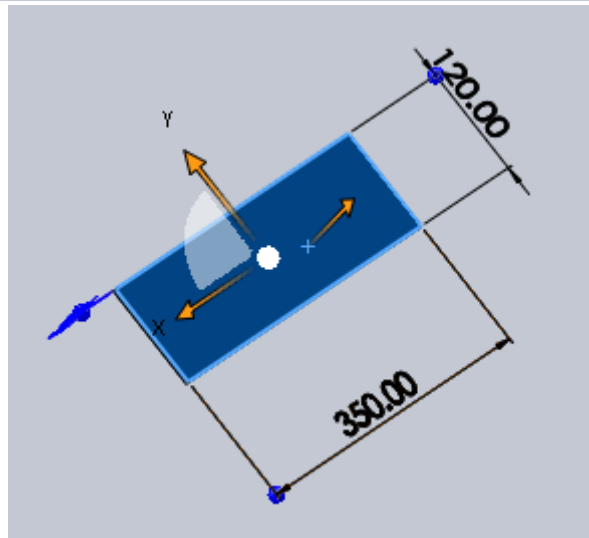
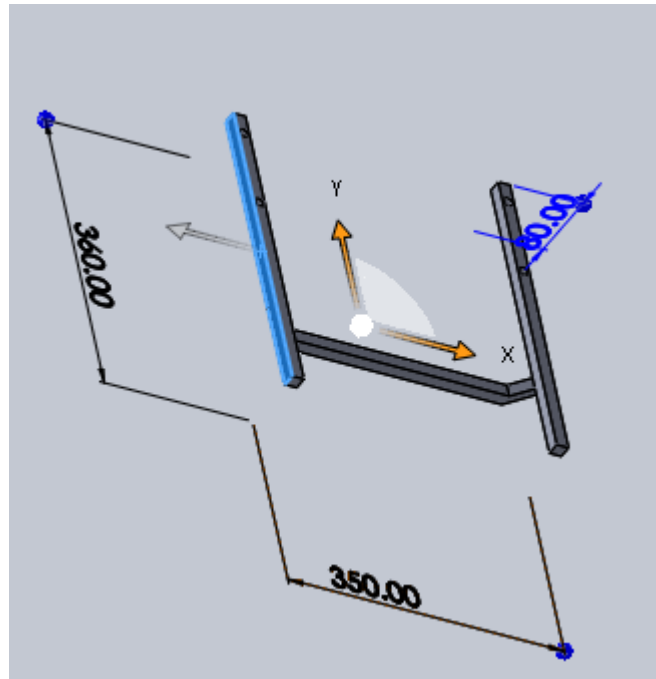
The 4N25 family is an industry standard single channel phototransistor coupler. This family includes the 4N25, 4N26, 4N27, 4N28. Each optocoupler consists of gallium arsenide infrared LED and a silicon NPN phototransistor.

ORDER INFORMATION	
PART	REMARKS
4N25	CTR > 20 %, DIP-6
4N26	CTR > 20 %, DIP-6
4N27	CTR > 10 %, DIP-6
4N28	CTR > 10 %, DIP-6

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ⁽¹⁾				
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
INPUT				
Reverse voltage		V _R	5	V
Forward current		I _F	60	mA
Surge current	t ≤ 10 μs	I _{FSM}	3	A
Power dissipation		P _{diss}	100	mW
OUTPUT				
Collector emitter breakdown voltage		V _{CEO}	70	V
Emitter base breakdown voltage		V _{EBO}	7	V
Collector current		I _C	50	mA
	t ≤ 1 ms	I _C	100	mA
Power dissipation		P _{diss}	150	mW

ANEXO G: Diseño estructural realizado en SolidWork





ANEXO H: Montaje de la circuitería de SeeLab.1



ANEXO I: Primeras pruebas de strong arm V1



ANEXO J: Código programado para el transmisor de SeeLab.1

```
#include <QTRSensors.h>
QTRSensors qtr;
const int adelante = 5;
const int atras = 6;
const int apaga = 7;
const uint8_t SensorCount = 2; // asignacion numero de pines de la regleta qtr
uint16_t sensorValues[SensorCount];
const int valor = 250;

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  pinMode(adelante, OUTPUT);
  pinMode(atras, OUTPUT);
  pinMode(apaga, OUTPUT);
  // configure the sensors
  qtr.setTypeAnalog();
  qtr.setSensorPins((const uint8_t[]){A1, A2}, SensorCount);
  qtr.setEmitterPin(2);

  delay(500);
  pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);
  digitalWrite(LED_BUILTIN, HIGH); // turn on Arduino's LED to indicate we are in calibration mode

  for (uint16_t i = 0; i < 400; i++)
  {
    qtr.calibrate();
  }
  digitalWrite(LED_BUILTIN, LOW); // turn off Arduino's LED to indicate we are through with calibration
  // print the calibration minimum values measured when emitters were on
  for (uint8_t i = 0; i < SensorCount; i++)
  {
    Serial.print(qtr.calibrationOn.minimum[i]);
    Serial.print(' ');
  }
  Serial.println();

  // print the calibration maximum values measured when emitters were on
  for (uint8_t i = 0; i < SensorCount; i++)
  {
    Serial.print(qtr.calibrationOn.maximum[i]);
    Serial.print(' ');
  }
  Serial.println();
  Serial.println();
  delay(1000);
}

void parar()
{
  digitalWrite(adelante, LOW);
  digitalWrite(atras, LOW);
}
```



```

void arriba()
{
    digitalWrite (adelante, HIGH);
    digitalWrite (atras, LOW);
}
void abajo()
{
    digitalWrite (adelante, LOW);
    digitalWrite (atras, HIGH);
}
void loop()
{
    int valuemyo = analogRead (A0);
    Serial.println(          valuemyo);
    // read calibrated sensor values and obtain a measure of the line position
    // from 0 to 5000 (for a white line, use readLineWhite() instead)
    uint16_t position = qtr.readLineBlack(sensorValues);

    // print the sensor values as numbers from 0 to 1000, where 0 means maximum
    // reflectance and 1000 means minimum reflectance, followed by the line
    // position
    for (uint8_t i = 0; i < SensorCount; i++)
    {
        Serial.print(sensorValues[i]);
        Serial.print('\t');
        if ((valuemyo > valor)and (sensorValues[i] > 250))
        Serial.print(sensorValues[i]);
        Serial.print('\t');
        if ((valuemyo > valor)and (sensorValues[i] > 250))
        {
            arriba();
            digitalWrite(apaga,LOW);
        }
        if ((valuemyo > valor)and (sensorValues[i] < 250))
        {
            arriba();
            digitalWrite(apaga,HIGH);
        }
        if ((valuemyo < valor)and (sensorValues[i] < 250))
        {
            abajo();
            digitalWrite(apaga,HIGH);
        }
        if ((valuemyo < valor)and (sensorValues[i] > 250))
        {
            abajo();
            digitalWrite(apaga,LOW);
        }
    }
    Serial.println(position);

    delay(250);
}

```

ANEXO K: Código programado para el receptor de SeeLab.1

Encuesta de estudio para el dispositivo de levantamiento de pesas Strong Arm V1.

Por favor marque con una X donde usted considere la respuesta más óptima.

	Preguntas	No satisfecho		Poco satisfecho		Moderadamente satisfecho		satisfecho		Muy satisfecho	
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Usabilidad											
1	¿Considera Ud. Fácil la utilización del dispositivo?										
2	¿al momento de interactuar con el dispositivo, Ud. Se sintió cómodo con el mismo?										
3	¿la fuerza demostrada por el dispositivo es de mucha ayuda?										
Funcionalidad											
4	¿considera que el actuador lineal está instalado de una forma adecuada?										
5	¿considera Ud. Adecuadas las dimensiones de la Ortesis?										
6	¿considera Ud. Adecuadas las dimensiones del espaldar (mochila)?										
Maniobrabilidad											
7	¿le parece adecuada la manera de movilizarse el prototipo para levantar el objeto?										
8	¿es de su agrado el peso que tiene el prototipo?										
9	¿le parece adecuada la alimentación para el prototipo?										
Posibilidad de adquisición											
10	¿considera Ud. Óptima la idea de generar este tipo de prototipos en el mercado?										
11	¿si el dispositivo Strong Arm V1 estuviera en el mercado Ud. Lo compraría?										
12	¿si Ud. Tendría el dispositivo en su poder lo utilizaría con frecuencia?										

ANEXO M: Resultado final del Strong Arm V1



