



Implementación de un sistema de control de velocidad para un prototipo tipo bicicleta para terapia en personas con pérdida de movilidad en los miembros inferiores.

Wilmer Serrano Jiménez

Código: 20441525655

Universidad Antonio Nariño

Programa Ingeniería Electrónica

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Ciudad, Colombia

2023., Mayo 18

Implementación de un sistema de control de velocidad para un prototipo tipo bicicleta para terapia en personas con pérdida de movilidad en los miembros inferiores.

Wilmer Serrano Jiménez

Proyecto de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:

Ingeniero Electrónica

Director (a):

Ing. Yeimi Muñoz Calderón

Línea de Investigación:

Programación electrónica.

Universidad Antonio Nariño

Programa Ingeniería Electrónica

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Ciudad, Colombia

2023, 18 Mayo

NOTA DE ACEPTACIÓN

El trabajo de grado titulado “Implementación de un sistema de control de velocidad para un prototipo tipo bicicleta para terapia en personas con pérdida de movilidad en los miembros inferiores “, Cumple con los requisitos para optar Al título de Ingeniero Electrónico.

Firma del Tutor

Firma Jurado

Firma Jurado

Neiva, 18 de mayo de 2023.

Contenido

	Pág.
Resumen.....	15
Abstract.....	16
Introducción	17
Antecedentes.....	19
Objetivo general.....	24
Objetivos específicos	25
Capitulo I. Marco teórico.....	28
1.1 La discapacidad y la fuerza en la rehabilitación.....	28
1.1.1 La función muscular	28
1.1.2 Limitaciones en la discapacidad	29
1.2 Disposición estructural.....	29
1.2.1 Requisitos en una estructura con elementos mecánicos y electrónicos .	31
1.3 Componente electrónicos y mecánicos.....	32
1.3.1 Motor elevavunas.....	32
1.3.2 Modulo de control de velocidad PWM.....	33
1.4.3 Pantalla LCD con Arduino.....	33
1.4.4 Arduino Nano.....	34
Capitulo II. Diseño Metodológico	36
2.1 Metodología y actividades	36
2.2 Control de motor por medio de PWM	37
2.3 Explicación del circuito por medio del diagrama de bloques.....	41

2.4 Variables	43
2.5 Cálculo	44
2.6 Simulación	51
2.7 Código PID para programar Arduino	56
2.8 Simulación de PID, rpm y set point.....	57
2.8.1 Análisis con 5 RPM sin PID.....	57
2.8.2 Análisis con 25 RPM sin PID.....	58
2.8.3 Análisis con 45 RPM sin PID.....	59
2.8.4 Análisis con 5 RPM con PID.....	60
2.8.5 Análisis con 25 RPM con PID.....	61
2.8.6 Análisis con 45 RPM con PID.....	62
2.9 Construcción del circuito en físico	64
2.10 Preparación de componente mecánico y adición de faltantes al diseño	68
2.11 Descripción del tablero de control	72
3. Resultados y análisis de resultados	77
3.1 Caracterización de los equipos similares al proyecto	77
3.1.1. Equipo NMDCDH	77
3.1.2 Equipo Dispositivo inteligente de la rehabilitación de la extremidad superior e inferior.....	79
3.1.3 Análisis de la caracterización.....	79
3.1 Resultados de las definiciones requeridas para definir las características del equipo	80
3.1.1 Equipo: Ergómetro de brazos platinum rs-5h	81
3.1.2 Equipo: Bicicleta de ejercicio de resistencia muscular.....	81
3.1.3 Equipo: Stroke 70W Modo Espasmo	81
3.1.4 Equipo: Sistema de Elíptica para Rehabilitación Asistida.....	82
3.1.5 Equipo: MyoCycle Home	82

3.1.6 Síntesis de la caracterización	83
3.1.7 Criterios de diseño	85
3.1.8 Criterios para enlazar una función de control con el PID	88
3.2 Resultados de la verificación del funcionamiento del prototipo	92
3.3 Resultados del Nuevo PID incorporado.....	96
Conclusiones.....	101
Recomendaciones	102
Referencias Bibliográficas	104
Anexos	108
Anexo 1A. Codificación empleada para el control de velocidad con tiempo programado.	108
Anexo 1B. Código aplicado para programar la velocidad con el PID.....	117
Anexo. Ficha técnica de motor.	123

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1.1 Modelo Platinum RS	19
Figura 1.2 Bicicleta de ejercicio de resistencia muscular	20
Figura 1.3 Stroke 70W Modo Espasmo.....	21
Figura 1.4 Elíptica para Rehabilitación Asistida	22
Figura 1.5 MyoCycle	22
Figura 1.6 Articulado de terapia 10 min.	23
Figura 1.7 Ulceras.....	26
Figura 1.8 Diseño de una estructura con ocho barras	30
Figura 1.9 motor eleva lunas.....	32
Figura 1.10 módulo de control de velocidad PWM.....	33
Figura 1.11 Esquema de una LCD con Arduino.....	34
Figura 1.12 Arduino Nano.....	35
Figura 2.1 Programación del Arduino.	39
Figura 2.2 Conexión a pantalla LCD.....	40
Figura 2.3 Motor eleva lunas.	40
Figura 2.4 Botoneras.....	41
Figura 2.5 Diagrama de bloques del circuito.....	42
Figura 2.6 Circuito modelo para análisis	44
Figura 2.7 Data sheet de motor aproximado.....	48
Figura 2.8 valores en Matlab	51

Figura 2. 9 Función de transferencia	51
Figura 2. 10 Curva sin estabilizar menor a 1.	52
Figura 2. 11 Simulink de PID con ecuación de Transferencia	52
Figura 2. 12 Simulink de PID con ecuación de Transferencia y curva generada ..	52
Figura 2. 13 Determinar las constantes del PID	53
Figura 2. 14 Estabilización de PID con curva menor a 1.	53
Figura 2. 15 Curva estable menor a 1.	54
Figura 2. 16 Constantes de PID.	55
Figura 2. 17 <i>Generación de graficas con las constantes del PID.</i>	56
Figura 2. 18 Prueba para 5 rpm sin P.....	57
Figura 2. 19 Prueba para 25 rpm sin PID	58
Figura 2. 20 Prueba para 45 rpm sin PID	59
Figura 2. 21 Prueba para 5 rpm con PID	60
Figura 2. 22 Prueba para 25 rpm con PID	61
Figura 2. 23 Prueba para 45 rpm con PID	62
Figura 2. 24 Proteus y Labview	63
Figura 2. 25 Motor en prueba.	64
Figura 2. 26 Carga del código.....	65
Figura 2. 27 Salida y funcionamiento de LCD.	65
Figura 2. 28 Temporizador.	66
Figura 2. 29 Montaje de control de velocidad.	66
Figura 2. 30 Código cargado y prueba de velocidad.	67
Figura 2. 31 Reducción de velocidad.....	67

Figura 2. 32 Montaje.....	68
Figura 2. 33 capa de vinito.....	69
Figura 2. 34 Perforación en eslabón largo.	70
Figura 2. 40 Caja de metal para circuito.....	70
Figura 2. 41 Montura de caja.	71
Figura 2. 42 Reforzado de la máquina.....	71
Figura 2. 43 Tablero de control.	72
Figura 2. 44 Pantalla con temporizador.	73
Figura 2. 45 Control manual del motor.....	73
Figura 2. 46 Control del temporizador.....	74
Figura 2. 47 Velocidad manual.....	74
Figura 2. 48 Botoneras del temporizador.....	75
Figura 2. 49 Activación del aumento de velocidad con botoneras.	75
Figura 3. 1 Inicio de prueba.	92
Figura 3. 2 Manipulación del tiempo.....	93
Figura 3. 3 Eliminación de molduras.....	93
Figura 3. 4 Movimientos sin anomalías.....	94
Figura 3. 5 Manipulación y desplazamiento de la máquina.	95
Figura 3. 6 Estiramiento de las piernas.....	95
Figura 3. 7 Prueba se señal base con valor de 0.03	96
Figura 3. 8 Prueba se señal base con valor de 0.083	97
Figura 3. 9 Configuración final del PID	97
Figura 3. 10 Estiramiento de las piernas.....	98

Figura 3. 11 Vinculo del formato punto. HEX	99
Figura 3. 12 "Velocidad de 35 rpm regulado con PID	99
Figura 3. 13 Velocidad de 45 rpm regulado con PID	100

Lista de tablas

	Pág.
Tabla 4 - 1 Caracterización de modelos.....	83

(Dedicatoria)

Le dedico este proceso de tesis a mis familiares, en especial mi compañera de vida, mis amigos y aquellos profesionales que me aportaron conocimiento y espacios de aprendizaje para terminar de afianzar lo aprendido durante mi carrera.

Además, en especial a mi hermosa madre y mi hijo que me motiva cada día por luchar por mis sueños en compañía de Dios.

Agradecimientos

De ante mano, le agradezco a la universidad Antonio Nariño, en donde unos grandes docentes como el Ing. Maximiliano P, Ing. Mario P, Ing. Andrea M y Ing. Yeimi M, dedicaron partes de su espacio para apoyar este proceso de investigación, ya que el aporte que sale de este proyecto se enfoca en ayudar a los pacientes con pérdida de movilidad, permitiéndome aportar conocimiento y practica en las innovaciones tecnológicas del departamento por medio de la universidad.

Resumen

Según el Dane hasta el año 2022, un porcentaje del 27,9 % de la población en Colombia presenta problemas en las extremidades inferiores, una pequeña parte de esta población compra equipos de rehabilitación para reemplazar las actividades de terapias programadas en un sitio de asistido por profesionales. Para mitigar este problema, se mejora un diseño existente de mecanismos cuatro barras, con la adaptación de un diseño electrónico que emplea programación arduino con la finalidad controlar el motor de engranes durante un tiempo específico menor a 10 minutos y este pueda ser usado en pacientes con pérdida de movilidad. Por medio de una metodología explicativa, se define, desarrolla y verifica el diseño propuesto.

Por otra, parte, se usó un motor de engranaje el cual tiene un voltaje de 12 V con un consumo de 2 A, el cual posee 45 rpm sobre este equipo. Para el prototipo se caracterizó por ser un mecanismo diseñado con un soporte de carga de 28 Kilos, siendo desplazadas por el motor de engranajes, permitiendo un pedaleo controlado según sea el tiempo programado por el usuario. Se probó que el control de velocidad PID permite desde la simulación eliminar los picos que alteren el funcionamiento del rpm del motor en su punto máximo de 45 rpm y para su punto medio de 25 rpm.

Como conclusión se calculó las variables constantes del PID el cual se comprobaron por simulación y se llevó su programación por medio de Arduino el cual permitía el control de las rpm del motor desde los tiempos en minutos o segundos.

Palabras clave: Control de velocidad, pérdida de movilidad, miembros inferiores.

Abstract

Based on the data provided by the Dane until the year 2022, a percentage of 27.9% of the population in Colombia has problems in the lower extremities, causing a small part of this population to purchase rehabilitation equipment to replace the program activities in a place assisted by professionals. To mitigate this problem, an existing design of four-bar mechanisms is improved, with the adaptation of an electronic design that uses Arduino programming in order to control the gear motor for a specific time less than 10 minutes and this can be used in patients with loss of mobility. By means of an explanatory methodology, the proposed design is defined, developed and verified.

On the other hand, a gear motor was used which has a voltage of 12 V with a consumption of 2 A, which has 45 RPM on this equipment. For the prototype it was characterized for being a mechanism designed with a load support of 28 Kg, being displaced by the gear motor, allowing a controlled pedaling according to the time programmed by the user. It was proved that the PID speed control allows from the simulation to eliminate the peaks that alter the operation of the motor rpm at its maximum point of 45 rpm and for its midpoint of 25 rpm.

As a conclusion, the constant variables of the PID were calculated and verified by simulation and its programming was carried out by means of Arduino which allowed the control of the RPM of the motor from the times in minutes or seconds.

Key words: Speed control, loss of mobility, lower limbs.

Introducción

Según la ONU 2022, es muy común encontrar personas con discapacidad o deficiencias en la movilidad, lo que les limita llevar una vida normal en sociedad.

Existen diferentes tipos de discapacidad relacionadas con la motricidad, las cuales dependen de diferentes factores, ya sean físicos, mentales, sensoriales a un tiempo determinado y/o psíquicos (Minsalud, 2020). Para centrar el trabajo de investigación se tomó la discapacidad física como el pilar para la elaboración del proyecto. La fisioterapia física es una rama de la salud y está enfocada en brindar un tratamiento terapéutico, Algunos métodos y terapias de rehabilitación son: Terapia Manual, Hidroterapia, Terapia instrumental miofascial, Taping, Reeduación propioceptiva y Terapia de movimiento Fisioterapéutico. Las técnicas que se utilizan para estos procedimientos son la electricidad, ultrasonido (Franco et al., 2016, p. 2).

Cuando una persona pierde total movimiento o funcionalidad de parte de su cuerpo los músculos tienden a ponerse flácidos, a reducir su tamaño y a perder la sensibilidad nerviosa, porque no existe una regeneración celular intramuscular, al no haber funcionamiento de las fibras musculares se presenta la pérdida de la masa muscular. Para recuperar la movilidad de una parte del cuerpo se debe someter a ejercicios para mantener la fibra muscular, por lo tanto, se debe evitar el sedentarismo y recibir la asistencia médica o el acompañamiento de un especialista que manipule una máquina, para hacer ejercicios de manera permanente.

En este sentido es necesario mantener una secuencia de un ciclo de entrenamiento donde el músculo se estire y contraiga, ya que si se hace repetitivo, evita la pérdida muscular mediante la regeneración celular, es así cómo se llevan a cabo los entrenamientos en los gimnasios o lugares deportivos.

Las personas con pérdida de movimiento en sus extremidades inferiores no pueden hacer uso de equipos mecánicos, por lo tanto, el uso de equipos asistidos electrónicamente permite que las personas que no poseen fuerza o capacidad para hacer un movimiento y/o ejercer fuerza obtengan ayuda electrónicamente, es decir que estos equipos sirvan de apoyo en su recuperación.

Antecedentes

A continuación, se describen algunas de las máquinas usadas para el tratamiento de personas con pérdida de movilidad en las piernas:

a. Ergómetro de brazos platinum rs-5h

Figura 1.1 Modelo Platinum RS



Fuente: Deportrainer.

Este ergómetro (ver figura 1.1), fue diseñado para adaptar a personas en sillas de ruedas o con otro tipo de movilidad reducida ya que también puede acoplarse con un banco en personas que no usen silla de ruedas para usar los pedales como bicicleta estática, con ello estas personas pueden también realizar ejercicio cardiovascular, el sistema que maneja incluye sistemas de movimiento por pedales para los pies y para los brazos, se puede regular la altura en el soporte para el manejo de brazos como también la aproximación del usuario, cuenta con sistema de freno magnético y con un ordenador que cuenta calorías, tiempo, distancia, adelgazamiento y pulso (Deportrainer, 2016). Esta máquina tiene un costo de 1 500,00 € (6'276.000COP).

b. Bicicleta de ejercicio de resistencia muscular para discapacitados, bici motorizada para mejorar la resistencia del brazo y la pierna

Figura 1.2 Bicicleta de ejercicio de resistencia muscular



Fuente: Training Indoor Exercise.

Diseñada para personas con discapacidad con el fin de fortalecer resistencia muscular, ayuda tanto en la parte superior e inferior simultáneamente (ver figura 1.2), o de forma independiente, esta máquina no causa impacto discordante en nuestras articulaciones(C.E.ITECHNOLOGY INC., 2022).

Este producto puede usarse con silla de ruedas, los pedales superiores fortalecen brazos y hombros y la zona de que actúa como bicicleta estática automática facilita su excelente entrenamiento de piernas. Relaja el tensionamiento y dolor muscular; cuenta con un tablero digital que tiene el control para activar el funcionamiento de manos y pies de manera independiente y también la opción de disminuir o incrementar la velocidad. Esta máquina tiene un costo entre 250,00 US\$ - 350,00 US\$(981.000 – 1'374.695,00).

c. Máquina Ejercitadora para Discapacitados Stroke 70W Modo Espasmo

Figura 1. 3 Stroke 70W Modo Espasmo



Fuente: HHHHY Pedal Trainer Electrónica Fisioterapia.

Esta máquina aparte de manejar ejercicio muscular tiene un sistema que la complementa que identifica cuando hay un espasmo, la máquina se detendrá automáticamente durante 3 segundos si esta para (ver figura 1.3) (Amazon, 2021). Así como tiene este sistema inteligente, también cuenta con un sistema dual que le permite al usuario la opción de libre entrenamiento; cuenta con protectores de algodón y soportes para pies para ayudar a los usuarios pasivos de hemiplejía. El precio en mercado de 11'530.000.

d. Sistema de Elíptica para Rehabilitación Asistida

Esta máquina les permite a las personas con discapacidad , permite una marcha asistida lo que estimula al cerebro a realizar nuevas conexiones cuando se utilizada repetitivamente (Fittech, 2015). Mejora la fuerza muscular, balance, coordinación para el acto de la marcha (ver figura 1.4). Esta máquina tiene un costo de 5. 500,00 € (23'.050.500COP).

Figura 1. 4 Elíptica para Rehabilitación Asistida



Fuente: Fittech, - ICARE.

e. MyoCycle Home

Figura 1. 5 MyoCycle



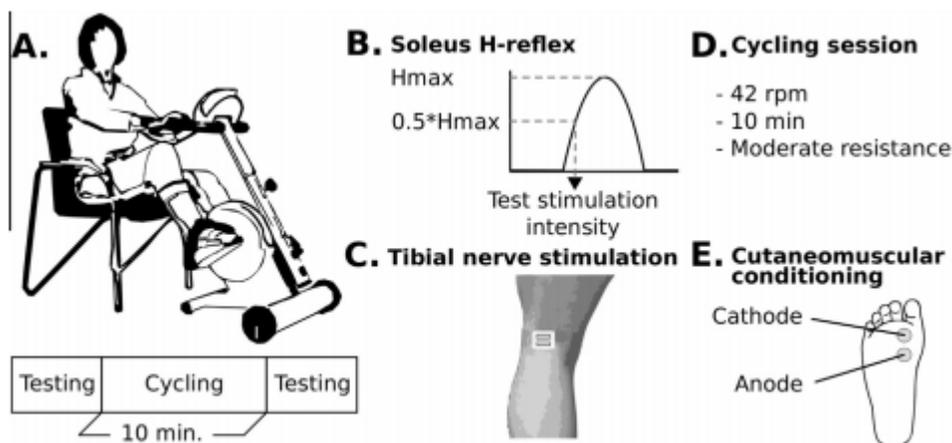
Fuente: hogar MyoCycle Neurorehabdirectory.

Esta máquina está diseñada para utilizar en casa en personas con debilidad muscular o parálisis para obtener el mejor entrenamiento sin salir de casa (ver figura 1.5), tiene un motor inteligente que proporciona un verdadero ciclo isocinético, proporcionando la cantidad justa de asistencia o resistencia en todo momento(Myolyn, 2022). La ventaja principal es que con esta máquina se puede ejercitar en modo de bicicleta sin tener un terapeuta al lado, es fácil de usar y de adquirir a un costo de 5'800.000 de pesos.

f. Aparatos y métodos para estudiar el control de retroalimentación artificial de los flexores plantares en parapléjicos sin interferencia del cerebro

Otro de los referentes para la investigación es el artículo de Donaldson titulado “Aparatos y métodos para estudiar el control de retroalimentación artificial de los flexores plantares en parapléjicos sin interferencia del cerebro” (Donaldson et al., 1997), del cual el siguiente modelo de la figura 1.6:

Figura 1. 6 Articulado de terapia 10 min.



Fuente: Tomado de Control de retroalimentación articular, Donaldson 1997.

En donde la prueba de base, por el autor Donaldson ejerce una terapia de 10 minutos con movimiento cíclico de 42rpm y una revolución media 20 rpm, la investigación se hizo para explorar la viabilidad practica de estimular las piernas, de donde la única variable es observar que el paciente se mantenga lo más erguido posible, con eso garantiza cuánto tiempo puede soportar de estimulación. Del diseño de la figura, se usó controladores para estabilizar el cuerpo, en donde se controlaba la velocidad para evitar el balanceo del cuerpo de persona debido a la fatiga provocada(Donaldson et al., 1997, p. 2).

Los movimientos recomendados para estimulación según la investigación Donaldson tratan de los aspectos:” En este caso, el objetivo esencial de la estimulación es provocar una extensión suficiente de la rodilla para levantar una parte significativa del peso corporal...desarrollaron un sistema de este tipo para uso clínico. Su sistema mantiene la rodilla cerca de la hiperextensión durante la bipedestación; la retroalimentación del ángulo de la rodilla modula la estimulación para que se produzca el momento de extensión suficiente, y esto minimiza la tasa de fatiga y prolonga la posición de pie.”

Además se resalta los siguientes aspectos del tiempo de que se debe emplear para este tipo de pacientes, según sus estudios se encaminan en evitar la fatiga, los espasmos y la espasticidad (Donaldson et al., 1997, p. 3).Ahora, la investigación de Valencia (2019, se retoma para realizar el control de las variables tiempo y velocidad, con la finalidad de dar un aporte al prototipo y que tiene solo un sistema de activación del motor a una sola revolución de trabajo.

Objetivos

Objetivo general

Implementar un sistema de control de velocidad para un prototipo tipo bicicleta para terapia en personas con pérdida de movilidad en los miembros inferiores.

Objetivos específicos

1. Caracterizar los dispositivos de control de velocidad actuales empleados en mecanismos tipo bicicletas para el tratamiento de personas con pérdida de movilidad en las piernas.
2. Desarrollar el dispositivo de control de velocidad para el prototipo de biela/manivela.
3. Verificar el funcionamiento del prototipo biela- manivela con un peso máximo de 28 kilos.

Justificación

Camilo Valencia (2019) desarrolló el “Diseño de un prototipo biela manivela para personas con pérdida de movilidad en los miembros inferiores” el cual consiste en un prototipo de cuatro barras para la estimulación de pacientes con pérdida de movilidad en miembros inferiores para una carga de 22 kg, los cuales corresponden al peso de la pierna del paciente. (Valencia, 2019).

El motivo por el cual se tomó la investigación de Camilo Valencia (2019), se debe a que como resultado se llegó a un prototipo funcional que permitía realizar movimientos cíclicos a las piernas de una persona con pérdida total de la movilidad de las piernas. El argumento del autor se basa en la importancia de darle estímulo a las piernas y pantorrillas con la finalidad de evitar las llagas o úlceras de decúbito por presión, tracción, fricción y humedad sobre personas que estén de espaldas o en silla de ruedas (ManualMSD, 2022). Las úlceras como las que se muestran en la figura 1.7, se forman porque los pacientes no

realizan ningún tipo de movimiento sobre los músculos inferiores, los cuales al disminuir la estimulación presentan enrojecimientos que al final se convierten en úlceras.

Figura 1. 7 Úlceras.



Fuente: Tomado de Manual MSD.

Según la organización Npuar, la única forma de evitar estas afectaciones en la piel es realizar cambios en la postura, higiene, cuidado en la piel y del movimiento.

De lo anterior, cualquier tipo de movimiento que se haga a un paciente con pérdida total o pérdida parcial del movimiento, es vital para realizar la recirculación de la sangre en las partes del cuerpo que han perdido la movilidad y así evitar las úlceras (escaras), que pueden llegar a un tiempo de curación de 6 meses. Según la Clínica Mayo pueden crearse en las zonas de coxis y glúteos dependiendo del contacto con la silla (MayoClinic, s. f.).

El punto de partida para la ejecución de la presente propuesta, fue mejorar el proyecto “Diseño de un prototipo biela manivela para personas con pérdida de movilidad en los miembros inferiores”, en tres aspectos: sistemas de sujeciones para las piernas, silla con espaldar graduable y el control variable de velocidad.

El sistema de sujeción para piernas actual no posee un complemento que permita sujetar cómodamente las piernas, en donde existe contacto directo con la barra, exigiendo una pieza o complemento acolchado para evitar roces que puedan provocar alguna herida o alergia en la pierna de la persona a tratar debido al contacto de la piel con metales.

El espaldar plegable es requerido debido a que la silla debe considerar varias alturas y la postura de la espalda depende de la altura de la persona a tratar, además debe poseer grados graduables que permitan un mejor apoyo de la espalda al espaldar de la silla.

El control variable de velocidad mediante PID permite enviar pulsos para graduar la velocidad de giro en los pedales, permitiendo enviar el mismo torque y este elevar las piernas, ocasionando que la pierna de la persona se estimule, cumpla con su rutina terapéutica y pueda lograr un impacto positivo en la recuperación.

Capítulo I. Marco teórico

1.1 La discapacidad y la fuerza en la rehabilitación

La discapacidad está definida como un limitante para realizar diferentes actividades en cualquier ámbito, laboral, social, desde la higiene y demás pasatiempos.

La discapacidad no es una característica personal, sino una brecha entre la capacidad de un individuo y las necesidades del entorno. Diferentes investigadores y clínicos tienden a observar sólo la capacidad personal, dejando de lado los esfuerzos que las personas hacen para reducir la demanda de adaptaciones a diferentes actividades, cambios ambientales, afrontamiento psicológico y apoyos externos.

1.1.1 La función muscular

La función muscular se puede considerar como la potencia muscular y la velocidad de contracción muscular. Esta puede terminar de diferentes maneras el rendimiento funcional de los pacientes. La fuerza muscular después de un accidente cerebrovascular se describen con mayor frecuencia en la literatura y la investigación de Kostka, sugiere que la potencia muscular y la velocidad de contracción muscular pueden afectar la eficiencia funcional que la fuerza muscular, especialmente en actividades importantes de la vida diaria (Kostka et al., 2019).

Tanto se puede decir, que los factores psicológicos también podrían desempeñar un papel, ya que se ha encontrado que la presencia de dolor y depresión reduce la movilidad en esta población (Lord et al., 2022).

La fuerza y el poder de los músculos esqueléticos permiten el movimiento funcional. La fuerza muscular es la fuerza generada desarrollada durante una la contracción voluntaria contra una resistencia, y la fuerza es el producto de esa esta fuerza y la velocidad de la contracción muscular (Trivedi et al., 2021).). La literatura muestra que entre los 20 y los 70 años la masa muscular disminuye hasta en un 40 % entre los 20 y los 70 años.

La disminución de masa muscular se debe a una reducción significativa tanto en del tamaño como y del número de filamentos musculares tipo I y tipo II, siendo preferentemente los filamentos musculares tipo II las afectadas.

1.1.2 Limitaciones en la discapacidad

Las limitaciones con las que se enfrentan las personas con discapacidad , radican principalmente en el uso de la silla de ruedas convencional, la cual, limita de manera física y cognitiva, provocando una afectación excesiva y nociva de las articulaciones de los miembros superiores impuesta por microtraumatismos y otras sobrecargas resultantes de los traslados de cargas , levantamientos inapropiados, ejercicios y especialmente de los gestos deportivos (Rifai Sarraj et al., 2010).

1.2 Disposición estructural

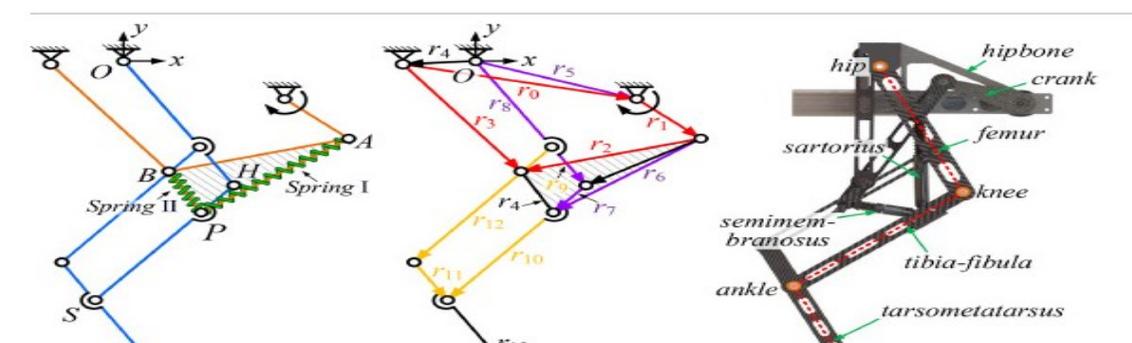
Se busca lograr una caracterización integral de la interfaz física hombre-máquina con el objetivo de avanzar a un más en cuanto a rendimiento de los dispositivos portátiles que cumplen con la función de asistir en sistemas para la articulación de rodilla(Levesque & Doumit, 2020, p. 30).

Doumit en la investigación, diseñó un instrumentó empleado como aparato modular de prueba de órtesis de rodilla, de bajo costo, con asistencia de momento de extensión; que permite múltiples parámetros de ajuste de interfaz Física. El fin de este dispositivo fue el de realizar pruebas en humanos al tiempo que se introducen variables de diseño y parámetros de funcionamiento para evaluar rendimiento del dispositivo.

Los rendimientos a través de la utilización de un aparato de mapeo demostraron un impacto variado en el rendimiento al introducir variables clave de diseño, a saber, la posición, la geometría, la conformidad, la posición de la carcasa dura y el grado de libertad de la interfaz y el momento de extensión de la rodilla.

A través de este sistema figura 1.8, el autor Wu, explica en qué consiste un eslabón de cadena cerrada de ocho barras, con una estructura de tres secciones se cumple la función de distribución muscular, donde se aplica en la distribución muscular y el tamaño esquelético de guepardo con la inserción de sartorio y semimembranoso; siendo así el sistema establece una relación funcional entre la fuerza de reacción del suelo y la fuerza motriz(Wu et al., 2021).

Figura 1. 8 Diseño de una estructura con ocho barras



Fuente: Diseño y análisis de rendimiento de una nueva pata elástica-biónica.

1.2.1 Requisitos en una estructura con elementos mecánicos y electrónicos

De acuerdo con los requisitos de diseño del investigador Yao (Yao, 2021), las ideas de diseño de patas comunes son: a) El primero es el requisito de reducción de peso. Los motores con engranajes son parte de la masa de las piernas en comparación con las articulaciones de las piernas, lo que ayuda a optimizar las estructuras y los compuestos. Un mecanismo de cadena cerrada es la solución de pierna preferida para minimizar los efectos de la masa del motor y la posición de montaje. b) El segundo es la elasticidad.

En términos de función muscular, las conexiones rígidas correspondientes del mecanismo de salida de la pierna se liberan para la deformación pasiva y el almacenamiento de energía. c) El tercero es el requisito de simetría. Basado en el mecanismo específico de la pierna, se realiza una composición dimensional de bucles mecánicos divididos y partes de esqueleto biónico para lograr una trayectoria simétrica en forma de media luna. d) El último es el requisito de rigidez no lineal.

La elasticidad está representada por un resorte virtual equivalente desde el punto del pie hasta el punto de la cadera, y la celda debe satisfacer las características de elevación no lineal asociadas con la compresión.

Una máquina gasta energía principalmente para propulsar, elevar y apoyar el cuerpo. En cuanto a las marchas discontinuas estas están inherentemente dotadas de gran ahorro de energía ya que necesitan pocos actuadores energizados al mismo tiempo, mientras que las marchas continuas necesitan que los actuadores se sostengan simultáneamente (Yang, 2008).

Al tener un movimiento en dos fases del cuerpo del robot la marcha propuesta debería consumir energía el doble que la de la marcha discontinua de una fase.

Según esta información supone que una pierna unida al robot cuadrúpedo tiene la geometría de un brazo articulado, dicho modelo consta de dos eslabones rígidos y tres juntas revolutas, el enlace inferior está en conexión al enlace superior a través de una articulación revoluta activa y el enlace superior está conectado al cuerpo a través de dos articulaciones revoluta activas, una de ellas paralela con la articulación de la rodilla y otra paralela con el eje longitudinal del cuerpo.

1.3 Componente electrónicos y mecánicos

1.3.1 Motor elevallunas

Los motores de sistemas de elevallunas eléctricos se componen, principalmente, de dos elementos: el mecanismo elevallunas y el motor de la figura 1.9. Su funcionamiento consiste en que el motor acciona el giro de un tambor en el que están fijados los extremos de unos cordones de acero, su regulación de velocidad se debe a que se compone de un grupo de engranes que funcionan como una caja reductora reducida (Loctite, 2017). Este tipo de motores tienden a poseer dos sistemas de velocidades uno en alta y otro en baja.

Figura 1. 9 motor elevallunas.

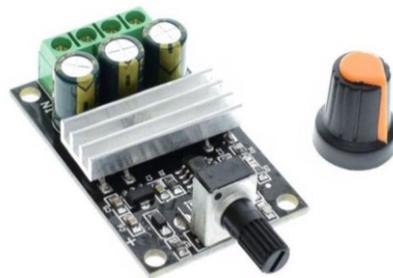


Fuente: Autingo, Elevallunas(Autingo, 2016).

1.3.2 Modulo de control de velocidad PWM

Con la salida en el motor de una velocidad alta, se debe emplear un módulo el cual regule la velocidad figura 1.10, para ello, se da uso al módulo de control de velocidad PWM, para este proyecto se emplea el PWM Zs- x4b, este permite controlar la velocidad un motor DC 6 V a 28 V ajustandose por medio de la perilla. Además, permite un flujo de corriente continua de hasta 3 A (IDElectronica, 2022).

Figura 1. 10 módulo de control de velocidad PWM.



Fuente: Uelectronics.

1.4.3 Pantalla LCD con Arduino

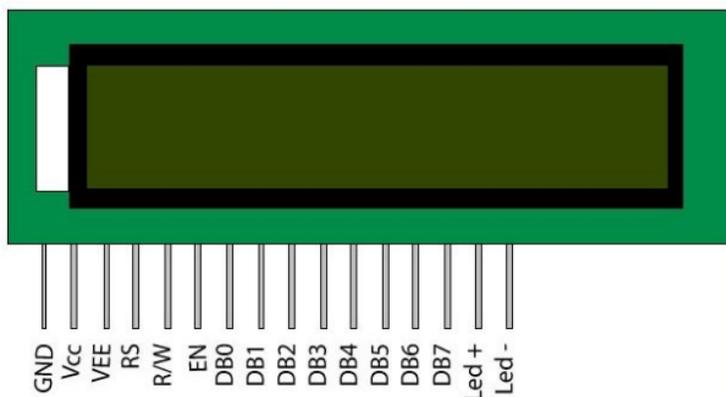
Con el uso de la pantalla LCD, se emplea como un dispositivo diseñado para representar datos en una gráfica por medio de emisión de luz. Una luz que simboliza como LCD siendo un cristal líquido figura 1.9.

La mayoría de las pantallas LCD vienen unidas a una placa de circuito y poseen pines de entrada/salida de datos. Esta salida se programa con la tecnología arduino, permitiendo desplegar datos según se halla programado por medio de una codificación(González, 2013).

La pantalla a usar para el desarrollo del proyecto emplea la siguiente descripción:

Estas pantallas constan de 16 pines. Y tiene la siguiente forma según la figura 1.11:

Figura 1. 11 Esquema de una LCD con Arduino.



Fuente: Uso de Pantalla LCD con Arduino - panamá Hitek

Cada pin tiene una configuración para uso respectiva programación:

Pin 1 – VSS o GND

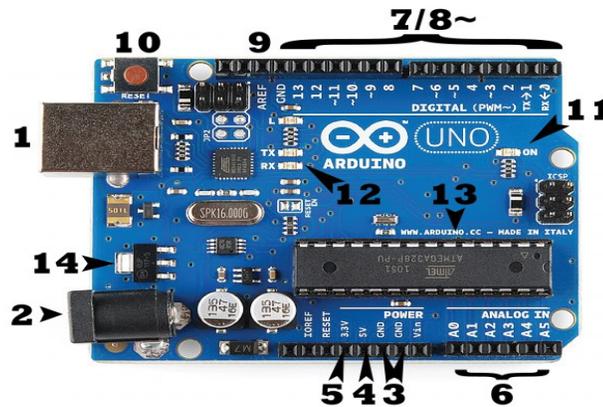
Pin 2 – VDD o alimentación (+5V)

1.4.4 Arduino Nano

Arduino Nano se muestra en la Figura 1.12 a continuación, fuente de alimentación - USB (1) / Conector adaptador (2): Se requiere un método de fuente de alimentación cuando se usa la placa de desarrollo Arduino.

Este se puede alimentar a través de un cable USB desde una computadora o un cable de corriente con un adaptador apropiado, siendo el voltaje recomendado para la mayoría de los modelos de Arduino entre 6 y 12 voltios. No se deben utilizar fuentes de alimentación superiores a 20 voltios, ya que pueden dañar la placa Arduino.

Figura 1. 12 Arduino Nano.



Los puntos importantes son:

GND (3), 5V (4) y 3.3V (5).

Analógico (6).

Digital (7).

PWM (8).

AREF (9).

Botón de reinicio (10).

LEDS RX TX (12).

Microcontrolador (13).

Capítulo II. Diseño Metodológico

2.1 Metodología y actividades

La metodología empleada para ejecutar el proyecto, es de tipo explicativa, en donde se analiza una causa que en este caso son las falencias de un equipo y la consecuencia; viene siendo la ausencia de control de velocidad para establecer una terapia dinámica para un paciente con pérdida y movilidad en las piernas. Para ello se propone las siguientes actividades:

- Actividad 1. Revisión bibliográfica para identificar los componentes que se requieren para el módulo control de velocidad según diseños existente o investigaciones realizadas.

Con esta etapa se quiere indagar de los diseños planteados hasta el año 2022 con el fin de brindar terapia en las piernas de personas que presentan pérdida de movilidad, para ello se identifica que mecanismo de accionamiento presentan, ya identificadas estas características se compara e identifica que parámetros debe emplear la contribución que se va a realizar en el prototipo que ya se diseñó denominado mecanismo biela manivela.

- Actividad 2. Elaborar codificación para el uso de tecnología con Arduino.

Se define las variables de control que en este caso son el tiempo y las dos velocidades existentes en el motor para media(25 rpm) y alta (35 rpm).

- Actividad 3. Construcción de sistema de control de velocidad y temporizador.

Se procede luego de tener las variables calculadas, a revisar que elementos son requeridos para cumplir con la función, se determina el motor, elementos de circuitos, variadores de velocidad, Arduino, tipo de programación, controladores y elementos faltantes para complementar el prototipo. Luego de haber determinado qué requiere el sistema, se procede realizar el listado de elementos a adquirir, construcción de los componentes del control variable de velocidad, armado, revisión de circuitos, acondicionar el prototipo biela/ manivela para los nuevos elementos.

- Actividad 5. Armado y ensamblado de elementos al prototipo biela/manivela.

En esta actividad se procede a instalar los elementos electromecánicos, el sistema de cableado, elementos de sujeciones, componentes para sujetadores de las piernas, acoplamiento de la silla graduable y revisión de todos estos componentes en conjunto. Además, se realiza una revisión que todos estos componentes trabajen acorde a las necesidades del proyecto.

- Actividad 6. Puesta en marcha y prueba del prototipo modificado.

Luego de haberse realizado el control de velocidad; se procede a evaluar los elementos agregados, con el fin de verificar conexiones eléctricas y revisión de los elementos que se encuentran en rotación.

2.2 Control de motor por medio de PWM

Elemento a controlar:

Motor Gearmotor for windshield wipers MRT62 – 43. Este motor, posee dos velocidades, una velocidad de 30 rpm y otra de 45 rpm (Oslv, 2022), según lo que especifica la tabla 2.1, según la ficha técnica:

Tabla 2.1 Ficha técnica del motor.

Gearmotor for windshield wipers MRT62 - 43	1 Speed		2 Speed	
	Nominal Voltage (V)	12	24	12
Testing Voltage (V)	13,5	27	13,5	27
Nominal Current (A)	2	1,5	2 / 2,5	1,5 / 2
Max. Current (A)	12	10	12 / 15	10 / 13
No Load Speed (RPM)	30	30	30 / 45	30 / 45
Nominal Torque (RPM)	4	4	4	4
Starting Torque (Nm)	40	40	40 / 35	40 / 35
Gear Ratio	2 / 110			
IP Grade	40			
Weight (Kg)	1,2			

Fuente: Tomado de, Oslv. com

Para el motor, se tomó como referencia una velocidad de 25 a 35 rpm, siendo similar a la velocidad de referencia de las practicas realizadas por el investigador Stefano Piazza, de 42 rpm para un movimiento cíclico en un tiempo de 10 minutos (Piazza,2016). A un torque de a 35 a 40 Nm, dato similar al usado Quintern, durante su investigación con un rango de 30 a 70 Nm (Quintern, 2008).

El circuito controla un motor por medio de PWM, tiene un Arduino uno que es el que se genera una señal PWM y de controlar todo el circuito, el circuito tiene dos modos de funcionamiento:

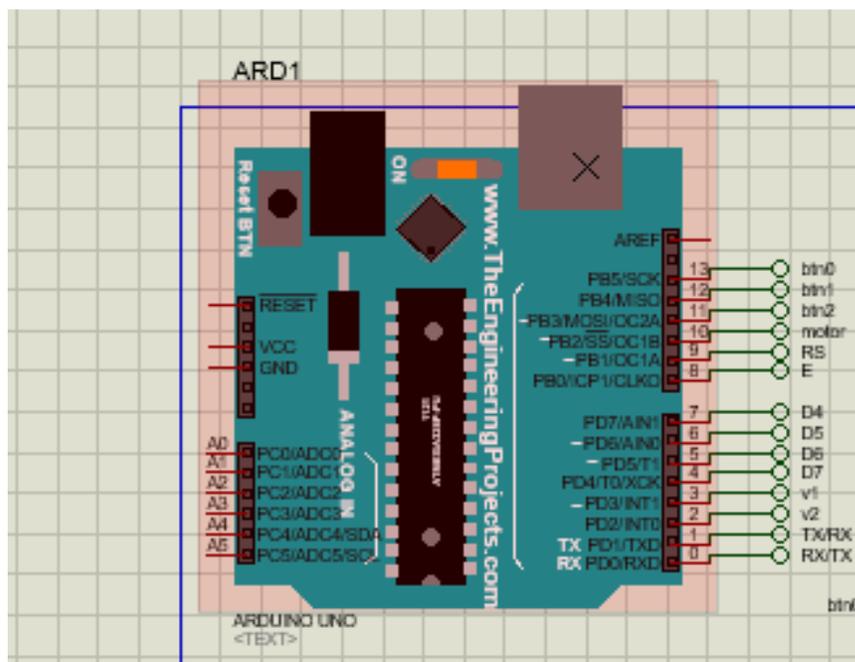
MODO 1: El modo uno tiene un contrarreloj que programa el tiempo y puede variar la velocidad del motor.

MODO 2: En el modo dos el motor está en constante movimiento, se le puede variar la velocidad al motor, cuando el usuario lo desee.

Descripción del circuito según la etapa:

Etapa uno. Arduino uno Figura 2.1

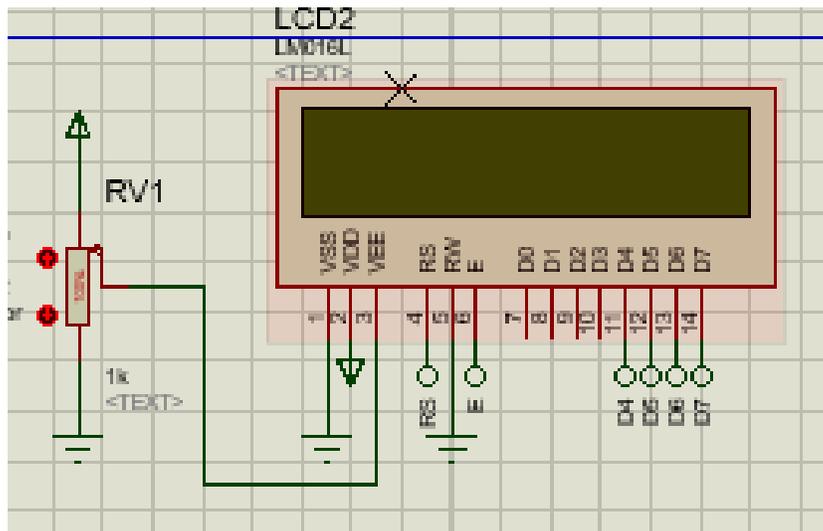
Figura 2. 1 Programación del Arduino.



Fuente: Realizado por el autor.

Etapa dos. Lcd 16x2 (Figura 2.2).

Figura 2. 2 Conexión a pantalla LCD.

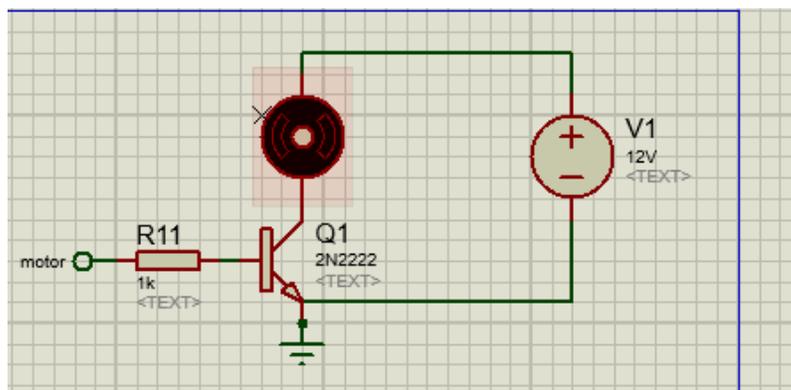


Fuente: Realizado por el autor.

Etapa tres. Salida

Control del motor lleva un transistor 2n2222 y un resistor de 1K ohmio y una fuente de alimentación de 12V ya que el Arduino no cuenta con el voltaje ni la corriente necesaria (Figura 2.3).

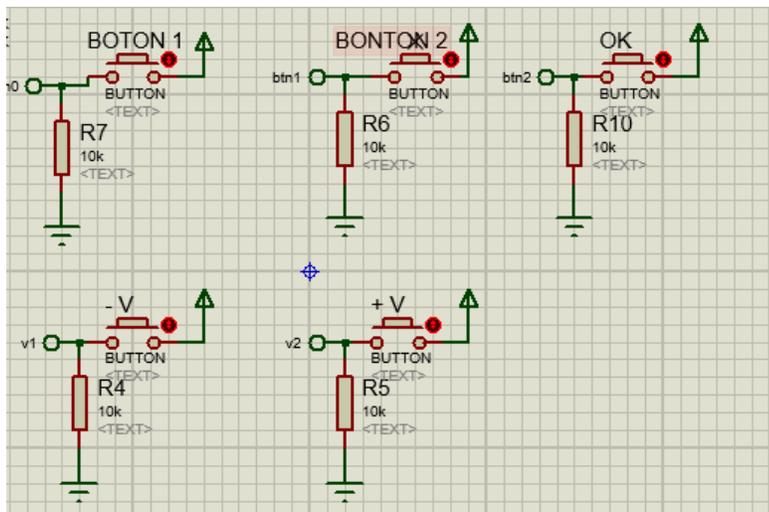
Figura 2. 3 Motor elevallunas.



Fuente: Realizado por el autor.

Etapa cuatro. Botonera para elegir las funciones, aumentar y disminuir la velocidad Figura 2.4.

Figura 2. 4 Botoneras.



Fuente: Realizado por el autor.

2.3 Explicación del circuito por medio del diagrama de bloques

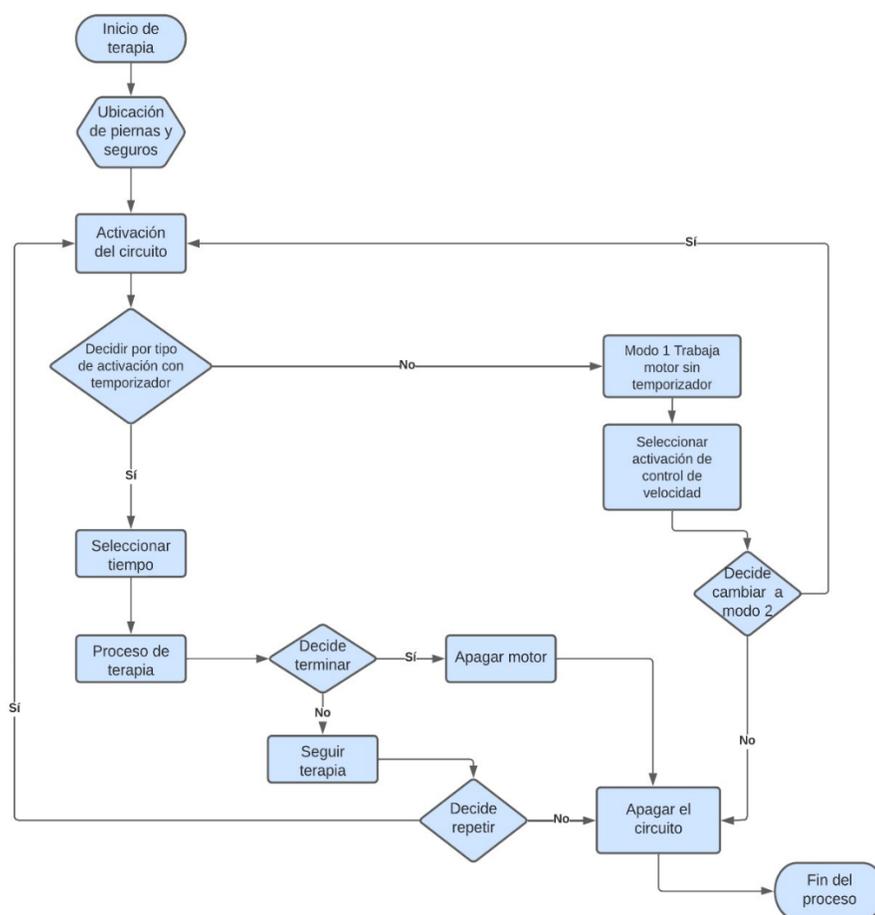
El diagrama de la Figura 2.5, muestra que, al momento del inicio de la terapia, se debe iniciar asegurando las piernas al sistema de cuatro barras del mecanismo en el eslabón largo, luego se debe tomar la decisión en relación al modo de trabajo del sistema, en donde se tienen las siguientes opciones (Modo 1, con temporizador) o (Modo 2, sin temporizador y con control de velocidad):

- a. Si decide activar temporizador en el modo 1, emplea el tiempo y oprime en la botonera si requiere un tiempo de estímulo por minuto o segundos, luego que el tiempo se termine, debe proceder a decidir nuevamente si decide terminar el ciclo para luego apagar el circuito y terminar el proceso. Como otra alternativa se devuelve al proceso para seleccionar nuevamente si quiere repetir el proceso en el

modo 1. El ciclo termina hasta cuando se acabe el proceso de terapia y el usuario decida terminar el proceso.

- b. Como alternativa del modo 2; se usa el sistema de terapia en la opción sin temporizador, en el cual el motor realiza el ciclo hasta que usuario decida terminar la terapia. Además, en este modo 2, el usuario puede emplear apagar el sistema directo del motor y pasar al modo 1, con la opción de reiniciar la terapia. Como alternativa para apagar el circuito se deja de modo manual al usuario.

Figura 2. 5 Diagrama de bloques del circuito.



Fuente: Elaboración del autor.

Para garantizar los dos modos de trabajo del sistema se realizó la programación en dos Arduinos, un Arduino usara el modo 1 y el otro Arduino usara el modo 2. Lo anterior, se puede evidenciar en el Anexo 1A. “Codificación empleada para el control de velocidad del mecanismo”.

2.4 Variables

las variables a trabajar son:

- Desde el pid:

Kp. Constante proporcional.

Kd. Constante derivativa

Ki. Constante integral.

- Desde las variables del Motor:

RPM: revoluciones.

S. Point: Valor de variación.

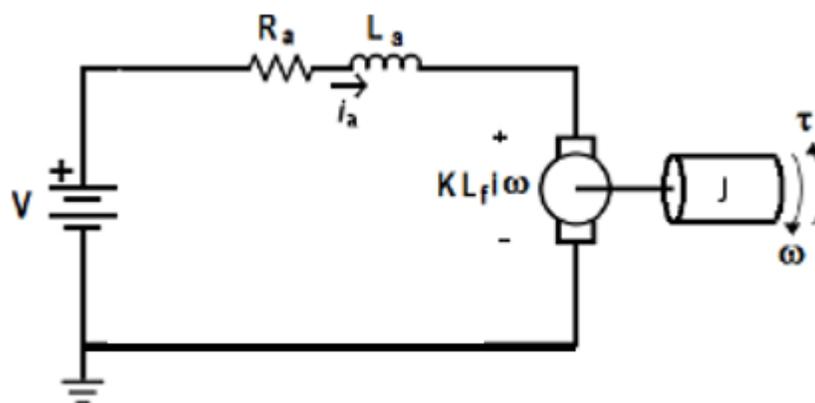
Velocidad media: Como valores iniciales e idealizado para el trabajo, se toma como base una velocidad media de 35 rpm, según las pruebas de Esquivel, se usó como criterios para el inicio de rehabilitación, emplear velocidades entre los 5 a 40 rpm, en tiempos de 10 a 20 min y se debe hacer 2 veces al día y con las pruebas realizadas con un Cicloergómetro Motomed. (Esquivel, 2021).

Velocidad máxima: Por parte del autor Donaldson ejerce una terapia de 10 minutos con movimiento cíclico de 42rpm y una revolución media 20 rpm, la investigación se hizo para explorar la viabilidad practica de estimular las piernas. (Donaldson et al., 1997, p. 2).

2.5 Cálculo

Para el desarrollo del cálculo y obtención de las ecuaciones a emplear en el PID del motor se debe conseguir las ecuaciones diferenciales del sistema partiendo del siguiente diagrama del circuito de un motor:

Figura 2. 6 Circuito modelo para análisis



Del circuito anterior de la figura 2.6, la fuente de alimentación V es de 12 V a una corriente i_a , R_a corresponde a la resistencia, L_a a la inductancia de la bobina de la armadura del motor, J el momento de inercia del motor, que gira a una velocidad angular ω con un torque T .

Como primera representación de las ecuaciones que describen el comportamiento del circuito se tiene la ecuación de la Ley de Kirchooff para voltaje de la malla:

$$v(t) = Ri(t) + L \frac{di(t)}{dt} + Ea(t)$$

Despejando:

$$L \frac{di(t)}{dt} = v(t) - Ri(t) - Ea(t)$$

Ecuación 0.1

En la ecuación anterior, Ea (volts) corresponde a la fuerza electromotriz, que resulta cuando se crea una tensión en el motor. La bobina, la fricción y las pérdidas de corriente provocan pérdidas de potencia que se reflejan en la energía cinética, la siguiente ecuación describe este comportamiento:

$$Tm(t) = J \frac{d\omega(t)}{dt} + B\omega(t)$$

$$J \frac{d\omega(t)}{dt} = Tm(t) - B\omega(t)$$

Ecuación 0.2

Donde, $Tm(t)$ es el torque del motor, B es la fricción equivalente al motor, J es el momento de inercia total, $\omega(t)$ es la velocidad angular y el valor de $\frac{d\omega(t)}{dt}$ es la aceleración del eje del motor.

Para la determinar la fuerza electromotriz, se usa la expresión siguiente con la constante Ka contra electromotriz (v/rads.):

$$Ea(t) = Ka\omega(t)$$

Ecuación 0.3

Para el torque se usa la relación electromecánica proporcional K_m (Nm/A), en función de la corriente eléctrica del motor:

$$T_m(t) = K_m \cdot i(t)$$

Ecuación 0.4

Para volver las ecuaciones anteriores a funciones de transferencias se debe aplicar Laplace a cada una de las ecuaciones 0.1- 0.2- 0.3- 0.4, usando la tabla de anexo.

Al aplicar Laplace se obtiene:

$$Lsi(s) = v(s) - Ri(s) - Ea(s)$$

Ecuación 0.5

$$Js\omega(s) = T_m(s) - B\omega(s)$$

Ecuación 0.6

$$Ea(s) = Ka\omega(s)$$

Ecuación 0.7

$$T_m(s) = K_m \cdot i(s)$$

Ecuación 0.8

Las ecuaciones 0.8 y 0.7 se reemplazan en la ecuación 0.5:

$$Ls \frac{Tm(s)}{Km} = v(s) - R \frac{Tm(s)}{Km} - Ka\omega(s)$$

$$v(s) = Ls \frac{(R + Ls)Tm(s)}{Km} + Ka\omega(s)$$

Ecuación 0.9

De la ecuación 0.6, se despeja la velocidad angular:

$$\omega(s) = \frac{Tm(s)}{Js + B}$$

Ecuación 0.10

Al reemplazar $\omega(s)$ de la ecuación 0.10 en la ecuación 0.9:

$$v(s) = Ls \frac{(R + Ls)Tm(s)}{Km} + Ka \frac{Tm(s)}{Js + B}$$

Al, realizar procedimientos de simplificación y sumas de fracciones, se obtiene:

$$v(s) = Ls \frac{(R + Ls)(Js + B) + Ka * Km}{(Js + B)} Tm(s)$$

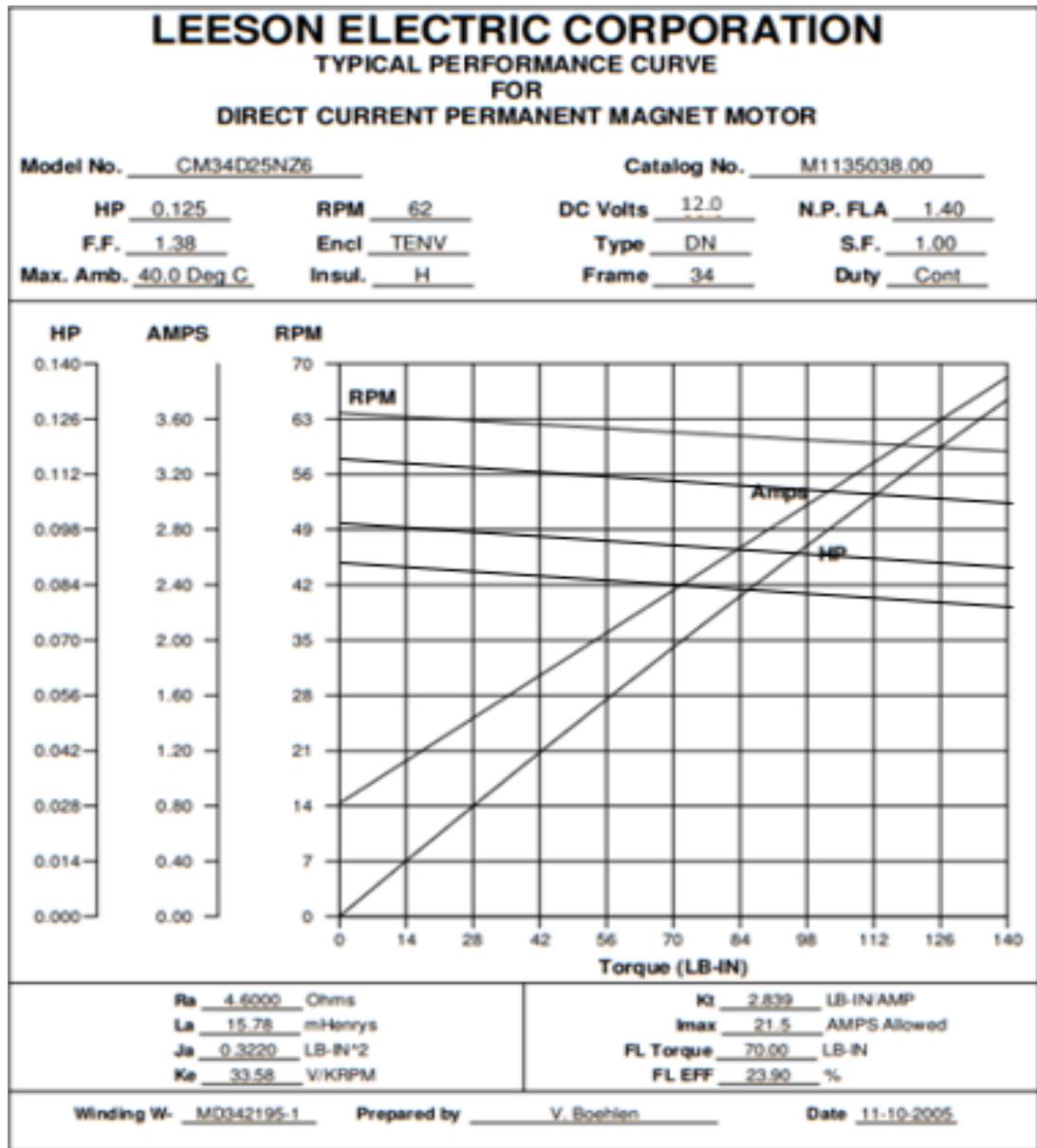
De la ecuación anterior, en función del voltaje de entrada puedo dejar la expresión en la opción de velocidad angular:

$$\frac{\omega(s)}{v(s)} = \frac{Km}{LJs^2 + (RJ + LB)s + RB + Ka * Km}$$

Ecuación 0.11

Para determinar los valores de la figura 2.7, de la ecuación anterior se toma el DataSheet:

Figura 2. 7 Data sheet de motor aproximado



De la tabla anterior se convierten algunos datos para el sistema internacional:

- $J_a = 0.3220 \text{ LB-IN}^2$ equivalentes a 0.02263 kg/cm^2 son 226.6 kg/m^2 .
- $R_a = 4.6 \Omega$.
- Torque = 70 LB IN equivalente a $7,9 \text{ N.m}$
- $I_{max} = 21,5 \text{ A}$

- ω , velocidad angular son 62 rpm..
- $K_m=K_t$ 2,839 LB.IN/AMP son 0.319N.m/A
- $K_a=K_e$ 33,58 V/Krpm son 0.315 V/rad/s.
- La 15,75 mHenrys son 0,01575H.

Para el valor de B coeficiente de fricción viscosa se toma de 0,34 N.m.s (Avila, 2019).

Reemplazando los valores a la ecuación transferencia quedaría:

$$\frac{\omega(s)}{v(s)} = \frac{0.319 \text{ N.m/A}}{0,01575 \text{ H} * 226.6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}^2 + (4.6 \text{ Ohms} * 226.6 \text{ kg/m}^2 + 0,01575 \text{ H} * 0,34 \text{ N.m.s})s + 4.6 \Omega * 0,34 \text{ N.m.s} + 0.315 \text{ V/rad/s} * 0.319 \text{ N.m/A}}$$

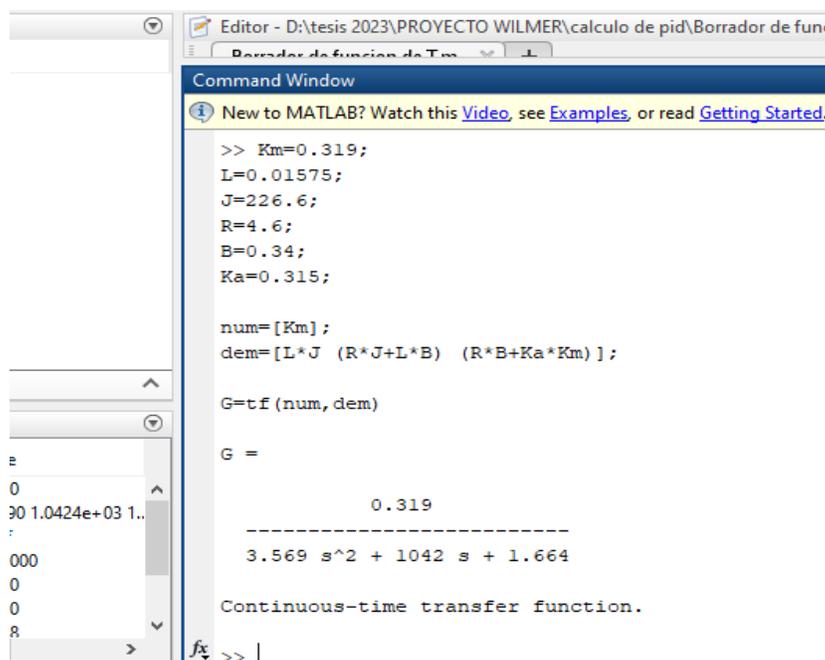
$$\frac{\omega(s)}{v(s)} = \frac{0.319 \text{ N.m/A}}{3.56 * \text{H} \cdot \frac{\text{kg}}{\text{m}^2} \cdot \text{s}^2 + (1042.365 * \text{H. N. m. s})s + 1.56 \Omega \cdot \text{N. m. s} + 0.1004 \text{ V/rad/s} * \text{N. m/A}}$$

$$G(s) = \frac{0.319 \text{ N.m/A}}{3.56 * \text{H} \cdot \frac{\text{kg}}{\text{m}^2} \cdot \text{s}^2 + (1042.365 * \text{H. N. m. s})s + 1.6604 * \Omega \cdot \text{N. m. s}}$$

2.6 Simulación

Ahora al pasar esta ecuación a Matlab por simulink, de la figura 2.8:

Figura 2. 8 valores en Matlab



```

Editor - D:\tesis 2023\PROYECTO WILMER\calculo de pid\Borrador de func
Borrador de funcion de Tm
Command Window
New to MATLAB? Watch this Video, see Examples, or read Getting Started.

>> Km=0.319;
L=0.01575;
J=226.6;
R=4.6;
B=0.34;
Ka=0.315;

num=[Km];
dem=[L*J (R*J+L*B) (R*B+Ka*Km)];

G=tf(num,dem)

G =

          0.319
-----
3.569 s^2 + 1042 s + 1.664

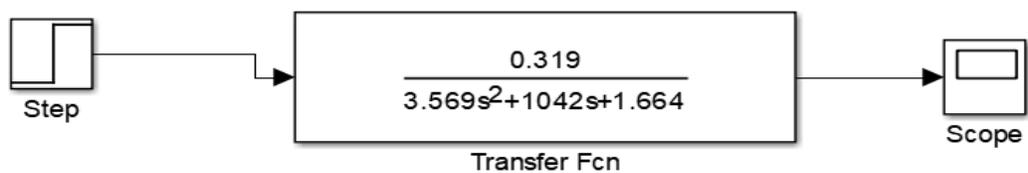
Continuous-time transfer function.

fx >>

```

Se obtiene:

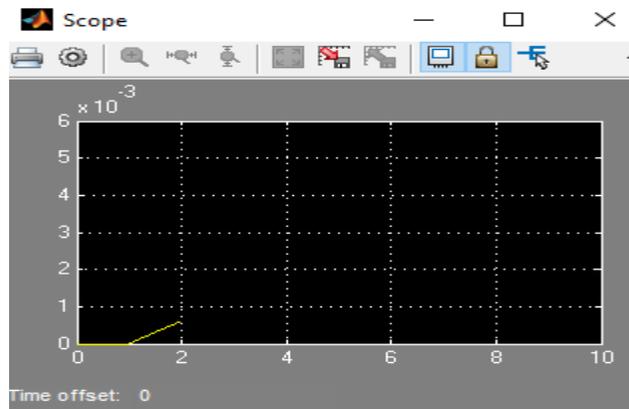
Figura 2. 9 Función de transferencia



De lo anterior, figura 2.9 se obtiene con una salida de escalón la siguiente figura

2.10:

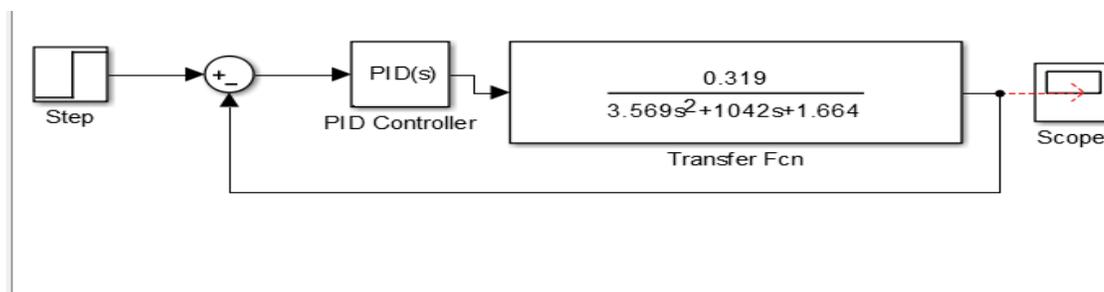
Figura 2. 10 Curva sin estabilizar menor a 1.



Según la gráfica el modelo para el motor debe acercarse al valor de uno para estabilizarse, debido a que no se cumple dicho comportamiento, se requiere estabilizar la señal por medio de un PID.

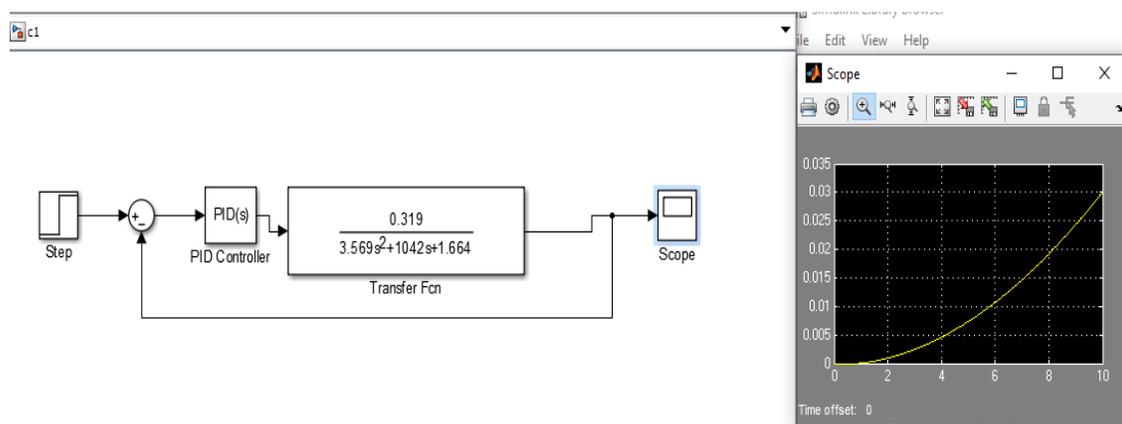
Para ello al circuito anterior, se le agrega un PID, figura 2.11:

Figura 2. 11 Simulink de PID con ecuación de Transferencia



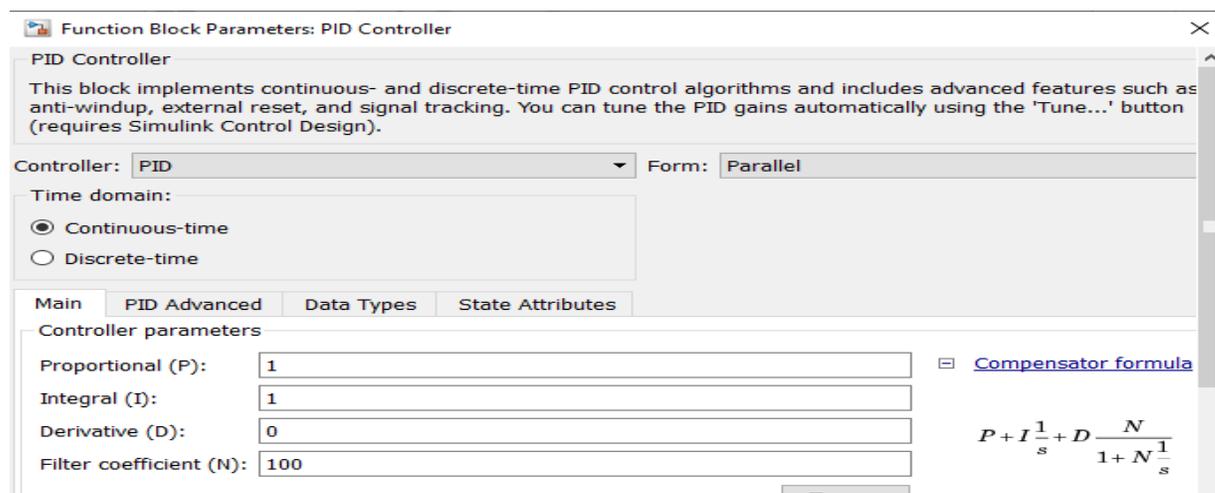
De lo anterior, se obtiene una gráfica estable del PID sin hallar las variables figura 2.12, pero sigue estando por debajo de uno (1), el valor está en 0.03.

Figura 2. 12 Simulink de PID con ecuación de Transferencia y curva generada



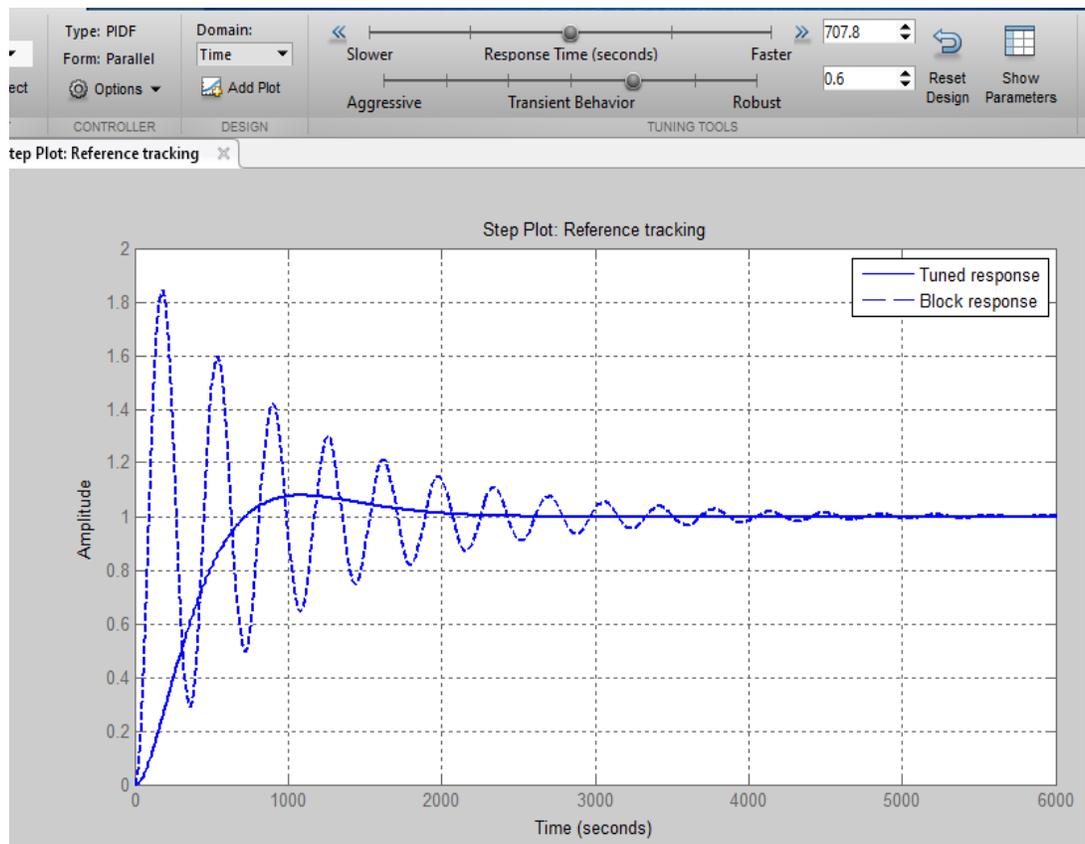
Para obtener una respuesta estable del PID, que sea significativa a la señal de entrada que es el valor de 1, se debe determinar los valores del PID las constantes de proporcionalidad de la integral derivativa, para ellos se realiza la siguiente opción en el PID, figura 2.13:

Figura 2. 13 Determinar las constantes del PID



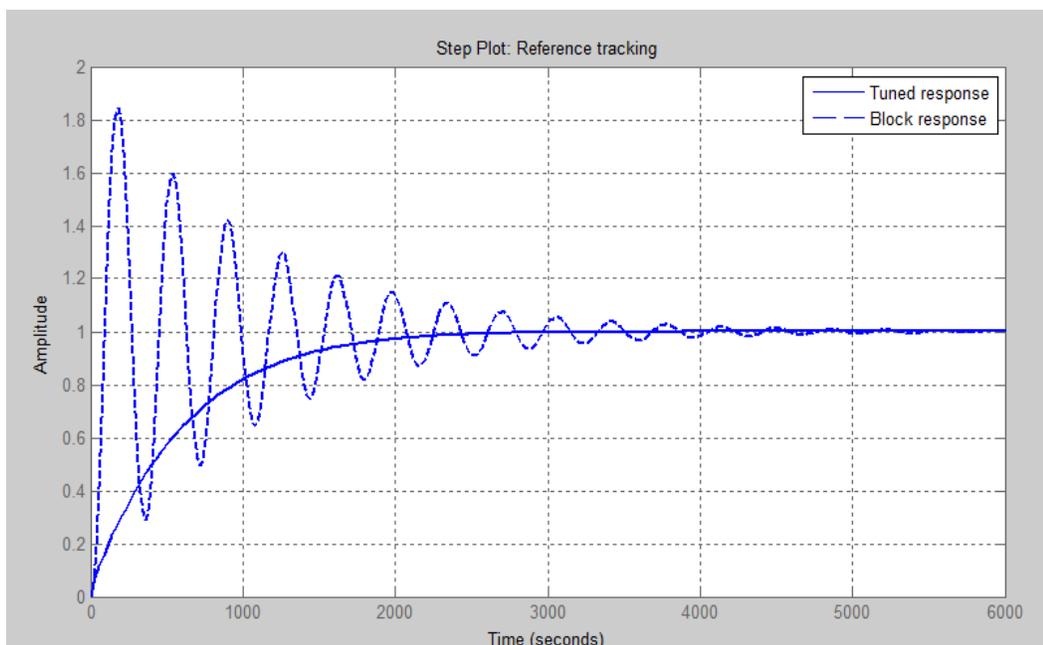
Desde un PID con la opción de Continuous -time, se selecciona la opción (Tune), de lo que se obtiene la siguiente señal, figura 2.14:

Figura 2. 14 Estabilización de PID con curva menor a 1.



Con la gráfica anterior, se quiere llegar a una respuesta estable para eso se utiliza Show parameter, se varia la señal y se obtiene los valores de las constantes, se modifica en la figura 2.15, los valores de FAster y Robust para definir una señal que se aproxime al valor de 1:

Figura 2. 15 Curva estable menor a 1.



De lo que se obtiene como constantes según la tabla de Controller Parameters, de la figura 2.16:

Figura 2. 16 Constantes de PID.

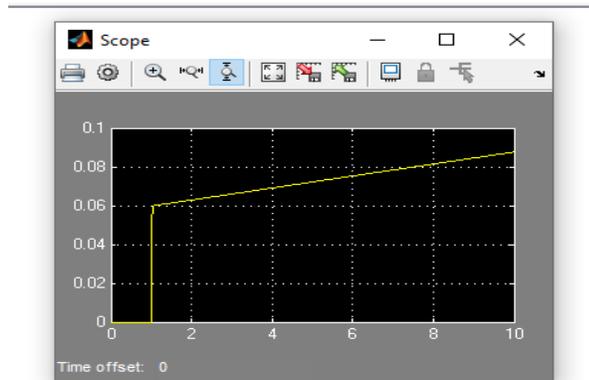
Controller Parameters		
	Tuned	Block
P	5.5602	1
I	0.0091732	1
D	100.5673	0
N	0.19459	100

Performance and Robustness		
	Tuned	Block
Rise time	1.28e+03 seconds	62 seconds
Settling time	2.15e+03 seconds	3.99e+03 seconds
Overshoot	0.0175 %	84.3 %
Peak	1	1.84
Gain margin	Inf dB @ Inf rad/s	Inf dB @ Inf rad/s
Phase margin	90 deg @ 0.0017 rad/s	6.22 deg @ 0.0175 rad/s
Closed-loop stability	Stable	Stable

$P= 5,5602$, $I= 0,0091$ y $D= 100,56$

El simulink se puede apreciar que la nueva grafica tiene una variación que se acerca más al valor de 1, figura 2.17.

Figura 2. 17 Generación de graficas con las constantes del PID.



Con los valores anteriores se ingresa al sistema de diseño en proteus modificando el código para el modelo de Arduino.

2.7 Código PID para programar Arduino

Como ya se tiene, definido los valores derivativo, integral y proporcional del PID, estos datos se digitan en el siguiente código, para luego ser exportado en formato (HEX), archivo que ser leído desde el Arduino con el programa de proteus, con el ANEXO 1B.

Con el código, realizado se corre en el programa de Arduino para evitar algún fallo, luego se convierte a un archivo binario, el cual será leído por el Arduino en el programa de proteus.

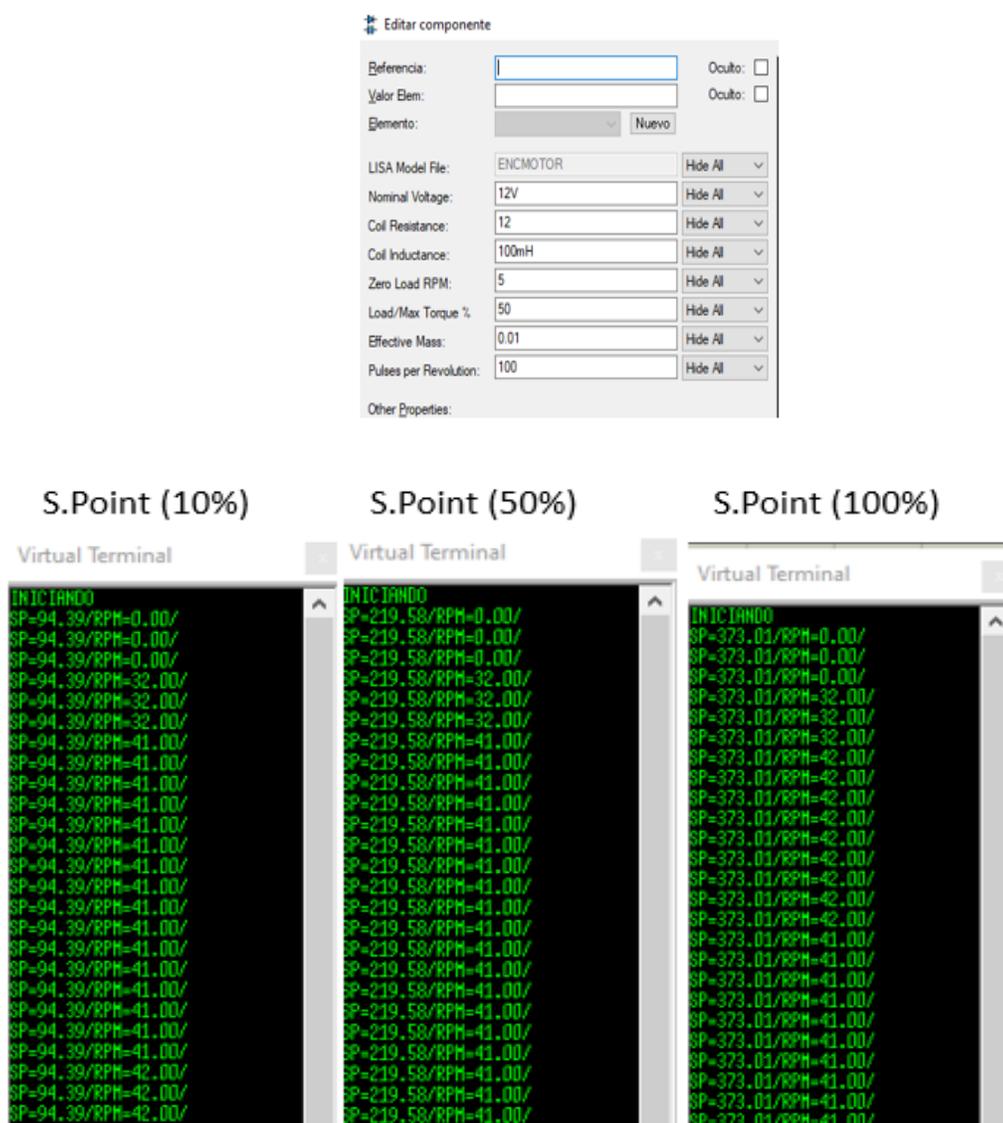
2.8 Simulación de PID, rpm y set point.

En las primeras pruebas se hizo pruebas con el PID con valores de $K_p=1$, $K_i=1$ y $K_d=0$.

Con la variación de rpm en baja (5rpm), media (25 rpm) y alta (45 rpm).

2.8.1 Análisis con 5 RPM sin PID.

Figura 2. 18 Prueba para 5 rpm sin P



En mínima el S.Point 94, 219 y 373 se regulan para las 41 y 42 rpm en mínima, pero no llega a las velocidades requeridas que se entregan de 5 rpm.

2.8.2 Análisis con 25 RPM sin PID.

Figura 2. 19 Prueba para 25 rpm sin PID

The image shows a configuration window for a motor component and three Virtual Terminal logs. The configuration window is titled "Editar componente" and includes the following fields:

- Referencia: [Empty]
- Valor Elem: [Empty]
- Elemento: [Dropdown menu] Nuevo
- LISA Model File: ENCMOTOR
- Nominal Voltage: 12V
- Coil Resistance: 12
- Coil Inductance: 100mH
- Zero Load RPM: 25
- Load/Max Torque %: 50
- Effective Mass: 0.01
- Pulses per Revolution: 100

Below the configuration window are three Virtual Terminal windows, each showing a log of speed data:

- S.Point (10%)**: Shows a series of speed readings for S.Point values 76.70, 219.58, and 373.01. The RPM values are mostly 0.00, 80.00, and 2512.00.
- S.Point (50%)**: Shows a series of speed readings for S.Point values 219.58, 373.01, and 56.00. The RPM values are mostly 0.00, 56.00, and 55.00.
- S.Point (100%)**: Shows a series of speed readings for S.Point values 373.01, 56.00, and 55.00. The RPM values are mostly 0.00, 56.00, and 55.00.

En medio tramo de revolución de 25 rpm el S.Point 76, 219 y 373 se regula para las 2512 – 56 – 55 rpm, pero no llega a las velocidades requeridas que se entregan de 25 rpm.

2.8.3 Análisis con 45 RPM sin PID.

Figura 2. 20 Prueba para 45 rpm sin PID

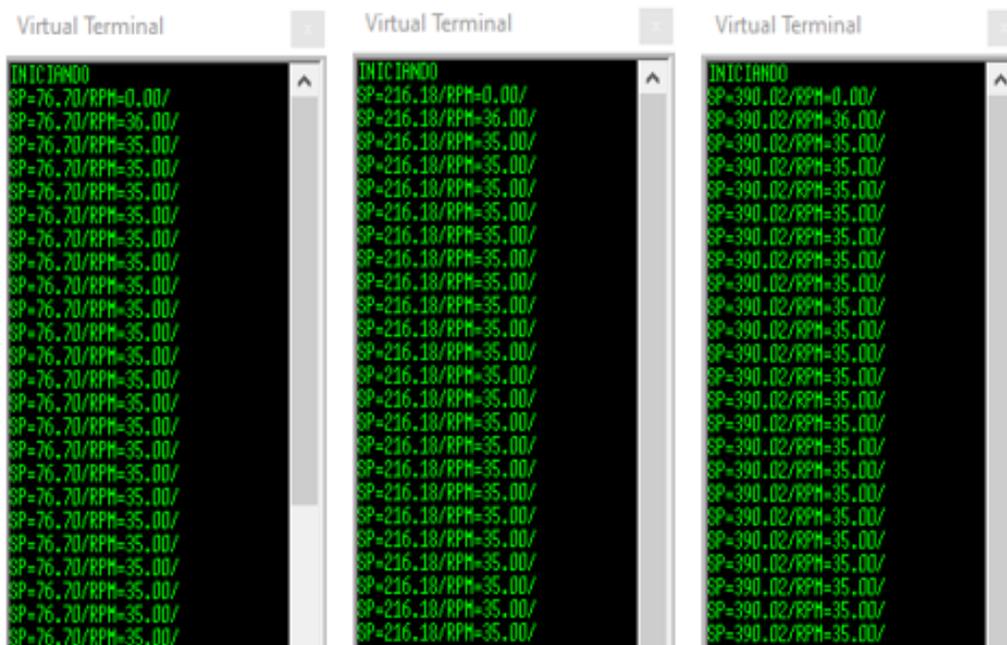
Editar componente

Referencia:	<input type="text"/>	Oculto:	<input type="checkbox"/>
Valor Elem:	<input type="text"/>	Oculto:	<input type="checkbox"/>
Elemento:	<input type="text" value="Nuevo"/>		
LISA Model File:	ENC MOTOR	Hide All	<input type="checkbox"/>
Nominal Voltage:	12V	Hide All	<input type="checkbox"/>
Coil Resistance:	12	Hide All	<input type="checkbox"/>
Coil Inductance:	100mH	Hide All	<input type="checkbox"/>
Zero Load RPM:	45	Hide All	<input type="checkbox"/>
Load/Max Torque %:	50	Hide All	<input type="checkbox"/>
Effective Mass:	0.01	Hide All	<input type="checkbox"/>
Pulses per Revolution:	100	Hide All	<input type="checkbox"/>
Other Properties:			

S.Point (10%)

S.Point (50%)

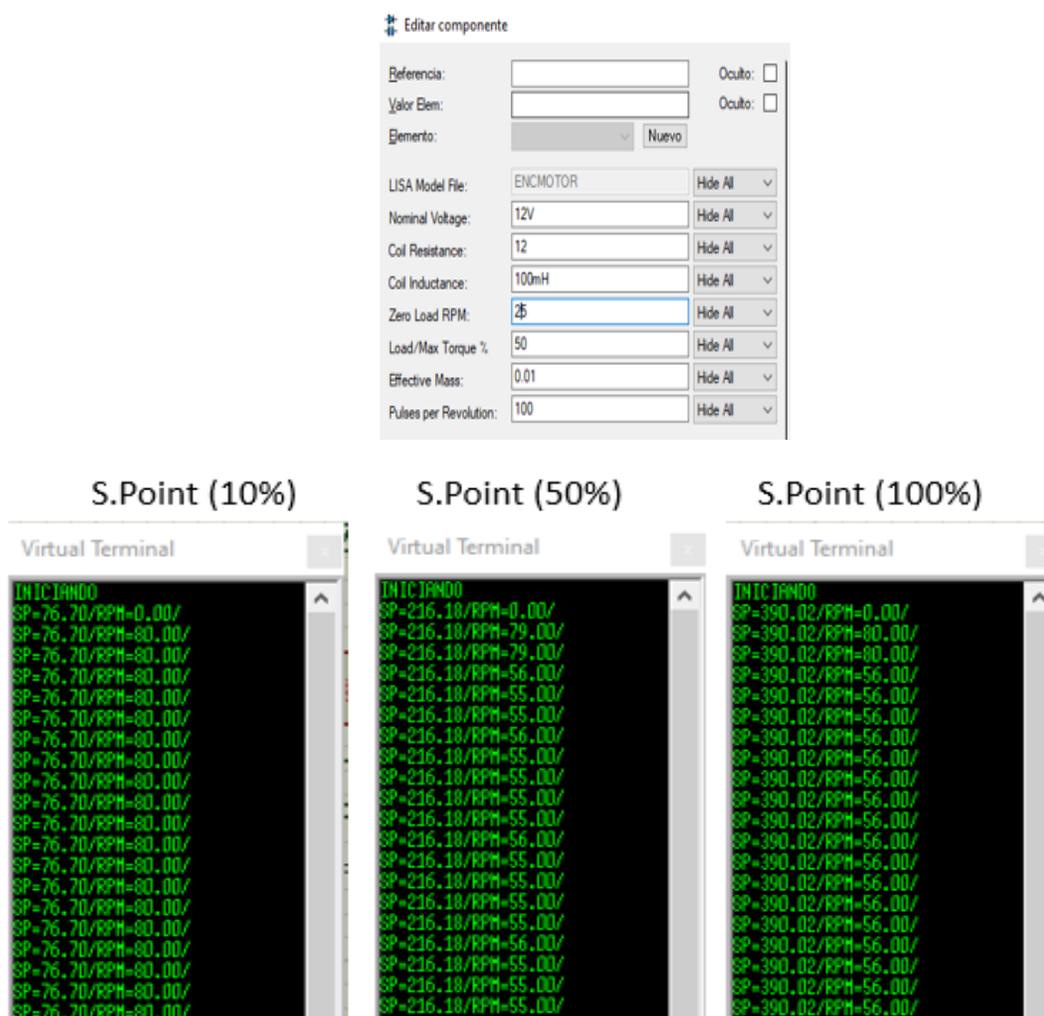
S.Point (100%)



En mínima el S.Point 76 -216 y 390 se regula para las (32- 69), (32- 133- 429 y 832- 140 y 42) rpm en mínima, pero no llega a las velocidades requeridas que se entregan de 5 rpm.

2.8.5 Análisis con 25 RPM con PID.

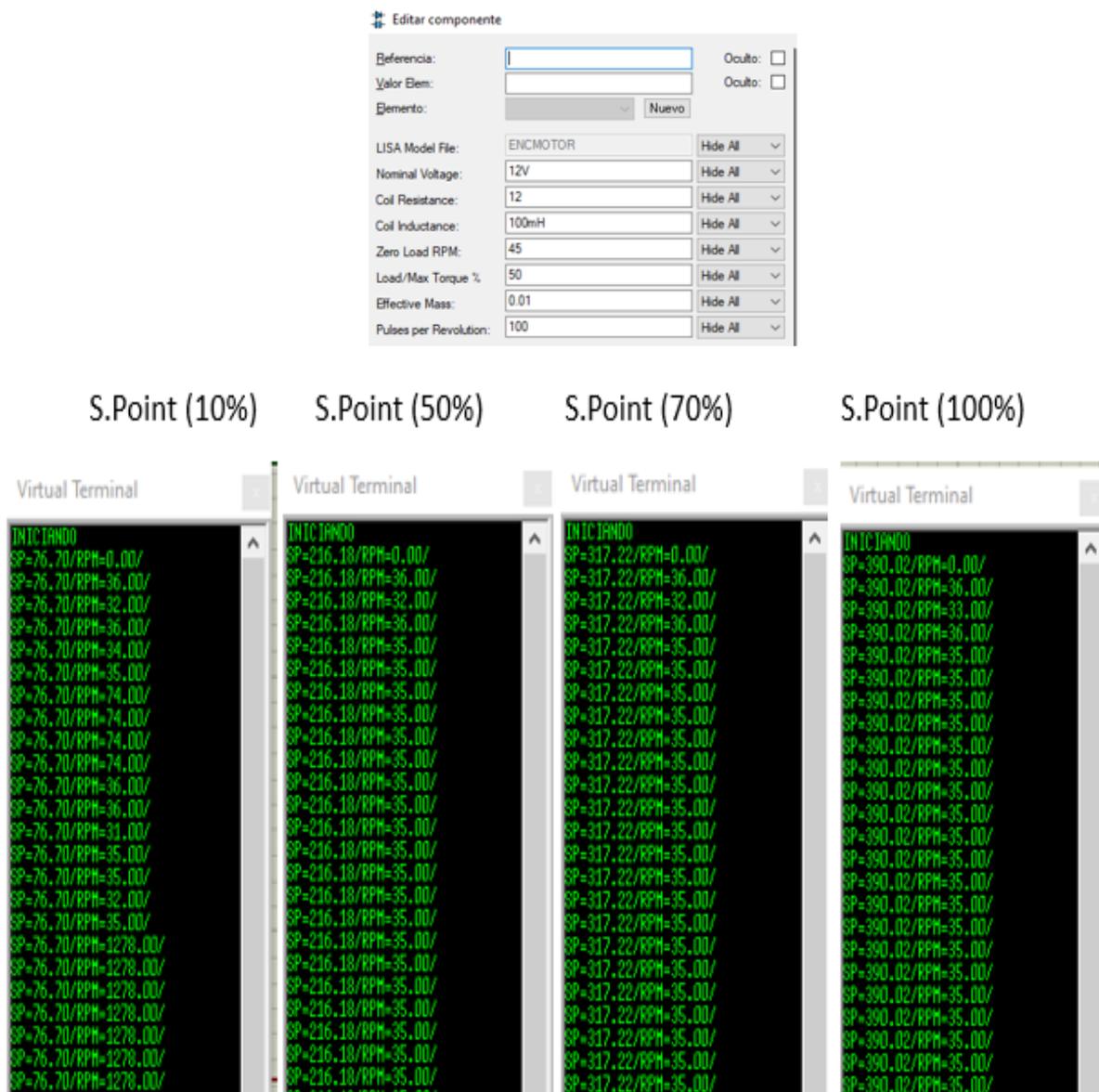
Figura 2. 22 Prueba para 25 rpm con PID



En media el S.Point 76- 216 y 390 se regula para las (80-), (79-55) y (56) rpm, pero no llega a las velocidades requeridas que se entregan de 25 rpm.

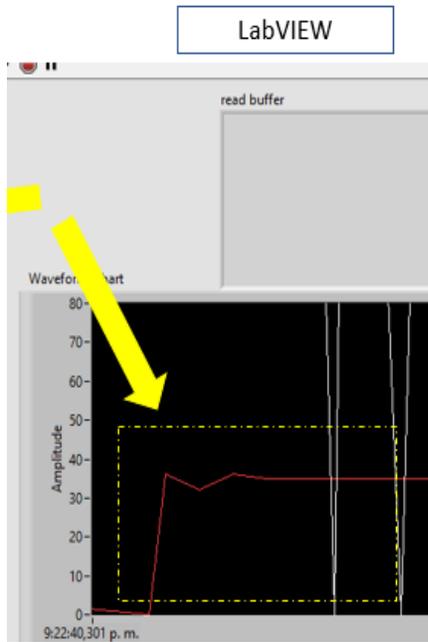
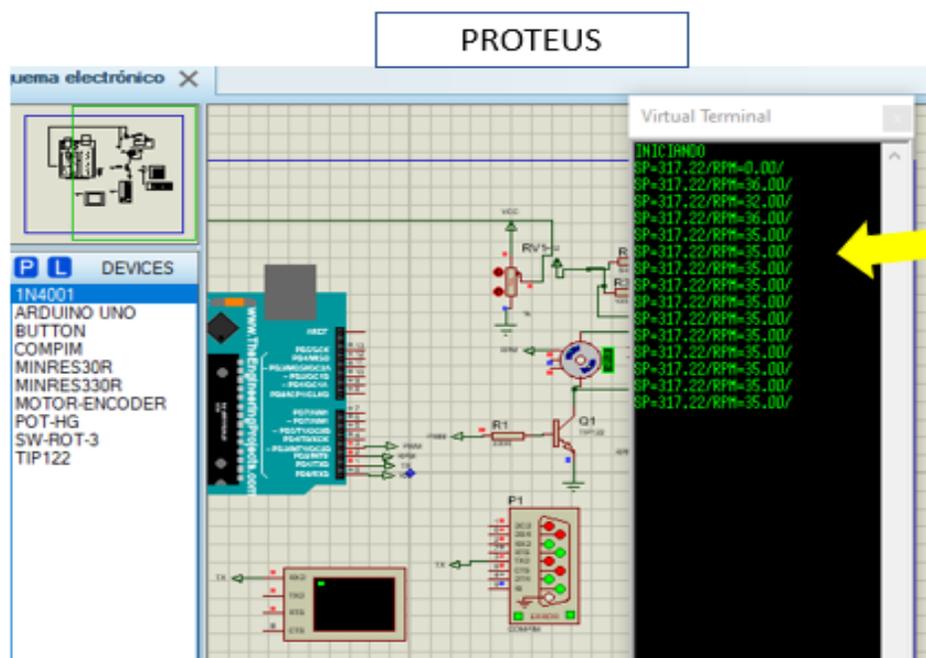
2.8.6 Análisis con 45 RPM con PID.

Figura 2. 23 Prueba para 45 rpm con PID



Ya con el valor de set Point se define que el valor para estabilizar la señal esta con el valor de 317, para controlar la velocidad cuando se presente la máxima revolución controlada a 36 rpm. Lo anterior se grafica por puerto virtual a Labview el cual muestra cómo se estabiliza según la figura 2.24.

Figura 2. 24 Proteus y Labview



2.9 Construcción del circuito en físico

Etapa 1. El punto de partida fue el motor, usado en el proyecto de Camilo Valencia, de tipo elevallunas. Inicialmente, se procedió a revisar las terminales de entrada del motor que se muestran en la Figura 2.25. El motor tiene dos velocidades de salida que dependen de la entrada a la cual se le conecte un voltaje de 12 V.

Figura 2. 25 Motor en prueba.



Fuente: Realizado por el autor.

Luego, se hizo la revisión de la aplicación de estaño entre la placa y los elementos del circuito, corte, contactos metálicos entre resistencia, cables y otros adicionales, para garantizar que no exista un corto entre el Arduino y la conexión por cable al portátil, ya que cualquier componente en una posición errada provocaría un corto y se afectaría el portátil.

Figura 2. 26 Carga del código.



Fuente: Realizado por el autor.

Ya configurado el código Figura 2.26, se hizo la conexión por cable para programar los dos Arduinos que se usaron, se probó el funcionamiento del mismo en tiempo real, y se verificó que los componentes estuvieran funcionando correctamente.

Figura 2. 27 Salida y funcionamiento de LCD.



Fuente: Realizado por el autor.

El programa, llamando “temporizador Wilmer”, se plasmó en la pantalla LCD para programar con las botonas los tiempos de minutos y segundos Figura 2.27.

Figura 2. 28 Temporizador.



Fuente: Realizado por el autor.

Se realizó pruebas de apagada en el motor, con tiempos de 10 segundos, 30 segundos, 1 minutos Figura 2.28, en el cual se evidenció que funcionaba y no se volcó el sistema o codificación empleado.

Figura 2. 29 Montaje de control de velocidad.

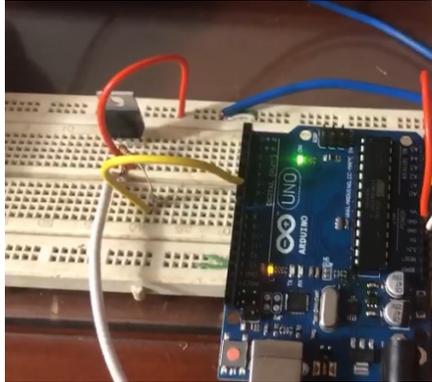


Fuente: Realizado por el autor.

Luego se procedió, a programar el control de velocidad, como aparece en la Figura 2.29, en donde se evidenció el funcionamiento sin restricción alguna, ya que este se movía sin dificultad. Es de aclarar que la prueba realizada consideró el sistema sin carga, ya que

posteriormente se deberá probar en la práctica cuando se agregué la cadena y el peso de la pierna sobre cada pedal.

Figura 2. 30 Código cargado y prueba de velocidad.



Fuente: Realizado por el autor.

El control de velocidad por PID queda cargado en el Arduino con las constantes halladas, con ello se usa un circuito con botonera para el control de velocidad manual Figura 2.30, que hace enlace con el sistema Arduino, la velocidad se modifica a medida que suba o aumente con la botonera.

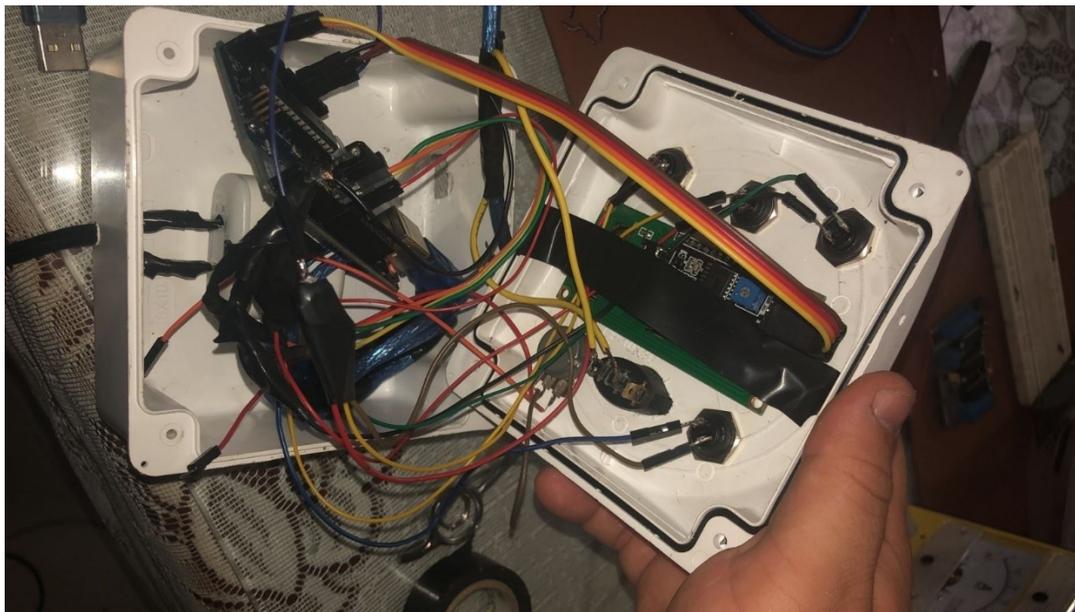
Figura 2. 31 Reducción de velocidad.



Fuente: Realizado por el autor.

Para finalizar en Figura 2.31, el motor da mínimas revoluciones y su máxima velocidad, que deben ser puesta a prueba cuando se haga la instalación del motor y cadena.

Figura 2. 32 Montaje.



Fuente: Realizado por el autor.

Finalizando se procedió a conectar todo en una caja de proyectos figura 2.32, se ubicaron botoneras y conexiones entre el Arduino, salidas de alimentación a doce voltios que se dirigen al control entre motor y batería, y salidas con terminales al sistema de alimentación de 110voltios a una conversión de 5 voltios en salidas de USB.

2.10 Preparación de componente mecánico y adición de faltantes al diseño

Al diseño actual, le hace falta unas molduras de sujeción, para ello, se tomó las medidas de las piernas de la persona a escala real, en donde se toma como molde negativo para aplicar Yeso ortopédico y calcar las hormas de las piernas según la figura 2.33:

Figura 2. 33 capa de vinito.



Fuente: Realizado por el autor.

En cuanto al diseño mecánico, se hizo una modificación en cuando a la zona de ubicar los moldes que sujetan las piernas, se realizó un desmontaje de la máquina para realizar unas perforaciones e instalar unos tornillos avellanados con el fin de que estos no interfieran en el movimiento cíclico de los pedales Figura 2.34:

Figura 2. 34 Perforación en eslabón largo.



Fuente: Realizado por el autor.

Por otra parte, se agregó un tablero móvil y adaptable para la zona frontal de la máquina, con el fin de ingresar todos los elementos electrónicos al interior del tablero, según la figura se aprecia dicha adaptación Figura 2.40:

Figura 2. 35 Caja de metal para circuito.



Fuente: Realizado por el autor.

La pieza para el tablero electrónico, se ubica por medio de unos ganchos en uno de los tubos metálicos Figura 2.41:

Figura 2. 36 Montura de caja.



Fuente: Realizado por el autor.

Al resto, de la estructura se le agrego soldadura en algunas partes, que se debían reforzar, se eliminó el óxido existente y aplico pintura anticorrosiva, con una capa de color brillante negro, como se aprecia en la figura 2.42.

Figura 2. 37 Reforzado de la máquina.



Fuente: Realizado por el autor.

2.11 Descripción del tablero de control



Figura 2. 38 Tablero de control.

Fuente: Realizado por el autor.

El tablero de control llamado WIL -PRO Figura 2.43, tiene consigo las siguientes funciones según la designación de las letras:

- A Control de velocidad: activa el sistema para enviar la señal al Arduino 1.
 - B. Activar control del tiempo: Se envía la señal en el Arduino 1, y este permite pasar la señal y que sea controlada por el temporizador para su respectivo apagado.
 - C. Activar control manual: Desactiva la opción con el Arduino1, y da paso al Arduino 2 para entrar a controlar el motor de manera manual.
 - D. Control del tiempo: Este control posee tres opciones según el minuto y segundos.
 - E. Activar: Permite dar inicio al temporizador.
 - F. Regulador de velocidad manual : Con circuito con botonera.
- Pociones del switch: On (Posición de la línea blanca – hacia abajo) y off (Posición del círculo blanco - hacia abajo).

Figura 2. 39 Pantalla con temporizador.



Fuente: Realizado por el autor.

En la Figura 2.44, el programa inicial se denomina como “Temporizador Wilmer”, este se activa cuando se conecta al voltaje de 110V. A su vez todos los switches deben estar en la posición On (símbolo de la línea blanca).

Figura 2. 40 Control manual del motor.



Fuente: Realizado por el autor.

Primero se debe dar paso a desactivar el paso normal de control de velocidad de manera manual a control por botonera para aumentar y subir según muestra la figura anterior 2.45.

Figura 2. 41 Control del temporizador.



Fuente: Realizado por el autor.

En la Figura 2.46, se activa en posición off el switch en posición off, para que active el control del temporizador.

Figura 2. 42 Velocidad manual.



Fuente: Realizado por el autor.

Se desactiva en la Figura 2.47 anterior el control manual para el Arduino 2, que se encuentra en la posición off del switch activar velocidad manual.

Figura 2. 43 Botoneras del temporizador.



Fuente: Realizado por el autor.

Ya en la posición de temporizador, el Arduino 1 Figura 2.48, se programa desde la opción s, (segundos) y min (minutos).

Figura 2. 44 Activación del aumento de velocidad con botoneras.



Fuente: Realizado por el autor.

Luego se procede a activar el circuito y este procede a contar el tiempo hasta llegar a cero y apaga el motor.



Fuente: Realizado por el autor.

Para controlar el control manual, se debe presionar el control de velocidad en posición on. Figura 2.50, el switch debe activar la velocidad manual en posición on y activar velocidad manual en posición on, para ello se usa la botonera desde un valor mínimo flecha hacia abajo y flecha aumenta la velocidad.

3. Resultados y análisis de resultados

3.1 Caracterización de los equipos similares al proyecto

3.1.1. Equipo NMDCDH

NMDCDH Pedal Ejercitador Electrónico Fisioterapia Rehabilitación Estacionaria usado para Fitness Bike, brazo y piernas, Máquina ejercitadora para discapacitados, accidentes y fisioterapia.

Figura 3- 1 Equipo NMDCDH



Fuente: Amazon

Diseñado con un sistema antideslizante para brinda un alto nivel de seguridad tanto para el paciendo como para el equipo, en la parte inferior tiene un pedal que aumenta la fricción entre pie y pedal para evita el deslizamiento del equipo durante el ejercicio y así evitar accidente y demás daños musculares.

En la parte superior tiene un sistema anti salpicaduras inteligente que cuando el paciente o usuario tiene espasmos, el equipo se detiene automáticamente y da un aviso al

paciente y después 3 espasmos seguidos la maquina se detendrá o que tenga un ángulo inferior a 15°.

Posee un panel LCD de pantalla grande: pantalla LED de gran tamaño, retroiluminación azul, interfaz clara del panel de control, fácil de operar, de un vistazo.

Tiene dos modos de movimiento que es hacia adelante y hacia atrás que se puede ajustar bajo libertad del paciente.

Entre otras funciones tiene engranajes ajustables en la parte superior e inferior que cuenta con 12 funciones que se pueden adaptar según la necesidad del entrenador, también se puede programar para que manos y pies se ejerciten al mismo tiempo.

Características del equipo.

- El pedaleo de la extremidad inferior adopta la tecnología antideslizante y tiene un alto factor de seguridad. El pedal tipo pedal aumenta la fricción entre el pie y el pedal y no es fácil de caer.
- La parte inferior es antideslizante, los soportes más gruesos mejoran la estabilidad de la máquina, y la parte inferior es antideslizante, lo que protege el deslizamiento del dispositivo de rehabilitación durante el ejercicio.
- Puede ejercer positivo o negativo en las extremidades superiores e inferiores, o puede ejercitar por separado.
- Ejercicio aeróbico todos los días, brazos, cintura, piernas son más flexibles.

3.1.2 Equipo Dispositivo inteligente de la rehabilitación de la extremidad superior e inferior

Este equipo se caracteriza por:

- Material: Shell: ABS resina plástico pantalla LED
- Modo de ejercicio: entrenamiento activo y pasivo
- Área de ejercicio: extremidades superiores, extremidades inferiores
- Rango de velocidad: 1-12 ajustable
- Tamaño del producto: 22.0 x 28.3 x 35.4 in.
- Peso neto: 41.9 lbs.
- Modo de conmutación: automático/manual
- Rango de velocidad: 10-60 rpm
- Ajuste de tiempo: 3-15min
- Frecuencia nominal: 50Hz
- Carga nominal: 264.6 lbs.
- Tensión nominal: AC220C
- Potencia nominal: 90-200W

3.1.3 Análisis de la caracterización

En la investigación realizada se llegó a la conclusión, que la diferencia con otros equipos que hay en el mercado es el tipo de control que se maneja.

Es decir que el prototipo tipo bicicleta para terapia en personas con pérdida de movilidad en los miembros inferiores para los dos modelos antes mencionados controlan el

tiempo y la velocidad mediante un sistema electrónico para que el paciente o usuario pueda controlar la velocidad según su necesidad junta con el tiempo de terapias.

3.1 Resultados de las definiciones requeridas para definir las características del equipo

La siguiente caracterización planteó algunos argumentos para que el diseño se llevara a cabo según fuera:

- Acoplamiento: tipo de acoplamiento al mecanismo que ejerce el movimiento.
- Sistema de activación del movimiento: ejercido por manualmente o por empleo de un motor.
- Tipo de usuario: Debe especificar si las personas con pérdida de movilidad lo pueden usar o es solamente aplicado por pacientes que requieren la terapia par recuperación y tiene movilidad total.
- Costo de adquisición: el costo es uno de factores que una maquina la hace viable o no para la compra, de igual forma el costo ser visto por la cantidad de partes que se pueden trabajar.
- Miembros tratantes: los miembros tratantes, hacen referencia si el equipo al mismo tiempo da movilidad a otra parte del cuerpo, en algunas ocasiones se pueden encontrar con pedaleras para los brazos, con base sujetadora para manos fija, base para manos abatible. Lo más común es encontrar el equipo para miembros inferiores (pierna y pantorrillas) , miembros superiores (brazos).

3.1.1 Equipo: Ergómetro de brazos platinum rs-5h

- Acoplamiento: La silla de ruedas se desplaza y queda paralela a los pedales permitiendo la ejercitación de las piernas.
- Sistema de activación: Movimiento cíclico manual.
- Tipo de usuario: Usuario con movilidad.
- Costo: 6'276.000
- Miembros tratantes: Uso para miembros inferiores.

3.1.2 Equipo: Bicicleta de ejercicio de resistencia muscular

- Acoplamiento: La silla de ruedas se desplaza y los pies no quedan con sujeción paralela.
- Sistema de activación: Movimiento cíclico con graduación de velocidad, mecanismos independientes para rotar los miembros inferiores y los miembros superiores.
- Tipo de usuario: Usuario con disminución parcial de movilidad y con pérdida de movilidad.
- Costo: 1'374.695
- Miembros tratantes: Uso para miembros inferiores y miembros superiores.

3.1.3 Equipo: Stroke 70W Modo Espasmo

- Acoplamiento: La silla de ruedas se desplaza y los pies junto con las piernas usan sistema de sujeción en pierna.

- Sistema de activación: Movimiento cíclico con graduación de velocidad, mecanismos independientes para rotar los miembros inferiores y los miembros superiores.
- Tipo de usuario: Usuario con disminución parcial de movilidad y con pérdida de movilidad.
- Costo: 11'530.000
- Miembros tratantes: Uso para miembros inferiores y miembros superiores.

3.1.4 Equipo: Sistema de Elíptica para Rehabilitación Asistida

- Acoplamiento: Es un sistema que debe desplazar al cuerpo entero hasta un sistema de sujeción de techo, posee sistema de sujeción de torso, cadera y pierna.
- Sistema de activación: Movimiento cíclico con graduación de velocidad inteligente, mecanismos independientes para rotar los miembros inferiores, miembros superiores, sujeción por equilibrio de cadera.
- Tipo de usuario: Usuario con pérdida de movilidad total.
- Costo: 23'050.000
- Miembros tratantes: Se usa la totalidad del cuerpo, ya que se encuentra en suspensión.

3.1.5 Equipo: MyoCycle Home

- Acoplamiento: Puede acoplarse a la silla, tiene sistema de sujeción de las piernas y tiene guías en paralelo, para que el movimiento se realice de manera cíclica.
- Sistema de activación: Movimiento cíclico con graduación de velocidad al motor.

- Tipo de usuario: Usuario con pérdida de movilidad total.
- Costo: 5'800.000
- Miembros tratantes: Uso para miembros inferiores.

3.1.6 Síntesis de la caracterización

Tabla 4 - 1 Caracterización de modelos.

CARACTERISTICAS ACTUALES DE DISEÑO SEGÚN EL MODELO						
ITEM/ MODELO	Ergómetro de brazos platinum rs-5h	Bicicleta de ejercicio de resistencia muscular	Stroke 70W Modo Espasmo	Sistema de Elíptica para Rehabilitación Asistida	MyoCycle Home	Modelo actual de diseño
Acoplamiento	Se acopla a la silla	La silla se desplaza, pero queda sin sujeción de piernas	Se acopla a la silla	Se debe desplazar el cuerpo hasta la maquina	Se acopla a la silla	Se usa un banco con inclinación de espaldar.
Sistema de activación	Manual	Graduación electrónica	Graduación de velocidad independiente para cada grupo de miembros	Graduación electrónica inteligente	Sistema electrónico	Sistema electrónico
Tipo de usuario	Usuario con movilidad	Parcial y pérdida total	Parcial y pérdida total	Pérdida total	Con pérdida total	Cualquier usuario
Costo	6'276.000	1'374.695	11'530.000	23'050.000	5'800.000	4'200.000
Miembros tratantes	Miembros inferiores	Todos los miembros del cuerpo.	Todos los miembros del cuerpo	Totalidad del cuerpo	Miembros inferiores	Miembros inferiores

Fuente: Diseñado por el autor.

Al revisar las características del tipo de acoplamiento tabla 4-1, el modelo actual de diseño es diferente en cuanto al usar la silla, ya que lo ideal sería emplear un banco el cual no pueda ser levantado por la fuerza que se hace en la pierna al momento de levantarse; ya

que esta puede voltear al paciente. Por lo tanto, desde el criterio que se analizó en las pruebas no es recomendable emplear la silla en pacientes con pérdida total.

Desde el sistema de activación, el diseño actual es similar a los modelos debido a usar un sistema electrónico para el control de velocidad, permitiendo graduar la velocidad en diferentes tiempos de operación según sea la programación. Este modelo actual se diferencia al modelo manual, debido a que la persona es la que ejerce la fuerza, además este modelo del “Ergómetro de brazos platinum rs-5h”, al ser de un costo de 6'276.000 no se justifica su inversión a comparación del modelo que se presenta en la tesis o el modelo “MyoCycle Home” en cuanto a un menor precio.

Con un valor de 4'200.000 el modelo de tesis actual, el cual se le agrego el sistema electrónico, por un costo de 2'200.000 es un modelo viable frente a los demás modelos, agregando que tiene el sistema de sujeción de piernas en paralelismo, similar al modelo de “MyoCycle Home”. Al considerar el diseño el paralelo en las piernas permite que la fuerza aplicada por el motor sea uniforme y no lastime al usuario de la silla.

El diseño actual no cuenta con sistema móvil para los miembros superiores, como lo usaron los modelos “Bicicleta de ejercicio de resistencia muscular”, “Stroke 70W Modo Espasmo” y “Sistema de Elíptica para Rehabilitación Asistida”, ya que este anexo incrementa los costos a diferencia del sistema de bicicleta de ejercicio de resistencia muscular, que desde el criterio y uso no es apto para emplearse en personas con pérdida total de movilidad ya que al no poseer sujetadores de piernas estas se pueden lastimas al quedar sin apoyo o descolgadas.

3.1.7 Criterios de diseño

Para el diseño se contempló los siguientes criterios:

Motor de fuerza a bajas revoluciones: se usó un motor elevelunas, motor que se compone de un sistema de reducción de velocidad, posee un torque aproximado al usado por 3 a 6 N.m según el autor Valencia (Valencia, 2019), de donde se debe realizar un torque que permita mover o ejercer la fuerza necesaria para el pedaleo del cuatro barras.

Velocidad mínima: No se contempló ya que la inercia de la pierna frena al motor, por lo tanto se descarta esta opción, además no se realiza un movimiento lento para terapia.

Velocidad media: Según los criterios para el inicio de rehabilitación, es recomendable emplear velocidades entre los 5 rpm a 40 rpm por lo que opto por el valor de 35 rpm, en tiempos de 10 a 20 min y se debe hacer 2 veces al día según el autor (Ezquivel, 2021), con las pruebas realizadas con un Cicloergómetro Motomed según la figura siguiente:



Fuente: Motomed (Ezquivel, 2021)

Velocidad Máxima:

Por parte del autor Donaldson ejerce una terapia de 10 minutos con movimiento cíclico de 42rpm y una revolución media 20 rpm, la investigación se hizo para explorar la viabilidad practica de estimular las piernas. (Donaldson et al., 1997, p. 2). Para ello se deja como valor 45 rpm para el diseño.

Selección del motor:

En el marco de este proyecto de tesis, se realizó una exhaustiva evaluación de las opciones disponibles para seleccionar el motor más adecuado que cumpliera con los requisitos y necesidades específicas del proyecto. Tras un análisis detallado, se determinó que el motor elegido era la opción óptima debido a las siguientes razones técnicas:

Rendimiento y eficiencia: El motor seleccionado ofrece un alto rendimiento y una eficiencia energética destacada dentro de su categoría. Sus características de diseño y construcción permiten una conversión eficiente de energía eléctrica en energía mecánica, lo cual resulta en un menor consumo de energía y una mayor autonomía para el sistema en el que se integrará.

Rango de velocidad y torque: El motor proporciona un amplio rango de velocidad y torque, lo cual es esencial para el control de la velocidad RPM requerida en el proyecto. Su capacidad para operar en diferentes rangos de velocidad permite ajustar con precisión la velocidad del motor según las necesidades específicas del sistema, proporcionando así un control óptimo de la velocidad y una respuesta rápida a las variaciones de carga.

Tamaño y peso reducido: El motor seleccionado se caracteriza por su diseño compacto y ligero, lo cual facilita su integración en el sistema sin ocupar un espacio excesivo ni agregar un peso considerable. Esta característica es especialmente relevante en el proyecto, donde se busca optimizar el espacio y minimizar la carga adicional para garantizar un funcionamiento eficiente y un transporte cómodo.

3.1.7.1 Motor seleccionado

A continuación, se presenta una tabla de características técnicas del motor elevallas, donde podrás completar los campos correspondientes con la información específica del motor desarrollado internamente:

ARTÍCULO	Voltaje (v)	Sin corriente de carga (A)	Sin velocidad de carga (rpm)	Actual (3N.m)(A)	velocidad (3N.M)(rpm)	Torque máx. (Nuevo Méjico)	Bloque de corriente (A)
CDS76	12	≤2.8	>90	≤10	≥66	≥10	≤35

Fuente: dcmotors.en.hisupplier.com(2022).

En el marco de este proyecto de tesis, se llevó a cabo un análisis exhaustivo para seleccionar el motor elevallas más adecuado que cumpliera con los requisitos y necesidades específicas del proyecto. Después de una evaluación minuciosa, se determinó que el motor desarrollado internamente era la elección ideal, respaldada por las siguientes justificaciones técnicas:

1. Cumplimiento de requisitos: El motor elevallas diseñado internamente cumple de manera sobresaliente con los requisitos y especificaciones establecidas para el proyecto. Su diseño y características permiten un funcionamiento óptimo y confiable en el sistema de elevación de ventanas, garantizando un desempeño adecuado y seguro.

2. **Adaptabilidad y versatilidad:** El motor elevavinas seleccionado ofrece una gran adaptabilidad y versatilidad, lo que facilita su integración en diferentes tipos de vehículos y sistemas de elevación. Su diseño modular y flexible permite ajustes y personalizaciones según las necesidades específicas del proyecto, lo que resulta en una solución eficiente y adaptable a diferentes escenarios.
3. **Ventajas económicas:** Además de cumplir con los requisitos técnicos, el desarrollo interno del motor elevavinas también ofrece ventajas económicas significativas para el proyecto. La capacidad de fabricación interna reduce los costos de adquisición y producción en comparación con la compra de motores comerciales, lo que resulta en un beneficio financiero considerable.

3.1.8 Criterios para enlazar una función de control con el PID

La función de transferencia para representar la dinámica de una bicicleta en un sistema de control podría ser la siguiente:

Llegar a una función de transferencia precisa y específica para la bicicleta requiere un análisis detallado de las características físicas del sistema. Sin embargo, para se puede dar una descripción general de cómo se puede llegar a la forma de la función de transferencia $H_{\text{bicicleta}}(s)$ utilizando principios básicos de dinámica y modelado.

1. **Modelo del sistema:** El primer paso es obtener un modelo matemático que describa el comportamiento de la bicicleta. Esto se puede lograr utilizando principios de dinámica y mecánica, considerando los diferentes componentes del sistema, como las masas, las inercias, las fuerzas aplicadas y las resistencias presentes.

2. Ecuaciones diferenciales: A partir del modelo obtenido, se derivan las ecuaciones diferenciales que describen las relaciones entre las variables del sistema. En el caso de una bicicleta, esto implica considerar las ecuaciones de movimiento que relacionan las fuerzas, las inercias y las aceleraciones.
3. Transformada de Laplace: Para facilitar el análisis matemático, se aplica la transformada de Laplace a las ecuaciones diferenciales obtenidas en el paso anterior. La transformada de Laplace convierte las ecuaciones diferenciales en ecuaciones algebraicas en el dominio de la frecuencia compleja.
4. Manipulación algebraica: A partir de las ecuaciones algebraicas en el dominio de la frecuencia compleja, se realiza una manipulación algebraica para obtener la función de transferencia deseada. Esto implica reorganizar las ecuaciones y simplificarlas en términos de la variable compleja s .
5. Coeficientes de la función de transferencia: La función de transferencia resultante tendrá la forma general $H_{\text{bicicleta}}(s) = K / (s^2 + a*s + b)$, donde K , a y b son coeficientes determinados por las características del sistema. Estos coeficientes representan la ganancia, la componente de amortiguación y la componente inercial del sistema, respectivamente.

$H_{\text{bicicleta}}(s) = K / (s^2 + a*s + b)$ Donde:

- K es una constante que representa la ganancia del sistema.
- s es la variable compleja que representa la frecuencia ($s = j\omega$, donde j es la unidad imaginaria y ω es la frecuencia angular).

- a y b son constantes que determinan la respuesta dinámica del sistema. Explicación paso a paso:

1. La función de transferencia de la bicicleta es una representación matemática de la relación entre la entrada (por ejemplo, la potencia suministrada al motor) y la salida (por ejemplo, la velocidad angular de la rueda trasera) del sistema.
2. En la función de transferencia propuesta, el numerador constante K representa la ganancia del sistema. Esta ganancia se refiere a la relación entre la entrada y la salida del sistema y puede ajustarse para calibrar el comportamiento global del sistema.
3. El denominador ($s^2 + a*s + b$) describe la respuesta dinámica del sistema. Los coeficientes a y b determinan las características del sistema, como su inercia, amortiguación y rigidez. Estos coeficientes pueden ajustarse según las propiedades físicas de la bicicleta y su sistema de transmisión.
4. El término s^2 representa la componente inercial del sistema, que indica la resistencia al cambio en la velocidad angular. Cuanto mayor sea este coeficiente, más difícil será cambiar la velocidad angular de la rueda trasera de la bicicleta.
5. El término $a*s$ representa la componente de amortiguación del sistema, que indica la resistencia al movimiento y la estabilidad del sistema. Un valor mayor de a proporcionará una mayor amortiguación y una respuesta más lenta del sistema.

El término b representa la componente de rigidez del sistema, que determina la capacidad del sistema para mantener su posición y resistir las perturbaciones externas. Un valor mayor de b implicará un sistema más rígido y menos propenso a desviaciones.

Es importante destacar que el proceso de obtención de la función de transferencia precisa para una bicicleta puede ser complejo y requiere un análisis detallado de las características específicas del sistema. Para dar una estimación podemos observar las siguientes referencias:

K (ganancia del sistema): Aproximadamente 1-10 (adimensional). Este valor depende de la relación entre la potencia suministrada al sistema y la velocidad angular de la rueda trasera. Puede variar según la eficiencia del sistema y otros factores.

a (coeficiente de amortiguación): Aproximadamente 0.1-1 (rad/s). Este valor representa la resistencia al movimiento y la estabilidad del sistema. Un valor mayor indica una mayor amortiguación y una respuesta más lenta.

b (coeficiente de rigidez): Aproximadamente 0.1-10 (adimensional). Este valor representa la rigidez del sistema y su capacidad para mantener su posición. Un valor mayor indica un sistema más rígido y menos propenso a desviaciones.

Estos valores son solo estimaciones generales y pueden variar según las características específicas de la bicicleta. Para obtener valores más precisos, se recomienda realizar mediciones experimentales y un análisis detallado del sistema mecánico de la bicicleta.

Además, hay que tener en cuenta que la función de transferencia $H_{\text{bicicleta}}(s) = K / (s^2 + a*s + b)$ es solo una aproximación y puede requerir ajustes y refinamientos adicionales para capturar con mayor precisión el comportamiento dinámico real de la bicicleta.

3.2 Resultados de la verificación del funcionamiento del prototipo

Figura 3. 1 Inicio de prueba.



Fuente: Realizado por el autor.

Al momento de establecer, la relación de máquina con el usuario, se percibió que la posición de la máquina, se puede acondicionar para trabajarse desde una silla, un mueble o borde de cama, el cual se consideró aceptable y oportuno por parte del usuario. En la práctica se ejecutó en un mueble en la cual se vio la comodidad del usuario, fue fácil manipular las piernas y ubicarlas en la máquina.

Figura 3. 2 Manipulación del tiempo.



Fuente: Realizado por el autor.

Antes de empezar, la prueba, se hizo la sujeción por bandas, y se eliminó las molduras, debido a que el diseño con adicción de molduras debería llevar otra adaptación mecánica, del modelo establecido por el autor Camilo Valencia. No siendo más, se dio inicio a la prueba Figura 3.2.

Figura 3. 3 Eliminación de molduras.



Fuente: Realizado por el autor.

Se dio inicio, con la prueba de temporizador de 15 segundos, para observar en el ciclo del pedaleo, si el usuario presentaba, alguna molestia, luego que se terminó el

temporizador del circuito que trabaja a 12 Voltios por una fuente de energía, se procede a agregar 30 segundos adicionales y observar si el sistema cuatro barras hace contacto con alguna parte de la pierna del usuario, al no encontrar anomalías en eslabón largo Figura 3.3. Se procede a establecer una terapia de 2 minutos, en donde el paciente se observa el agrado debido a que no está una persona estirando la pierna y el en una posición de boca arriba sobre una camilla.

Figura 3. 4 Movimientos sin anomalías.



Fuente: Realizado por el autor.

El motor, y sistema de cadena mecánica, no se salta o presenta alguna anomalía en su funcionamiento Figura 3.4, el sistema no llegó a presentar sobrecalentamiento en el embobinado del motor, se revisó dentro del circuito o partes internas si alguna pieza se recalentara, no se visualizó novedad alguna.

Figura 3. 5 Manipulación y desplazamiento de la máquina.



Fuente: Realizado por el autor.

La máquina, se ubicó cerca al mueble usado, el cual fue trasladada por el usuario Figura 3.5, sin ninguna dificultad, además, por ser liviana el mecanismo no se desestabilizó al estar encendido el sistema eléctrico.

Figura 3. 6 Estiramiento de las piernas.



Fuente: Realizado por el autor.

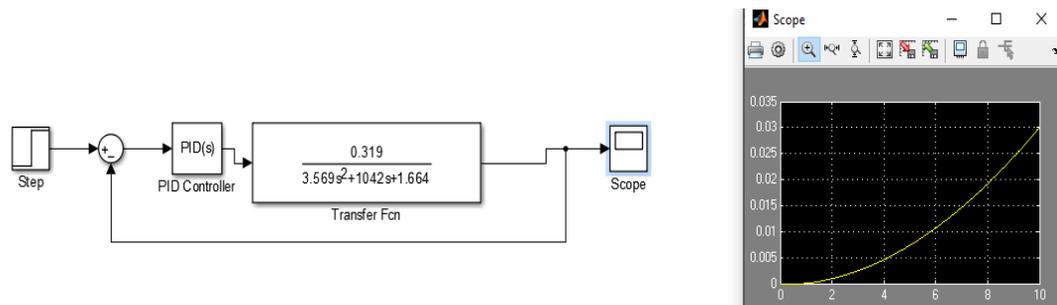
Los movimientos de las piernas Figura 3.6, se ejercieron sin ningún problema, el temporizador funcionó y fue estable en el tiempo programado, al finalizar se pasó al modo de la prueba que fue el uso de graduar la velocidad, por lo que se requería de cambiar la configuración de interruptores para que trabajara la programación del otro sistema electrónico y el Arduino programado, el mecanismo si se logró reducir la velocidad pero al

emplear el peso total en la velocidad baja el motor se paraba, debido a la fuerza ejercida por el peso de la pierna, lo que se observó que no es viable dejar en baja revoluciones, pero en término de una velocidad media si es posible realizar el movimiento de las piernas.

3.3 Resultados del Nuevo PID incorporado

Como se puede apreciar los valores PID iniciales, luego del cálculo el valor se encuentra lejos de 1, esto se aprecia en la figura 3.7:

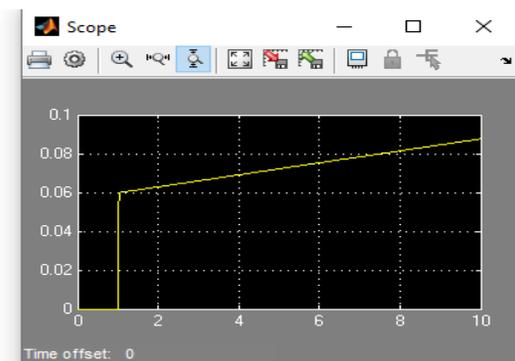
Figura 3. 7 Prueba se señal base con valor de 0.03



Fuente: Elaborado por el autor.

Cuando el valor esta alrededor de 0,03, para ello se tiene los valores de $K_p=1$, $K_d=0$ y $K_i=0$. Ya luego de que el ciclo cerrado del PID, no es el ideal, se da inicio a variaciones manuales en las constantes, para lo cual se logró obtener un valor cercano del 0,8 al 1, según se aprecia en el Simulink con la figura 3.8, del Scope de salida.

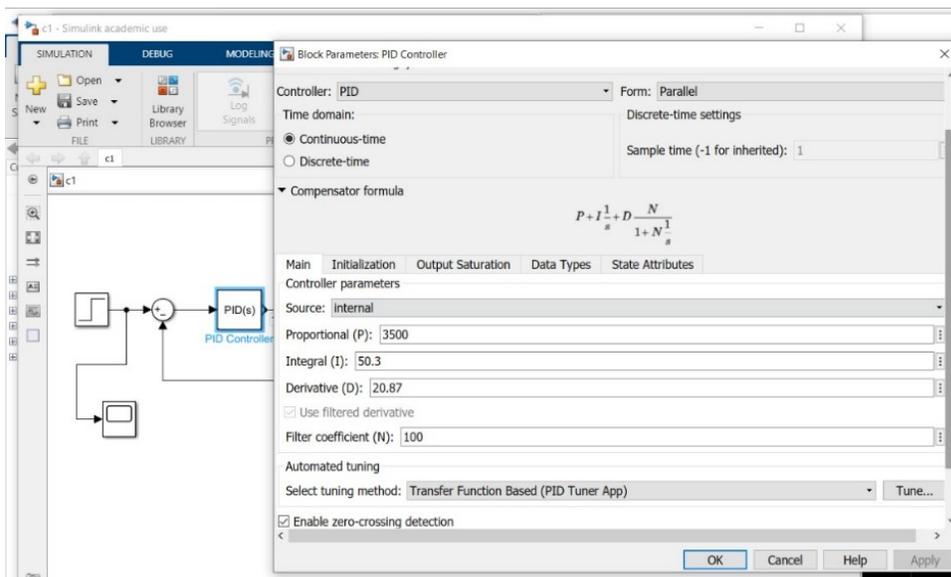
Figura 3. 8 Prueba se señal base con valor de 0.083



Fuente: Elaborado por el autor.

Al existir un espacio de error, por mejorar para que esta señal generada se pueda aproximar más al valor deseado o cercano a 1, se realizó varias pruebas en el cambio del PID en sus valores KP, Kd y Ki, como se puede apreciar en la figura 3.9:

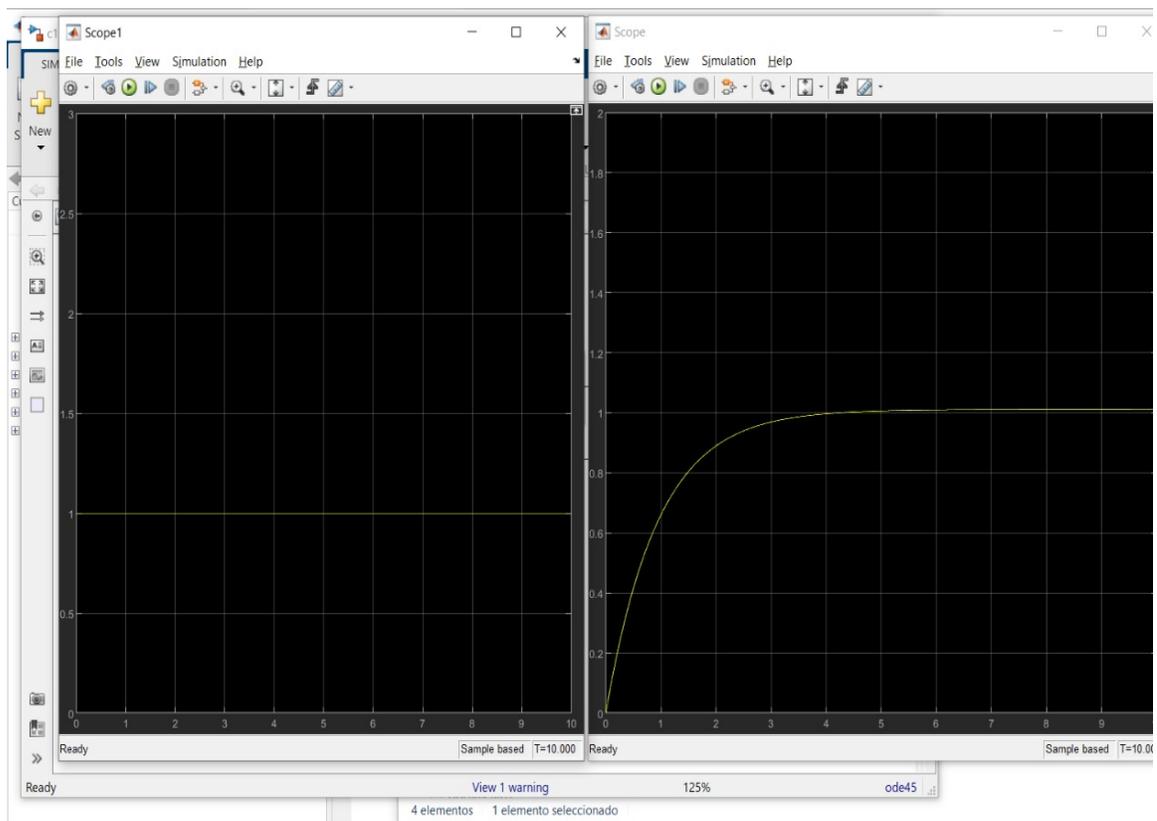
Figura 3. 9 Configuración final del PID



Fuente: Elaborado por el autor.

Ya con dichas variaciones en el PID, se entró al simulink y se corre los valores, del cual la figura arrojo un acercamiento o ideal al 1:

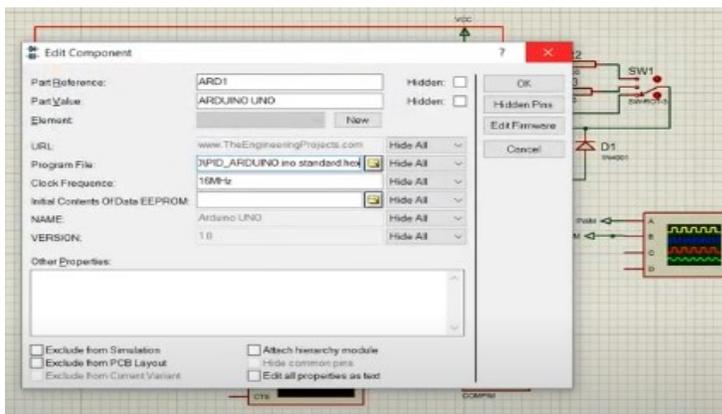
Figura 3. 10 Estiramiento de las piernas.



Fuente: Elaborado por el autor.

Con ello, la señal de salida se aproxima a la señal de base, por lo tanto, se deja los nuevos valores para ser ingresados al código de Arduino, del cual se convierte al formato.hex para que este sea leído por el Arduino en proteus, como se aprecia en la figura 3.11:

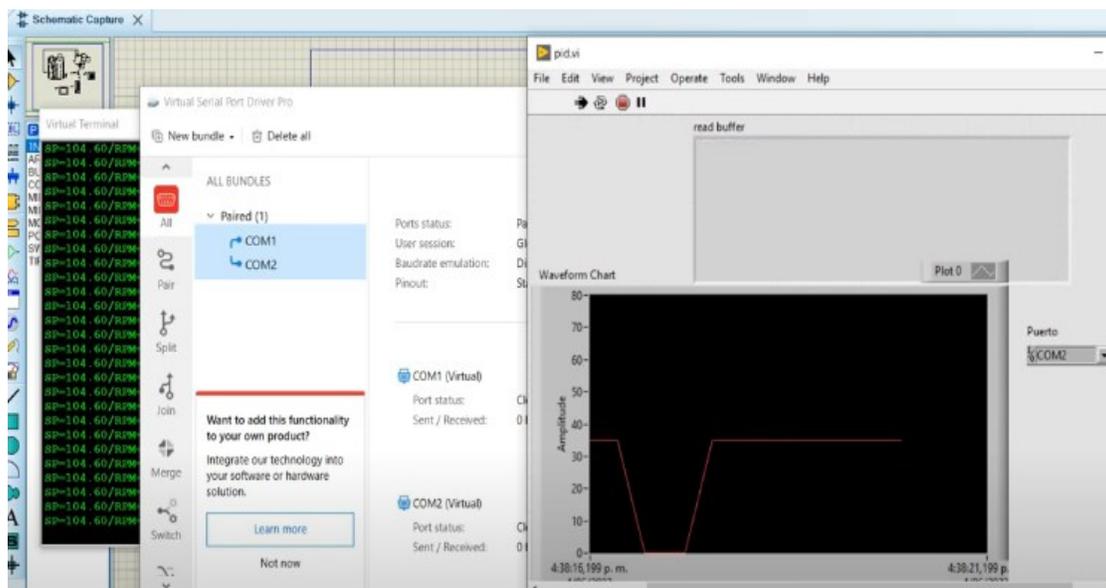
Figura 3. 11 Vinculo del formato punto. HEX



Fuente: Elaborado por el autor.

Ya con los nuevos valores y el formato de lectura en punto HEX, se procede a correr la simulación el cual permite estabilizar la velocidad para un rango velocidad media de 35 rpm, como se aprecia en la figura 3.12:

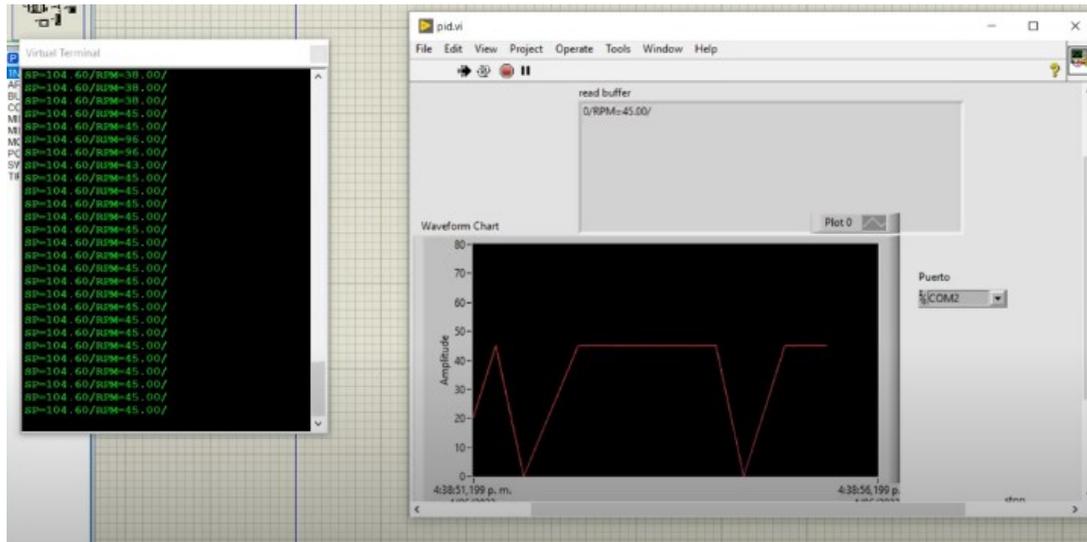
Figura 3. 12 "Velocidad de 35 rpm regulado con PID



Fuente: Elaborado por el autor.

Para subir la velocidad a 45 rpm como valor máximo, se tiene el siguiente comportamiento estabilizado cuando se envía la señal, según la figura 3.13:

Figura 3.13 Velocidad de 45 rpm regulado con PID



Fuente: Elaborado por el autor.

Ya cumplido, las condiciones en proteus, silumink y Labview se procede a agregar este código al Arduino en físico, del cual se validó en la construcción.

Para observar a detalle se deja los siguientes enlaces de evidencia:

Se agrego el enlace de PID para el Arduino, según el siguiente video:

<https://youtu.be/mi3fDfw07Ec>

Se agrego como evidencia el siguiente enlace de funcionamiento:

<https://youtu.be/wLHwak3lr5I>

Conclusiones

Como conclusiones de las definiciones según la caracterización:

Se caracterizó los equipos usados actualmente, del cual el equipo de resistencia muscular puede realizar terapia para personas que no posean pérdida de movilidad, a su vez este equipo no posee un sujetador para las piernas por que una persona con pérdida de movilidad no la podrá usar. A diferencia, el equipo actual, tiene incorporado un control de velocidad por PID el cual se estabiliza cuando llega a una velocidad baja de 35 rpm y una velocidad alta de 45 rpm.

Los cálculos realizados para determinar la ecuación de transferencia, permitieron generar una ecuación de segundo orden que al simularse por Simulink con la ayuda de un PID de base, se logró comparar una señal de base de tipo escalón de 0 a 1; contra la señal generada de la velocidad, esta se aproximado a lo más cercano de la señal base en su punto máximo de 1, lo que permitió obtener una señal digital más estable para los casos de 35 rpm y de 45 rpm.

Se desarrolló un control PID con sus respectivas variables KP de 3500 ,KD de 20.87 y KI de 50.3 el cual permite enviar una señal de referencia que al manipular el S.Point desde el 40 % hasta un porcentaje el 100% permite estabilizar las rpm de media 35 y de máxima 45 rpm, para ello se deja en un valor del 50% , el cual no será manipulado por el usuario.

Se verificó que en la práctica, el funcionamiento del motor pierde su potencia por la inercia que proviene del peso de 28 Kg (14 kg cada pierna), actuando esta carga como

un freno, por tal motivo no es recomendable usar el motor entre los valores inferiores de 1 a 5 rpm, valor que no es aconsejable ya que el motor debe vencer la inercia provocada por el peso de las piernas, ya desde las 35 rpm y 45 rpm el motor trabaja sin presentar anomalías o se pare.

Recomendaciones

El prototipo es adecuado para realizar terapia ya que alcanzó un valor de inversión de los 4'200.000 pesos moneda colombiana, además si este equipo quiere ser mejorado desde la biomecánica puede reemplazar el motor actual para un motor con encoder o que se pueda regular con un variador de frecuencia para obtener las velocidades deseadas junto con el PID, NO se hizo en este proyecto ya que su costo superaba los límites de inversión por el estudiante ya que se proyectó para 4 millones en gastos de construcción mecánica y por componentes electrónicos.

Como recomendación con la simulación se debe usar un computador con mayor rendimiento y capacidad gráfica, ya que al usar el enlace de MatLab con Simulink y enlazado con LabView, las simulaciones tienen a ocupar la memoria gráfica y tienden a detenerse.

Agradezco la observación sobre la falta de mecanismos de protección para la detección de paro me complace informarles que el sistema cuenta con un método de paro que consiste en un botón de apagado que puede ser accionado por el usuario u operador.

Este botón permite detener inmediatamente todas las funciones del sistema en caso de cualquier situación anormal o emergencia que pueda poner en riesgo la salud del paciente.

Sin embargo, es necesario mejorar aún más el sistema para prevenir posibles acontecimientos que puedan poner en riesgo la salud del paciente. Basado en sus observaciones, me comprometo a implementar medidas adicionales de protección y seguridad para garantizar un entorno de uso seguro y confiable.

Algunas de las mejoras para incluir son la incorporación de sensores adicionales para la detección temprana de anomalías, como cambios bruscos en la velocidad o fallas en los componentes. Estos sensores permitirán una respuesta más rápida y automática para detener el funcionamiento del sistema en caso de cualquier situación anormal.

Además, trabajara en el desarrollo de algoritmos de monitoreo continuo que supervisen el rendimiento del sistema en tiempo real. Estos algoritmos permitirán identificar de manera proactiva cualquier comportamiento inusual o desviación de los parámetros establecidos, lo que permitirá una intervención inmediata y la adopción de medidas correctivas.

Se entiende la importancia de garantizar la seguridad y el bienestar del paciente, y por lo tanto, dedicaré los recursos necesarios y realizaré las mejoras pertinentes para asegurarme de que el sistema cumpla con los más altos estándares de calidad y seguridad.

Referencias Bibliográficas

- Amazon. (2021). Amazon.com: HHHHY Pedal Trainer Electrónica Fisioterapia Rehabilitación Estacionaria Fitness Bike, Brazo y Pierna Máquina Ejercitadora para Discapacitados Stroke 70W Modo Espasmo: Deportes y Actividades al Aire Libre. <https://www.amazon.com/-/es/Fisioterapia-Rehabilitaci%C3%B3n-Estacionaria-Ejercitadora-Discapacitados/dp/B093PGQRJ9>
- Autingo, A. on 1. (2016, abril 1). Elevalunas eléctrico de su vehículo, funcionamiento y averías. Autingo: reparación y mantenimiento de coches. <https://blog.autingo.es/2016/04/01/elevelunas-electricos/>
- C.E. ITECHNOLOGY INC. (2022). Bicicleta De Ejercicio De Resistencia Muscular Para Discapacitados, Bici Motorizada Para Mejorar La Resistencia Del Brazo Y La Pierna—Buy Gym Electric Body Muscle Training Indoor Exercise Bike, Auto Sport Plank Strengthen Aerobic Exercise Stepper Bicycle, Healthcare Elderly Cardiovascular Training Stationary Bikes Product on Alibaba.com. <https://spanish.alibaba.com/p-detail/Muscle-60516208703.html?spm=a2700.8699010.29.77.154bf804BT9j11>
- Deportrainer. (2016). ERGÓMETRO DE BRAZOS PLATINUM RS-5H A3. Dépor Trainer. <https://www.deportrainer.com/cardio-adaptadas/786-ergometro-de-brazos-platinum-rs-5h-a3.html>
- Fittech. (2015). ICARE |Sistema de Eliptica para Rehabilitacion Asistida Controlada Inteligentemente. FITTECH. <https://www.fittech.co/producto/icare-sistema-de-eliptica-para-rehabilitacion-asistida-controlada-inteligentemente/>

- Franco, R., Zuluaga, R., Yepes, J. C., Saldarriaga, A. J., Pérez, V. Z., Betancur, M. J., Franco, R., Zuluaga, R., Yepes, J. C., Saldarriaga, A. J., Pérez, V. Z., & Betancur, M. J. (2016). Sistema de Rehabilitación de Miembro Inferior Interconectado con un Videojuego: Una Potencial Aplicación para Víctimas de Minas Antipersonal. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 37(3), 201-219.
<https://doi.org/10.17488/rmib.37.3.5>
- González, A. G. (2013, febrero 8). Uso de Pantalla LCD con Arduino. Panamá Hitek.
<http://panamahitek.com/uso-de-pantalla-lcd-con-Arduino/>
- ID Electrónica. (2022). Para DC: Control de velocidad motores PWM DC6V-28V / 3A.
<https://www.didacticaselectronicas.com/index.php/elementos-electromecanicos/motores-y-solenoides-1/controladores-de-velocidad/para-dc/control-controlador-controladores-driver-drivers-control-de-velocidad-motores-pwm-dc6v-28v-3a-cont-pwm-28v-3a-detail>
- Kostka, J., Niwald, M., Guligowska, A., Kostka, T., & Miller, E. (2019). Muscle power, contraction velocity and functional performance after stroke. *Brain and Behavior*, 9(4), e01243. <https://doi.org/10.1002/brb3.1243>
- Levesque, L., & Doumit, M. (2020). Study of human-machine physical interface for wearable mobility assist devices. *Medical Engineering & Physics*, 80, 33-43.
<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.03.008>
- Loctite. (2017). Cómo cambiar el motor de un elevallunas eléctrico. <https://blog.reparacion-vehiculos.es/como-cambiar-motor-elevallunas-electrico>
- Lord, S. R., Murray, S. M., Chapman, K., Munro, B., & Tiedemann, A. (2022). Sit-to-Stand Performance Depends on Sensation, Speed, Balance, and Psychological

Status in Addition to Strength in Older People. *The Journals of Gerontology: Series A*, 57(8), M539-M543. <https://doi.org/10.1093/gerona/57.8.M539>

Minsalud. (2020). Discapacidad.

<https://www.minsalud.gov.co/proteccionsocial/promocion-social/Discapacidad/Paginas/DisCAPACIDAD.aspx>

Myolyn. (2022). | hogar MyoCycle Neurorehabdirectory.com.

<https://www.neurorehabdirectory.com/rehab-products/myocycle-home/>

Ortega, A. R., Díaz, R. M., & Gadea, M. J. G. (2020). Diseño de un nuevo modelo de bicicleta estática para uso comercial en una empresa multinacional con SAP ERP. 109.

Rifai Sarraj, A., Massarelli, R., Rigal, F., Moussa, E., Jacob, C., Fazah, A., & Kabbara, M. (2010). Evaluation of a wheelchair prototype with non-conventional, manual propulsion. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 53(2), 105-117. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2009.12.001>

Trivedi, P., Gilbert, R., & Dechman, G. (2021). Appraising the Validity of Tools to Measure Multijoint Leg Power: A Systematic Review. *Archives of Rehabilitation Research and Clinical Translation*, 3(1), 100099. <https://doi.org/10.1016/j.arrct.2020.100099>

Verbrugge, L. M., & Jette, A. M. (2016). The disablement process. *Social Science & Medicine*, 38(1), 1-14. [https://doi.org/10.1016/0277-9536\(94\)90294-1](https://doi.org/10.1016/0277-9536(94)90294-1)

Wu, J., Guo, L., Yan, S., Li, Y., & Yao, Y. (2021). Design and performance analysis of a novel closed-chain elastic-bionic leg with one actuated degree of freedom.

Mechanism and Machine Theory, 165, 104444.

<https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2021.104444>

Yang, J.-M. (2008). Two-phase discontinuous gaits for quadruped walking machines with a failed leg. *Robotics and Autonomous Systems*, 56(9), 728-737.

<https://doi.org/10.1016/j.robot.2008.01.002>

Yao, Y. (2021). Design and performance analysis of a novel closed-chain elastic-bionic leg with one actuated degree of freedom. *Mechanism and Machine Theory*, 165,

104444. <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2021.104444>

Anexos

Anexo 1A. Codificación empleada para el control de velocidad con tiempo programado.

LA codificación que se usó, se planteó y programo de la siguiente forma:

Programación de las librerías en la LCD, según las variables que se van a controlar en las botoneras y el control de velocidad con el módulo PWM:

```
#include <LiquidCrystal.h> // librería para el manejo de la lcd
LiquidCrystal lcd (9, 8, 7, 6, 5, 4); // asignación de pines para la lcd
int btn0 = 13; // variable btn0 se le asigna el pin 13
int btn1 = 12; // variable btn1 se le asigna el pin 12
int btn2 = 11; // variable btn2 se le asigna el pin 11
int motor = 10; // variable motor se le asigna el pin 10
int x = 0; // variable x inicia en cero, esta variable es la condición para entrar
```

y salir de la función while

```
int hora = 0; // variable que se le asigna la hora
int minu = 0; // variable que se le asigna los minutos
int seg = 59; // variable que se le asigna los segundos
int btn3; // variable btn3 se le asigna el valor digital de btn0
int btn4; // variable btn4 se le asigna el valor digital de btn1
int btn5; // variable btn5 se le asigna el valor digital de btn2
int pwm = 0; // variable pwm para controlar el motor
int v1 = 3; // variable v1 se le asigna el pin 3
int v2 = 2; // variable v2 se le asigna el pin 2
```

```

void setup() {

Serial.begin(9600);

lcd.begin(16,2);

pinMode(btn0,INPUT);// botón 0 se asigna como entrada (pulsador)
pinMode(btn1,INPUT);// botón 1 se asigna como entrada (pulsador)
pinMode(btn2,INPUT);// botón 2 se asigna como entrada (pulsador)
pinMode(motor,OUTPUT);// motor se asigna como salida
pinMode(v1,INPUT);// voltaje 1 se asigna como entrada (pulsador)
pinMode(v2,INPUT);// voltaje 2 se asigna como entrada (pulsador)

```

`attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(2),interrupcion,RISING);`//el pin dos se configura como una interrupción de modo rising , el modo rising significa que la interrupción se activa con un flanco de subida.

`attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(3),interrupcion2,RISING);`//el pin tres se configura como una interrupción de modo rising.

```

}

void loop()

{

while( x == 0)// como x inicia en cero entre este y el while

{

btn3 = digitalRead(btn0);//botón 3 se le asigna el valor digital de btn0

```

```
btn4 = digitalRead(btn1);//botón 4 se le asigna el valor digital de btn1
```

```
lcd.setCursor(0,0);//función lcd.setCursor(0,0) significa lo que sigue
```

abajo se asigna en la posición cero filas cero.

A partir de esta etapa se establece la programación de los modos del tipo MODO 1

o MODO 2:

```
lcd.print("ESCOJER MODO");
```

```
lcd.setCursor(0,1);//función lcd.setCursor(0,1) significa lo que sigue
```

abajo se asigna en la posición cero filas uno

```
lcd.print("MODO 1");
```

```
lcd.setCursor(8,1);
```

```
lcd.print("MODO 2");
```

```
Serial.println(x); // imprime variable x en el puerto serie
```

```
delay(100); // se espera 100 mili segundos
```

```
if (btn3==HIGH)// si se oprime el botón 3 o bnt0 pase lo que hay en los
```

corchetes

```
{
```

```
lcd.clear();//función para borra lo que hay en la lcd
```

```
x=1;
```

```
delay(200);
```

```
}
```

```
if(btn4==HIGH)// si se oprime el botón 4 os botón 1 pase lo que hay en
```

los corchetes

```
{  
  lcd.clear();//función para borra lo que hay en la lcd  
  x=2;  
  pwm = 20;// el motor arranca al 20 del 255 que es su máximo valor  
  delay(200);  
}  
  
}  
while(x == 1)  
{  
  btn3 = digitalRead(btn0);  
  btn4 = digitalRead(btn1);  
  btn5 = digitalRead(btn2);  
  lcd.setCursor(0,0);  
  lcd.print("MODO 1");  
  lcd.setCursor(0,1);  
  lcd.print("H:");  
  lcd.setCursor(2,1);  
  lcd.print(hora);  
  lcd.setCursor(4,1);  
  lcd.print("M:");  
  lcd.setCursor(6,1);  
  lcd.print(minu);
```

En esta etapa se configurò el contrarreloj para programar los tiempos que se van a usar, ya que se tiene en hora, minutos y segundos.

```
// Acá configuramos el contrarreloj
if(hora > 24) // si hora es mayor a 24 vuelve a cero
{
    hora=0;
    lcd.clear();
    delay(50);
}
if(minu > 59)// si minutos es mayor a 59 vuelve a cero
{
    minu=0;
    lcd.clear();
    delay(50);
}
if (btn3==HIGH)// si se oprime el botón se suma 1 a la variable hora
{
    hora++;
    delay(500);
}
if (btn4==HIGH)// si se oprime el botón se suma 1 a la variable minutos
{
    minu++;
```

```

    delay(500);
}

if(btn3==HIGH && btn4==HIGH)// si se oprime los dos botones, se
vuelve cero ocasionando que se vuelva al while 0 (menu principal)

{
  lcd.clear();
  x=0;
  delay(200);
}

if(btn5 == HIGH)// si se oprime el botón x, se vuelve tres y val al while
3

{
  x=3;

  pwm = 20; // el motor arranca al 20 del 255 que es su máximo valor
}

while( x==3)

{
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("MOD0 1");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("H:");
  lcd.setCursor(2,1);
  lcd.print(hora);
}

```

```

lcd.setCursor(4,1);

lcd.print("M:");

lcd.setCursor(6,1);

lcd.print(minu); ;

lcd.setCursor(8,1);

lcd.print("s:");

lcd.setCursor(10,1);

lcd.print(seg);

```

En esta etapa se controla la velocidad del motor, según la programación que se establece en el PWM:

```

analogWrite(motor,pwm);// función de Arduino para generar la señal
pwm analogWrite( pin, valor pwm se inicia en 20)

Serial.println(pwm);// se imprime el valor de PWM para monitorear en
cuanto esta

seg--;// seg disminuye 1 en 1

delay(1000);// espera un mili segundos o sea un segundo

if(seg==9)// si seg es igual a 9 se hace lo de los corchetes, se pone esto,
porque si nos genera un numero raro cuando pasa de 10 a 9

{

lcd.clear();

delay(10);

}

```

```

if(seg<0)// si seg es menos que cero hace los de los corchetes
{
    minu--;//minuto se resta 1
    seg=59;// seg vuelve a 59
    lcd.clear();
    delay(10);
}
if(minu<0)//si minu es menos que cero hace los de los corchetes
{
    minu=59;// minu vuelve a 59
    hora--;//hora se resta uno
    lcd.clear();
    delay(10);
}
if(btn3==HIGH && btn4==HIGH)// si se oprime los dos botones x se
vuelve cero ocasionando que se vuelva al while 0 (menu principal)
{
    lcd.clear();
    x=0;
    delay(200);
    if(hora==0 && minu ==0 && seg == 0)// si hora es cero y minu es
cero y seg es cero hace los de los corchetes && : compuerta AND
{

```

```

    lcd.clear();

    lcd.setCursor(0,0);

    lcd.print("Tiempo terminado");

    delay(4000);

    lcd.clear();

    pwm=0;

    x=0;

    }

    }

    }

}

```

A partir de esta etapa, se realiza la programación del MODO 2:

```

while( x == 2 )// modo dos

{

    btn3 = digitalRead(btn0);

    btn4 = digitalRead(btn1);

    lcd.setCursor(0,0);

    lcd.print("MODO 2");

    analogWrite(motor,pwm);

    Serial.println(pwm);

    delay(1000);

    if(btn3==HIGH && btn4==HIGH)

```

```

    {
        lcd.clear();
        x=0;
        delay(200);
    }
}
}

```

// Interrupciones si se fijan bien el nombre de la interrupción aparece arriba

donde dice rising

```
void interrupción ()
```

```
{
```

```
    pwm = pwm+10;// Cada vez que el pin 2 hay un flanco de subida el valor
```

de pwm se le suma 10

```
}
```

```
void interrupcion2 ()
```

```
{
```

```
    pwm = pwm-10;// Cada vez, que el pin 3 hay un flanco de subida el valor
```

de pwm se le resta 10

```
}
```

Anexo 1B. Código aplicado para programar la velocidad con el PID

```
#define sbi(x, y) x |= _BV(y)    // set bit
```

```

#define cbi(x, y) x &= ~(_BV(y)) // clear bit
#define tbi(x, y) x ^= _BV(y)    // toggle bit
#define is_high(x, y) ((x & _BV(y)) == _BV(y))

#define pwm_pin 3 // Se le asignan el nombre pwm_pin al pin 3 del
Arduino
#define rpm_pin 2 // Se le asignan el nombre rpm_pin al pin 2 del
Arduino
unsigned int codigo; // Se crea variable tipo int con nombre codigo
char texto[20]; // Se crea variable tipo char con el nombre texto y
20 posiciones de memoria
const byte interruptPin = 2; // Se crea una interrupción y se le
asigna al pin 2
unsigned long contador, micros1; // Se crean dos variables tipo long
char flag_cero=0; // Se crea variable tipo char

float frecuencia; // Se crea variable tipo float
float rpm; // Se crea variable tipo float

//variables pid
//float kp=40,ki=5,kd=20;
float kp=5.5,ki=0.0091,kd=100.56;
float salida;

float error, up, ui=0.0, ui_=0.0, error_=0.0, ud, ut; // Se crean variable
tipo float
float set_point=0;

void pid(float pid_in) // Se crea Funcion que realiza los calculos del
PID

{const float max_x=255;
const float min_x=0;
const float t_muestreo=1; //4e-3;

//Calculando el error
error=set_point-pid_in;
up=kp*error;
ui=ui_ + (ki*t_muestreo*error);
ud=kd*(error-error_)/t_muestreo;
ut=up+ui+ud;
if (ut>max_x) ut=max_x;
if (ut<min_x) ut=min_x;

```

```

        ui_=ui;
        error_=error;
    }
    void write_tmr1( unsigned int i )
    {
        unsigned char sreg;

        //Guarda registro de estado
        sreg = SREG;
        //desabilita las interrupciones
        //noInterrupts();
        //Carga el valor al timer1
        TCNT1 = i;
        //recupera registro de estado
        SREG = sreg;
    }
    unsigned int read_tmr1()
    {
        unsigned char sreg;
        unsigned int i;
        //Guarda registro de estado
        sreg = SREG;
        //desabilita las interrupciones
        //noInterrupts();
        //lee el timer1
        i = TCNT1;
        //recupera registro de estado
        SREG = sreg;
        return i;
    }

    void floattostr_(float numero_, unsigned char *cadena_,char
decimales_)
    {
        //variables temporales
        int largo_entera,largo_n,cont_for,tempo_int;
        double tempo_float;

        //largo de la trama a armar en decimales
        largo_n = decimales_+1;
        largo_entera = 0;
        // si es negativa coloca el -
        if ( numero_ < 0)

```

```

    {
        *cadena_++ = '-';
        numero_ = -numero_;
    }
    //si es menor que no multiplica por 10
    if (numero_ > 0.0) while (numero_ < 1.0)
    {
        numero_ =numero_* 10.0;
        largo_entera--;
    }

    //realiza division varias veces hasta que sea menor que 10
    while (numero_ >= 10.0)
    {
        numero_ = numero_/10.0;
        largo_entera++; //sube el largo de la trama por ser deciaml
    }
    largo_n = largo_n+largo_entera; //el largo es la decimal mas la
parte entera
    //round. numero_ is between 1 and 10 and largo_n will be printed to
    // right of decimal point so rounding is ...
    for (tempo_float = cont_for = 1; cont_for < largo_n; cont_for++)
        tempo_float = tempo_float/10.0;
    numero_ += tempo_float/2.0;
    if (numero_ >= 10.0) {numero_ = 1.0; largo_entera++;}
    //si tiene decimales
    if (largo_entera<0)
    {
        *cadena_++ = '0'; *cadena_++ = '.';
        if (largo_n < 0) largo_entera = largo_entera-largo_n;
        for (cont_for = -1; cont_for > largo_entera; cont_for--
) *cadena_++ = '0';
    }
    for (cont_for=0; cont_for < largo_n; cont_for++)
    {
        tempo_int = numero_;
        *cadena_++ = tempo_int + 48; //convierte a ascci
        if (cont_for == largo_entera ) *cadena_++ = '.';
        numero_ -= (tempo_float=tempo_int);
        numero_ = numero_*10.0;
    }
    *cadena_ =0; //anexa final de linea
}
void interrupcion() // Función de que realiza el contador

```

```

{
contador=read_tmr1();
write_tmr1(0);
flag_cero=1;

}

void setup()
{
pinMode(pwm_pin,OUTPUT);// Se configura este pin (3) como salida
pinMode(rpm_pin,INPUT); // Se configura este pin (2) como entrada

pinMode(interruptPin, INPUT_PULLUP); // Se configura este pin (2)
como una interrupcion
attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(interruptPin), interrupcion,
RISING); // Se configura que la interrupcion se va activar por flanco de
subida

Serial.begin(19200); // La trsmisión de datos seran de 19200
baudios
Serial.println("INICIANDO"); // Se imprime Iniciando
analogWrite(pwm_pin,0); // El pin PWM_PIN es como salida analoga y
se le asigna un valor de 0V

//Configura registroA
TCCR1A=0;
//configura registroB
TCCR1B=0;
TCCR1B=0b010;// Configura el preescaldro a 8
write_tmr1(0);
sbi(TIFR1,TOV1); // pone un uno para limpiar bandera de desborde

}

void loop() {

codigo=analogRead(0); // A la variable codigo se le asigna el valor
de analogRead
analogWrite(pwm_pin,codigo>>2);// En el pin pwm_pin se le asigna la
variable codigo desplazado dos veces a la derecha

// se lee la frecuencia
if (flag_cero!=0) frecuencia=(16000000/(8*contador)); //16.0 ES
EL CRISTAL DE LA ARDUINO 8 es el preescaldor

```

```

    // else    frecuencia=0;
    flag_cero=0;
    //rpm=frecuencia*60.0;

    // se Aplica algoritmo on OFF
    set_point=0.3402*codigo + 42.0;// escala en ranfo de mini frec y
max frec

    pid(frecuencia);// Se realiza la funcion de PID con el valor de
frecuencia
    salida=ut;// A la variable salida le asignamos el valor de ut

    analogWrite(pwm_pin,ut);// al pin pwm_pin le asignamos el valor de
ut

    floattostr_(set_point,texto,2);// se realiza la funcion floattostr_(
    Serial.print("SP=") ;// Imprimimos SP
    Serial.print(texto);// Imprimimos texto
    Serial.print("/");// Imprimimos /

    floattostr_(frecuencia,texto,2); // se realiza la funcion floattostr
    Serial.print("RPM=") ; // Imprimimos RPM
    Serial.print(texto); // Imprimimos texto
    Serial.println("/");// Imprimimos /

    delay(80); // Esperamos 80 ms

}

```

Anexo. Ficha técnica de motor.**CS300-08****Compact Lite Window Lift Drive****Characteristics:**

Compact. Low Weight. Low Noise. Low Power Budget

Specifications:

Dimensions	: Ø 29.8 X 29.8 X 55.0 mm
Input Voltage	: 13.0 V DC
No Load Speed	: 85 rpm
No Load Current	: 1.5 A
Maximum Output Power	: 17.9 W
Stall Torque	: 8.0 Nm
Life	: 50,000 cycles
Weight	: ~ 380 g
Operating Temperature	: -40 to 85 °C
Storage Temperature	: -40 to 100°C
Certification	: RoHS



Fuente: <https://pdf.directindustry.com/>