



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA**

TEMA:

**DISEÑO DEL SISTEMA DE CONTROL DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE
MANO**

AUTOR: OSCAR OLIVER ORTEGA CARABALÍ

DIRECTOR: ING. LUZ MARÍA TOBAR

IBARRA - ECUADOR

ENERO 2017



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

La UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE dentro del proyecto Repositorio Digital Institucional, determinó la necesidad de disponer de textos completos en formato digital con la finalidad de apoyar los procesos de investigación, docencia y extensión de la universidad.

Por medio del presente documento dejo sentada mi voluntad de participar en este proyecto, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DEL CONTACTO			
Cédula de Identidad	1719766410		
Apellidos y Nombres	Ortega Carabalí Oscar Oliver		
Email	oliver_t_ga@hotmail.com		
Teléfono Fijo	062533059	Teléfono Móvil	0967188082

DATOS DE LA OBRA	
Título	DISEÑO DEL SISTEMA DE CONTROL DE UN PROTOTIPO DE UNA PRÓTESIS DE MANO
Autor	Ortega Carabalí Oscar Oliver
Fecha	Septiembre 2017
Programa	Pregrado
Título por el que aspira	Ingeniero en Mecatrónica
Director	Ing. Luz María Tobar

AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD

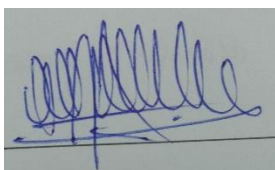
Yo, Ortega Carabalí Oscar Oliver, con cédula de identidad N° 1719766410, en calidad de autor y titular de los derechos patrimoniales de la obra o trabajo de grado descrito anteriormente, hago entrega del ejemplar respectivo en forma digital y autorizo a la universidad Técnica del Norte, la publicación de la obra en el Repositorio Digital Institucional y uso del archivo digital en la Biblioteca de la Universidad con fines académicos, para ampliar la disponibilidad de material y como apoyo a la educación, investigación y extensión, en concordancia con la Ley de educación Superior Artículo 144.

CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto la obra es original y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asumo la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamos por parte de terceros.

Ibarra, a los 18 días del mes de septiembre del 2017

EL AUTOR:



Firma

Nombre: Ortega Carabalí Oscar Oliver

Cédula: 1719766410



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

Yo, Ortega Carabalí Oscar Oliver, con cédula de identidad N°. 1719766410, manifiesto mi voluntad de ceder a la Universidad Técnica del Norte los derechos patrimoniales consagrados en la Ley de Propiedad Intelectual del Ecuador, Artículos 4, 5 y 6, en calidad de autor del trabajo de grado denominado: “DISEÑO DEL SISTEMA DE CONTROL DE UN PROTOTIPO DE UNA PRÓTESIS DE MANO”, que ha sido desarrollado para optar por el título de Ingeniero en Mecatrónica, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente. En mi calidad de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en el formato impreso y digital a la biblioteca de la Universidad Técnica del Norte.

Firma

Nombre: Ortega Carabalí Oscar Oliver



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente Trabajo de Grado “DISEÑO DEL SISTEMA DE CONTROL DE UN PROTOTIPO DE UNA PRÓTESIS DE MANO”, fue desarrollado por el egresado Oscar Oliver Ortega Carabalí, bajo mi supervisión, lo cual certifico en honor a la verdad.

Ing. Luz María Tobar



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

DECLARACIÓN

Yo, Ortega Carabalí Oscar Oliver declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que este no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Ortega Carabalí Oscar Oliver', is written over a horizontal line.

Ortega Carabalí Oscar Oliver

C.I. 1719766410



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

DEDICATORIA

A mis padres Oscar Ortega y Violeta Carabalí por siempre brindarme apoyo incondicional, ejemplos y lecciones de vida, además de siempre guiarme por un camino de perseverancia con la práctica de valores en todo momento de mi vida.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

AGRADECIMIENTO

Expreso agradecimientos a todos quienes de una u otra forma conformaron parte de este largo camino de la vida.

A la Universidad Técnica del Norte y que ha marcaron notablemente mi desarrollo profesional en diferentes ámbitos.

Oliver Ortega

RESUMEN

El ser humano es la más grande y compleja muestra de ingeniería y el desear imitar su funcionalidad es un reto que por muchos años, se ha ido perfeccionando gracias a la tecnología junto con las ciencias médicas. Por ejemplo el desarrollo de prótesis; con el propósito de mejorar características como: peso, tamaño, sistema de control.

Cuando la prótesis efectúa un agarre debe mantener contacto con otros cuerpos de su entorno, éste debe aplicar la fuerza necesaria para levantar el peso, permanecer seguro y no dañar el objeto. Para estas tareas es necesario aplicar una estrategia de control de fuerza y de posición.

El presente trabajo de tesis tiene como objetivo diseñar un sistema de control para un prototipo de prótesis de mano, de tal forma que el dispositivo levante hasta 200g y realice dos tipos de agarre más usados.

Se utiliza la estrategia de control de Ziegler Nichols por medio de la sintonización experimental debido a la complejidad de la planta. Además, se diseñan circuitos para acondicionar los sensores y motores que se va a usar en el prototipo; y sus sistemas de control, de posición y de fuerza se implementaron en un hardware libre y de fácil manipulación para cambios futuros.

Para finalizar se analizan los resultados de los sistemas de control implementado frente a las pruebas de funcionamiento del prototipo. El prototipo logró levantar el peso propuesto y el agarre de pinza tuvo buena precisión.

Palabras clave: planta, control, posición, fuerza, funcionalidad entorno.

ABSTRACT

The human being is the largest and most complex sample of engineering and the desire to imitate its functionality is a challenge that for many years has been refined thanks to technology along with the medical sciences. For example the development of prosthesis; With the purpose of improving characteristics such as: weight, size, control system.

When the prosthesis makes a contact it must maintain contact with other bodies of its surroundings, it must apply the force necessary to lift the weight, to remain safe and not to damage the object. For these tasks it is necessary to apply a force and position control strategy.

The present thesis aims to design a control system for a prototype of hand prosthesis, so that the device lift up to 200g and make two types of grip more used.

The Ziegler Nichols control strategy is used by means of experimental tuning due to the complexity of the plant. In addition, circuits are designed to condition the sensors and motors to be used in the prototype; and their control, position and strength systems were implemented in a free and easy-to-handle hardware for future changes.

Finally, the results of the control systems implemented in front of the prototype performance tests are analyzed. The prototype managed to lift the proposed weight and the clamp grip had good precision.

Key words: plant, control, position, strength, functionality, environment.

Tabla de contenidos

CAPÍTULO I.....	1
SITUACIÓN PROBLEMÁTICA.....	1
OBJETIVOS	2
OBJETIVO GENERAL	2
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	2
JUSTIFICACIÓN	2
ALCANCE.....	3
LIMITACIONES	4
1 GENERALIDADES Y ESTUDIO DEL ARTE	4
1.1 INTRODUCCIÓN	12
1.2 ANATOMÍA DE LA MANO HUMANA.....	13
1.2.1 Estructura Morfológica.....	13
1.2.2 Articulaciones Según su Movilidad.....	14
1.3 BIOMECÁNICA DE LA MANO	17
1.4 MOVIMIENTOS DE LOS DEDOS DE LA MANO.....	17
1.5 PATRONES FUNCIONALES DE LOS DEDOS DE LA MANO.....	19
1.6 DINÁMICA DEL SISTEMA EN PROTOTIPOS DE MANOS.....	21
1.6.1 Sistemas de control.....	21
1.6.2 Sistema de Control en Lazo Abierto.	22
1.6.3 Sistemas de Control de Lazo Cerrado.	23
1.6.4 Sistemas no lineales o discontinuos	24
1.6.5 Sistemas lineales o continuos	25
1.6.6 Estabilidad de los sistemas dinámicos.....	26
1.6.7 Modelado de un sistema	27

1.6.8	Tipos de Controladores.....	30
1.6.9	Sistemas de procesamiento.....	33
1.6.10	Sistemas de desempeño	33
1.6.11	Sensores	34
1.6.12	Linealización de sensores	36
1.7	MODELOS MATEMÁTICOS APLICABLES A LA DINÁMICA DEL SISTEMA	37
1.8	FUNCIONES DE TRANSFERENCIA	39
1.9	APLICACIONES DE LOS MODELOS MATEMÁTICOS A PROTOTIPOS DE MANOS.....	41
1.10	SISTEMAS EMBEBIDOS	43
1.11	MOTORES	45
CAPÍTULO II.....		47
2	METODOLOGÍA	47
2.1	MODELO CINEMÁTICO Y DINÁMICO DE LA MANO	47
2.2	REPRESENTACIÓN DENAVIT-HARTENBERG DEL DEDO.....	47
2.3	PROBLEMA CINEMÁTICO DIRECTO	49
2.4	MODELO DINÁMICO	49
2.4.1	Formulación Euler-Lagrange.....	49
2.4.2	Simulación en ambiente virtual del dedo	54
2.5	SELECCIÓN DE SENSORES	55
2.4.3	Caracterización del Sensor de Fuerza.....	56
2.4.4	Circuito de Acondicionamiento para el Sensor de Fuerza	58
2.4.5	Filtrado Digital del Sensor de Fuerza	59
2.4.6	Caracterización del sensor de posición.....	60
2.4.7	Circuito para el sensor de posición.....	60

2.6	DISEÑO ELECTRÓNICO DE LOS CIRCUITOS DE ACCIONAMIENTO Y ACONDICIONAMIENTO.....	61
2.4.8	Circuito para accionar los servomotores	61
2.4.9	Circuito para acondicionar el motor DC	61
2.4.10	Consumo de corriente.....	63
2.7	DISEÑO DEL SISTEMA DE CONTROL.....	64
2.5.1	Sistema de control de posición	64
2.5.2	Diseño del Sistema de Control de Fuerza.....	70
2.8	DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL CIRCUITO IMPRESO.....	77
2.6.1	Diseño Esquemático	77
2.6.2	Diseño del PCB	78
2.9	ELECTRÓNICA DEL PROTOTIPO	79
2.7.1	Programación de los Sistemas de Control	80
2.7.2	Programación de la interfaz.....	81
CAPÍTULO III		85
3	PRUEBAS Y RESULTADOS	85
3.1	ANÁLISIS DE RESPUESTA ANTE UNA ENTRADA DE PASO DEL FILTRO PASA BAJO	85
3.2	ANÁLISIS DE RESPUESTA ANTE UNA ENTRADA DE PASO DEL CONTROL DE POSICIÓN.....	85
3.3	ANÁLISIS DE RESPUESTA ANTE UNA ENTRADA IMPULSO DEL CONTROL DE POSICIÓN.....	86
3.4	ANÁLISIS DE RESPUESTA ANTE UNA ENTRADA DE PASO DEL CONTROL DE FUERZA DEL DEDO ÍNDICE	86
3.5	ANÁLISIS DE RESPUESTA ANTE UNA ENTRADA IMPULSO DEL CONTROL DE FUERZA DEL DEDO ÍNDICE	87
3.6	ANÁLISIS DE RESPUESTA ANTE UNA ENTRADA DE PASO DEL CONTROL DE FUERZA DE LOS DEDOS MEDIO, ANULAR Y MEÑIQUE	88

3.7 ANÁLISIS DE RESPUESTA ANTE UNA ENTRADA IMPULSO DEL CONTROL DE FUERZA DE LOS DEDOS MEDIO, ANULAR Y MEÑIQUE	88
3.8 RESULTADOS DE AGARRES	89
3.8.1 Agarre de Pinza	89
3.8.2 Agarre cilíndrico.....	94
CAPÍTULO IV	99
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	99
Conclusiones	99
Recomendaciones	100
BIBLIOGRAFÍA	102
ANEXOS	108

Índice de ecuaciones

Ec. 1 Ecuación Linealizada	29
Ec. 2 Método de Taylor	29
Ec. 3 Ecuación Transferida.....	29
Ec. 4 Modelo Dinámico.....	30
Ec. 5 Función de transferencia general.....	39
Ec. 6 Función de transferencia de primer orden.....	40
Ec. 7: Función de transferencia del sistema después de excitación una señal escalón...	40
Ec. 8: Función de transferencia de segundo orden	41
Ec. 9 Ecuación diferencial de segundo orden.....	41
Ec. 10 Cinemática directa en la coordenada x.....	49
Ec. 11 Cinemática directa en la coordenada y.....	49
Ec. 12 Lagrangiana.....	49
Ec. 13 Ecuación de Euler-Lagrange	49
Ec. 14 Cálculo de la posición en la coordenada x del eslabón 1	50
Ec. 15 Cálculo de la posición en la coordenada y del eslabón 1	50
Ec. 16 Cálculo de velocidad en la coordenada x del eslabón 2.....	51
Ec. 17 Cálculo de velocidad en la coordenada y del eslabón 2.....	51
Ec. 18 Cálculo de velocidad en la coordenada x	51
Ec. 19 Cálculo de velocidad en la coordenada y	51
Ec. 20 Velocidad al cuadrado	51
Ec. 21 Energía cinética	52
Ec. 22 Energía potencial.....	52
Ec. 23 Función Lagrangiana.....	52
Ec. 24 Linealidad del sensor de fuerza.....	57
Ec. 25: Cálculo de ganancia del amplificador.....	58
Ec. 26 Cálculo de la frecuencia corte	59
Ec. 27 Ley de Ohm.....	63
Ec. 28 Cálculo de consumo de corriente del arduino	64
Ec. 29 Cálculo de consumo de corriente de todo el sistema.....	64
Ec. 30 Cálculo de constante en el tiempo para técnica anti-windup	71

Índice de Figuras

Figura 1.1 Prótesis en cuero para mano.....	5
Figura 1.2 Avance en el desarrollo de las prótesis	6
Figura 1.3 Diferentes modelos antiguos. a) Mano de acero utilizada b) Prótesis de mano con pulgar móvil y gancho dividido sagitalmente	7
Figura 1.4 Soldados Probando sus prótesis diseñadas en el Hospital General Walter Reed de los Estados Unidos	7
Figura 1.5 Procedimiento CORTEX para la fabricación de órtesis	8
Figura 1.6 Impresora 3D “Darwin”	9
Figura 1.7 Prótesis de mano Michelangelo	11
Figura 1.8 Prótesis de mano i-limb.....	12
Figura 1.9 Estructura morfológica de la mano	13
Figura 1.10 Huesos de la Mano	14
Figura 1.11 Músculos de la mano.....	14
Figura 1.12 Articulaciones según su movilidad: a) sinartrosis, b) anfiartrosis, c) diartrosis.....	15
Figura 1.13 Modelo Biomecánico de los dedos de la mano	17
Figura 1.14 Movimientos de enfoque de la mano	18
Figura 1.15 tipos de presión de la mano: a) agarre cilíndrico, b) agarre palmar esférica, c) agarre presiones digitales	19
Figura 1.16 Condiciones generales para los tipos de agarre.....	19
Figura 1.17 tipos de agarre de fuerza: a) cilíndrico, b) fuerza.....	20
Figura 1.18 Tipos de agarres de precisión de los dedos: a) pinza terminal, b) pinza latera, c) pinza palmar, d) pinza de pulpejo	20
Figura 1.19 Acción de un sistema de control	21
Figura 1.20 Diagrama General de Sistemas de Control de Lazo Abierto	22
Figura 1.21 Diagrama General de Sistema de Control en Lazo Cerrado	23
Figura 1.22 Sistema de Control de Lazo cerrado	24
Figura 1.23 Linealización de función	28
Figura 1.24 Pasos del Sistema de Procesamiento.....	33
Figura 1.25 Sensores para ARDUINO	34
Figura 1.26 Modelos matemáticos.....	38
Figura 1.27 Función de Transferencia.....	39

Figura 1.28 Medidas antropomórficas de la mano	42
Figura 1.29 Microcontroladores ATmega, ATXmega y ATtiny.....	44
Figura 1.30 Clasificación de los motores eléctricos	45
Figura 1.31 Esquema del accionamiento de un motor.....	46
Figura 2.1 Parámetros Denavit Hartenberg	48
Figura 2.2 Distancias de eslabones.....	50
Figura 2.3 Posición inicial y final del dedo ante una entrada de paso.....	54
Figura 2.4 Modelo de dedo índice en el software.....	55
Figura 2.5 Respuesta del sistema de control del dedo índice	55
Figura 2.6 Graficación de valores tomados	57
Figura 2.7 Circuito para acondicionar sensor de fuerza	58
Figura 2.8 Diagrama eléctrico para acondicionar sensor de fuerza.....	58
Figura 2.9 Circuito para acondicionar sensor de fuerza con filtro	59
Figura 2.10 Circuito para acondicionar sensor de posición.....	60
Figura 2.11 Circuito para acondicionar servomotor	61
Figura 2.12 Driver para motor DC	62
Figura 2.13 Conexión de driver con motor.....	62
Figura 2.14 Diagrama de posición en lazo abierto	65
Figura 2.15 Diagrama de bloques de control de posición	65
Figura 2.16 Respuesta de control de posición sin acción de controlador.....	66
Figura 2.17 Herramienta de Matlab para medir la frecuencia de la señal	67
Figura 2.18 Respuesta de control de posición con acción de control proporcional	68
Figura 2.19 Respuesta de control de posición con acción de control proporcional e integral.....	69
Figura 2.20 Respuesta de control de posición con acción de control proporcional, integral y derivativo	69
Figura 2.21 Respuesta de control de posición con acción de control proporcional sintonizado	70
Figura 2.24 Diagrama de bloques de Sistema de Control de Fuerza.....	71
Figura 2.23 Oscilación sistema de fuerza.....	72
Figura 2.24 Control de fuerza P.....	73
Figura 2.25 Control de fuerza PI	74
Figura 2.26 Control de fuerza PID	74
Figura 2.27 Control de fuerza PID	75

Figura 2.28 Respuesta de control de fuerza con acción de control proporcional alto....	75
Figura 2.29 Respuesta de control de fuerza con acción de control PID.....	76
Figura 2.30 Diagrama electrónico del sistema de control	77
Figura 2.31 arduino 2560	80
Figura 2.32 Control de posición en Matlab	81
Figura 2.33 Control de fuerza en Matlab.....	81
Figura 2.34 Contador de pulsos.....	82
Figura 2.35 Selector de posición pulgar	82
Figura 2.36 Flip-flop tipo j-k.....	83
Figura 3.1 Respuesta de filtro pasa bajo.....	85
Figura 3.2 Respuesta control de posición entrada escalón	86
Figura 3.3 Respuesta control de posición entrada impulso	86
Figura 3.4 Respuesta control de fuerza1 entrada escalón.....	87
Figura 3.5 Respuesta control de fuerza1 entrada Impulso	87
Figura 3.6 Respuesta de control de fuerza2 entrada de paso.....	88
Figura 3.7 Respuesta de control de fuerza2 entrada impulso	88
Figura 3.8 Agarre de pinza superficie delgada	89
Figura 3.9 Control de fuerza para superficie delgada.....	90
Figura 3.10 Agarre de pinza para objetos circulares	90
Figura 3.11 Control de fuerza para objetos circulares.....	91
Figura 3.12Agarre de pinza objetos frágiles.....	92
Figura 3.13 Control de fuerza para objetos frágiles	92
Figura 3.14 Agarre de pinza para objetos planos	93
Figura 3.15 Control de fuerza para objetos planos.....	93
Figura 3.16 Agarre de fuerza para objetos de vidrio	94
Figura 3.17 Control de fuerza para objetos de vidrio con poco peso	95
Figura 3.18 Agarre cilíndrico de objetos plásticos con peso	95
Figura 3.19 Control de fuerza objetos de plásticos con peso	96
Figura 3.20 Agarre cilíndrico para objetos de plástico con poco peso.....	96
Figura 3.21 Control de fuerza para objetos de plástico con poco peso	97
Figura 3.22 Agarre cilíndrico para objetos de vidrio con peso	97
Figura 3.23 Control de fuerza para objetos de vidrio con peso.....	98

CAPÍTULO I

SITUACIÓN PROBLEMÁTICA

Desde siempre han existido procesos en donde las manos del hombre son un elemento imprescindible para el desarrollo de tareas específicas gracias a la precisión y flexibilidad que éstas poseen. En la provincia de Imbabura; proporcionadas las estadísticas del mes de abril del 2015 por Ministerio de Salud Pública, 11,371 personas sufren de algún tipo de discapacidad y 4826 personas tienen discapacidad físico-motora. De igual manera se incluyen en este grupo personas que por algún accidente, ya sea por una mala maniobra en sus actividades de trabajo o calamidad doméstica, han perdido esta parte del cuerpo o no la tienen por una malformación congénita.

Existen dispositivos inteligentes que ayudan a personas con diferentes tipos de discapacidades, entre ellas la falta de alguna de sus extremidades superiores. Estas pueden ser prótesis funcionales y en especialmente de la mano, siendo esta una de las más importantes para alcanzar la funcionalidad del individuo. En nuestro medio se han realizado algunos estudios, aunque no se ha llegado a adquirir un producto final para el paciente, debido a que desarrollar una prótesis con mayores alcances de exactitud requiere una alta inversión, en cuanto a tiempo de investigación y a los materiales a usarse para su fabricación que tienen costos muy elevados.

El presente proyecto de tesis consiste en diseñar el sistema de control de la prótesis de mano, dicho de otra manera obtener así un mejor gobierno de los movimientos de la mano, específicamente de los dedos para que éste sea más preciso y eficiente en sus respuestas, que posteriormente pueda ser accionado por señales mioeléctricas, con el fin de establecer un prototipo que sirva de aporte a la comunidad. De esta manera también incentivar a otros compañeros a continuar con este tipo de investigaciones.

El desarrollo del sistema de control adecuado del prototipo permite un mejor desempeño de las funciones del dispositivo ya mencionado y mejorar la calidad de vida de personas que tienen esta discapacidad.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Diseñar el sistema de control para el accionamiento de un prototipo de prótesis mano.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Estudiar los posibles movimientos de la mano.
- Obtener el modelo matemático que describe la dinámica del sistema y accionamientos del prototipo.
- Definir la estrategia de control.
- Evaluar a través de la simulación el desempeño de la estrategia de control.
- Implementar la estrategia de control.
- Analizar los resultados alcanzados en las pruebas de validación.

JUSTIFICACIÓN

Hoy en día se hace necesario desarrollar un prototipo de prótesis que en un futuro sirva como sustituto de una extremidad, en este caso de la mano. En el mundo se han llevado a cabo un gran número de investigaciones a lo largo del tiempo, con el objetivo vital de ayudar a mejorar el estilo de vida de personas que poseen esta discapacidad. No obstante, a nivel nacional, existen pocas exploraciones dentro del campo de las prótesis afines con el diseño e implementación de las mismas en particular de la mano. Consecuentemente, alcanza gran relevancia plasmar bases para el desarrollo de una prótesis de mano, que cumpla con sus funciones principales como: realizar dos agarres

más usados y que permita controlar la fuerza de cada uno para lograr levantar un peso cercano a un kilogramo, sin pasar por alto la apariencia antropomórfica, enfatizando su bajo costo de elaboración gracias al uso de materiales más económicos y mano de obra nacional, detalles que serán considerados en el Diseño mecánico de un prototipo de prótesis de mano, al mismo tiempo lograr que personas de escasos recursos económicos puedan acceder a esta nueva tecnología médica.

Con esto también se pretende que sirva como un instrumento de apoyo en el ámbito educativo para posteriores investigaciones, sirviendo como base en el desarrollo de nuevos proyectos; permitiendo conseguir un prototipo que garantice la sustitución de las funciones básicas de la mano humana en las actividades cotidianas.

Adicionalmente el investigador se favorecerá de nuevos conocimientos al realizar prácticas reales.

ALCANCE

La presente investigación parte de la problemática encontrada en los primeros trabajos realizados en el proyecto de investigación y desarrollo de prototipos de prótesis de extremidades superiores. En este caso, se centra en el diseño del sistema de control de los movimientos de los dedos de un prototipo de prótesis de mano. Este modelo será capaz de realizar agarres que son más usados en la vida cotidiana de las personas. El sistema de control será accionado por señales externas para su funcionamiento. Se obtendrá un modelo matemático del sistema.

Se aplicará la estrategia de control más adecuada para su control, utilizando las herramientas que contiene el software para la simulación del comportamiento del sistema. Se utilizará un sistema embebido que desempeñe las funciones necesarias para la implementación de la estrategia de control diseñada.

LIMITACIONES

- No existe acceso a las normas de certificación ISPO (Internacional Society of Prothesis and Orthesis).
- Indisponibilidad de materiales apropiados para la fabricación y prueba de los elementos del sistema de control de la prótesis.
- Selección y obtención de sensores de bajo peso, tamaño y resolución.
- Dificultad de acceso a información de sistemas de control para prótesis de mano.
- Se necesita el diseño mecánico del prototipo terminado.

1 GENERALIDADES Y ESTUDIO DEL ARTE

El ser humano en el transcurso del tiempo siempre ha buscado generar alternativas para aquellas personas que por un sin número de circunstancias ha llegado a perder sus extremidades por diferentes motivos, (sean estos, batallas, enfermedades o en ciertos casos la falencia de este miembro por condiciones congénitas). Es así que las primeras alternativas nacieron en épocas medievales, épocas en donde las guerras por territorio instaron al ser humano librar magnas batallas generando un sin número de heridos y de estos gran parte era mutilados de sus extremidades superiores, es así que se crearon prótesis de mano y muñeca a base de madera y cuero como se observa en la figura 1.1; que remplazaban tan solo la parte estética de la mano en el mejor de los casos, cabe señalar que las primeras prótesis funcionales tenían la función de rehabilitar a un soldado para la batalla es así que estas servían para sostener escudos de manera firme o para calzar dentro de un estribo al momento de montar una un caballo.



Figura 1.1 Prótesis en cuero para mano

Las primeras prótesis son originarias de Egipto del año 2000 a. C (“Reseña histórica de las prótesis”, 2015) una prótesis de brazo de un cartucho adaptado. El miembro artificial de mayor antigüedad fue el encontrado en Italia para el año de 1858 el cual data del 300 a.C. y la mano de hierro del general romano Marcus Sergius del año 218-202 a. C (Girard, 2008), la primera se trata una pierna de cobre y madera, y la segunda de una mano construida completamente de hierro de aspecto muy rudimentario. Con el tiempo y con una mayor comprensión de la anatomía humana y de su biomecánica las prótesis comenzaron a ser más anatómicas y más proporcionales, es así que se adoptaron nuevos materiales como el acero, el hierro y el cobre, que se han ido mejorando con el paso del tiempo por cuestiones de maniobrabilidad y peso, llegando a materiales más ligeros como el plástico, la fibra de carbono, el titanio y polímeros, que permitían una mayor movilidad.

Como se pudo mencionar antes las prótesis fueron cambiando de manera paulatina, uno de sus cambios más relevantes fue el manejo de diferentes materiales. En seguida se observa en la figura 1.2 que explica lo anterior:

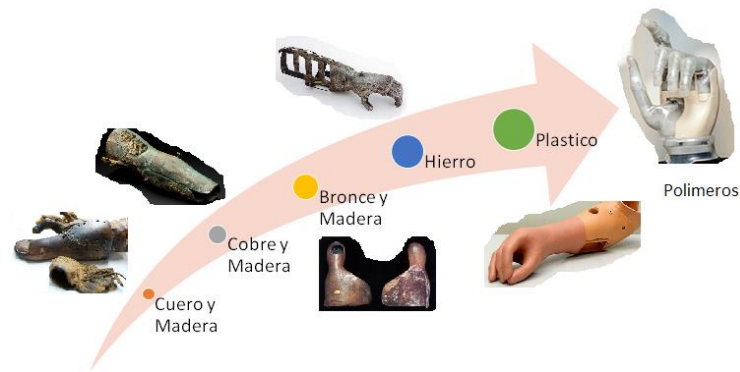


Figura 1.2 Avance en el desarrollo de las prótesis

Al igual que los materiales también se logró importantes desarrollos a nivel de la parte mecánica de las prótesis, pasando por simples mecanismos que a manera de sistemas de engranes y cuerdas generan movimientos leves, hasta llegar a diseños que con ayuda de servomecanismos, motores y controladores buscan imitar de manera precisa movimientos complejos que se acercan en gran medida a los órganos que reemplazan.

Uno de los primeros mecanismos que se dieron fue aquel que permitió obtener movilidad en el pulgar a manera de gancho en el siglo XIX como se observa en la figura 1.3 literal a), cabe señalar que también existieron diseños más antiguos que realizaban movimientos, pero estos eran imprecisos y carecían de un sistema de control óptimo y se accionaban por medio de cuerdas o por medio del movimiento del cuerpo, un ejemplo de esto es el utilizado por Gotz von Belichingen ya para el año 1504 como se observa en la figura 1.3 literal b), que permitía a la prótesis realizar un movimiento similar al cierre completo de la mano.

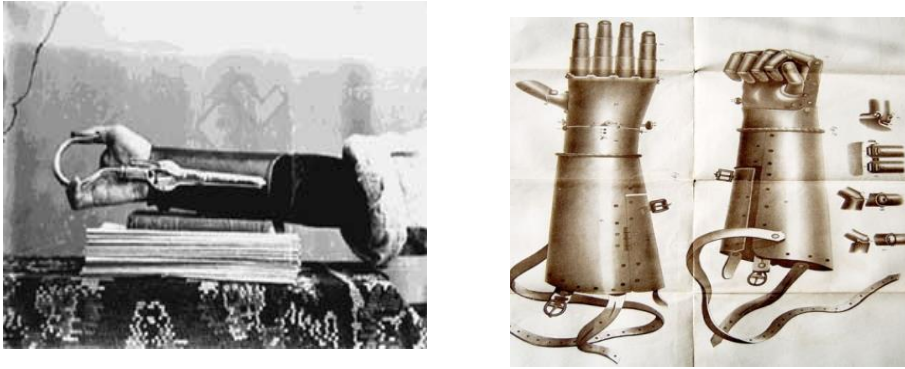


Figura 1.3 Diferentes modelos antiguos. a) Mano de acero utilizada por Gotz von Berlichingen (1504 d.C.) b) Prótesis de mano con pulgar móvil y gancho dividido sagitalmente

El mayor repunté en el desarrollo de prótesis se dio a finales de la segunda guerra mundial en la cual muchos combatientes regresaron a sus casas con el triste reflejo de sus duras batallas, reflejadas en la ausencia de sus extremidades como se observa en la figura 1.4, esto motivo a un mayor incremento de avances para producir nuevas prótesis.



Figura 1.4 Soldados Probando sus prótesis diseñadas en el Hospital General Walter Reed de los Estados Unidos en colaboración con la Escuela de Medicina del Ejército

Con el paso del tiempo la necesidad de diseñar prótesis más funcionales fue dirigida por importantes empresas y centros de investigación como: Otto Bock Orthopädische Industrie GmbH, la cual tiene más de 90 años de funcionamiento, nació en Berlín en el año de 1919 (Ottobock.com, 2015), Ibertest, este centro de prótesis busca mejorar las capacidades físicas de amputados, en base a estudios especializados para cada

caso, este centro es de España y brinda sus servicios desde el año 1970 (Ibertest, 2015), y otros como; Tecnoprot (Argentina), Ortopedicos Better Life (Bogotá), Quark Médica (Distrito Federal México), Inortrau (Buenos Aires), Protelite (Ecuador), Ecuabot Factory (Ecuador), estos centros y otros más que no siendo militares buscaban en este mercado generar una solución a un problema social. Con la firma de convenios especiales entre instituciones que al verse incapacitadas en desarrollar nuevas tecnologías optaron por la contratación externa para la producción de prótesis, cabe señalar que estas contrataciones con entidades particulares se dieron en función de que los veteranos de guerra encontraban insatisfechos por la falta de tecnología en el diseño de las prótesis por parte de la entidad encargada.

Se han logrado importantes avances en el diseño de órtesis realizadas por impresiones en 3D, no solo en el escaneo si no en la construcción e impresión de la misma, ver figura 1.5. El procedimiento se denomina Cortex Exoskeleton, para la creación de órtesis más ligera y resistente que se adapta con facilidad al cuerpo del paciente (Jake Evill, 2013).

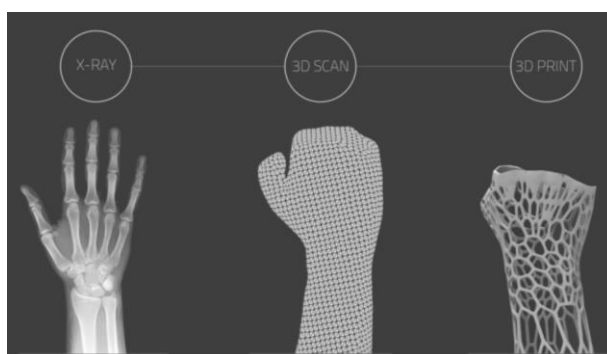


Figura 1.5 Procedimiento CORTEX para la fabricación de órtesis

Hay que señalar que los últimos avances se dieron tras la construcción de impresoras en 3D como: “Darwin” como se observa en la figura 1.6 ya para el año 2008, lo cual permitió generar mejores propuestas como: los tiempos de desarrollo, costos de

producción, mejora continua del diseño, generación de prótesis personalizadas, mejora en los procesos de modelado, mejor avance en los sistemas de respuesta, entre otras.

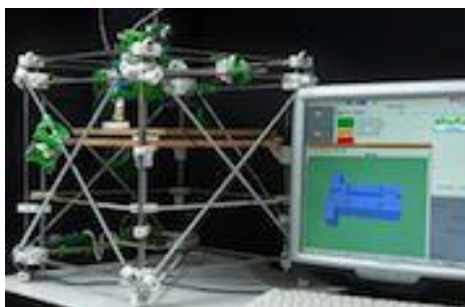


Figura 1.6 Impresora 3D "Darwin"

Ya en la actualidad los diseños apuntan a prótesis inteligentes, las cuales son conectadas directamente al cerebro, respondiendo a los estímulos que este genera y transformándolos en movimientos, un ejemplo de este tipo de diseños es el realizado por la Universidad Johns Hopkins, en Maryland, y la Universidad de Pittsburgh, las cuales comenzarán a probarlo en pacientes con lesión en la médula espinal, en cuyos cerebros ha sido implantado un pequeño conjunto de electrodos (Matthew Knight, 2011).

En Ecuador no se ha visto problema en adquirir prótesis de alta tecnología, transformándose en un consumidor más que un productor de innovaciones. Se han dado importantes iniciativas en el diseño de prótesis a nivel de entidades de educación superior pero estas han quedado como proyectos de aulas o investigaciones previas a la obtención de un título de tercer nivel, entre esas iniciativas podemos destacar aquellas impulsadas por la Universidad Técnica del Norte, en el desarrollo de prototipos de prótesis.

A nivel local es válido destacar las acciones realizadas por La Fundación Prótesis para la Vida de la ciudad de Ibarra ubicada en el barrio La Victoria, como parte del Club Rotario, el cual cuenta con un aproximado de 700 pacientes vigentes, en este los pacientes previo un diagnóstico médico, adquieren prótesis manufacturadas en estas instalaciones a costos bajos, en el caso de uso de polipropileno para las férulas sólidas; es necesario,

mencionar que estas prótesis son más estéticas que funcionales (Fundación Prótesis Para la Vida, 2015).

Protelite es una empresa que se crea en el año de 1997 y es reconocida por su alta calidad en el diseño de prótesis y órtesis, esta brinda a sus pacientes un servicio digno por su condición de discapacidad, con productos cuidadosamente diseñados y elaborados con parámetros, materiales y técnicas recomendadas por medio de la supervisión, control y seguimiento del personal a manos de la coordinación del Protesista Ortesista Certificados desde los Estados Unidos (Protelite.com, 2015).

Ecuabot Factory, es una empresa que empezó importando materiales para la fabricación de prótesis, pero hoy en día han apostado al manejo de prótesis en 3D por su fácil acceso, costo de producción y su alta demanda al ser adaptable a las condiciones del paciente, esta empresa fue creada por los guayaquileños Livingston Freire Barco y Geovanni Padilla Mora y se constituyeron como los primeros fabricantes de prótesis en el país en utilizar impresiones 3D. (Investigacion.epn.edu.ec, 2015)

En el país se destaca la investigación (Collahuazo, 2011). La cual planteó el Diseño y Construcción de una Mano Robot Activada por señales Electromagnéticas, en este se destaca la mejora en “la reducción del peso y volumen del sistema, que tiene que ver con la implementación de una fuente basada en un convertidos DC/DC, especializado en el trabajo de equipos médicos”.

De igual forma el trabajo realizado (Vargas J., Yunga L., Cajamarca L. y Matute J., 2015) Construcción e implementación de Prótesis Biomecánicas de la mano derecha, la continuidad de otro proyecto este busco mejorar los inconvenientes de la primera versión, mejoro su estética, en la primera presentaba diseños muy simples, mejoró su

movilidad, lo más destacado es la optimización de los anillos colectores, los elevadores de voltaje y la implementación de un sistema de control.

Ottobock es una empresa que ha permanecido en el mercado desde 1919 y es muy reconocida por su calidad en la comercialización de prótesis y órtesis, presta un servicio completo para sus pacientes como: asistencia técnica a sus pacientes, tratamiento protésico y terapias comprensivas, sus productos son cuidadosamente diseñados y contruidos con parámetros, normas pre- establecidas por medio de la supervisión, control y seguimiento del personal a manos de la coordinación de la Asociación Alemana de Ortopedia y Cirugía Ortopédica. Dentro de varios productos destaca la prótesis de mano “Michelangelo”, posee siete tipos de agarre y su fuerza de agarre se sitúa entre 6 o 7 kg. Para mejorar la protetización sus ingenieros han desarrollado un programa de entrenamiento de varios niveles que permite al paciente familiarizarse mejor con la prótesis, en la figura 1.7 se observa el dispositivo.



Figura 1.7 Prótesis de mano Michelangelo

Fuente: Ottobock

Touch Bionics es un proveedor de tecnologías protésicas reconocido a nivel mundial que desde el 2005 lleva ese nombre para comunicar el dinamismo de los productos que comercializan. En el 2007 lanzó i-limb la primera mano protésica impulsada para incorporar los dedos, llevando a mejoras hasta obtener quantum i-limb en el 2015, tiene 4 métodos de control para una máxima libertad que son: por gesto, app, músculo y proximidad, posee 24 agarres pre-programados y 12 personalizados, tiene un

revestimiento de silicona que da la apariencia de una mano humana, en la figura 1.8 se observa el dispositivo.



Figura 1.8 Prótesis de mano i-limb
Fuente: Touch Bionics

1.1 INTRODUCCIÓN

Los sistemas de control son parte importante de todo prototipo de biomecánica, ellos permiten generar un medio de monitoreo y control para los mecanismos presentes en su estructura. Estos son parte del funcionamiento y dinámica en los dedos de la mano y son los responsables de su correcto funcionamiento, así como de su precisión y exactitud.

Como parte inherente de todo sistema de control, se encuentra la necesidad de generar modelos matemáticos a partir de aquellos pre-establecidos, que busquen describir la dinámica del sistema, y los tipos de accionamientos que sean capaces de generar un prototipo de prótesis, que cumplan con las exigencias establecidas por el medio.

Definir claras estrategias de control capaces de evaluar a través de simulaciones el futuro desempeño de prototipos, permite mejorar de manera continua el funcionamiento de los mismos, con el único objeto de responder a las características biomecánicas de la mano tanto en su anatomía, fisiología y funcionalidad.

1.2 ANATOMÍA DE LA MANO HUMANA

El conocimiento sobre la anatomía de la mano humana ha evolucionado en el transcurso de la historia, debido a muchos factores, desde la misma necesidad de comprender de manera clara el funcionamiento y las partes del ser humano, hasta la necesidad de generar articulaciones completas o parciales que dinamicen o replacen sus funcionamientos.

La mano ha evolucionado de ser un simple medio de apoyo al andar, para los seres humanos, hasta convertirse en una herramienta eficiente que permite manipular objetos con la soltura propia de la fisionomía corporal, gracias al agarre que otorga la oposición del pulgar y todo un sistema conformado por articulaciones, huesos, que consiguen su fuerza de los músculos, que generan movimiento por medio de sus contracciones (HOWER C, CORREA A & PAREJA R, 2015). A continuación se detalla cómo se estructura la mano.

1.2.1 Estructura Morfológica

La mano humana se encuentra estructurada de la siguiente forma:

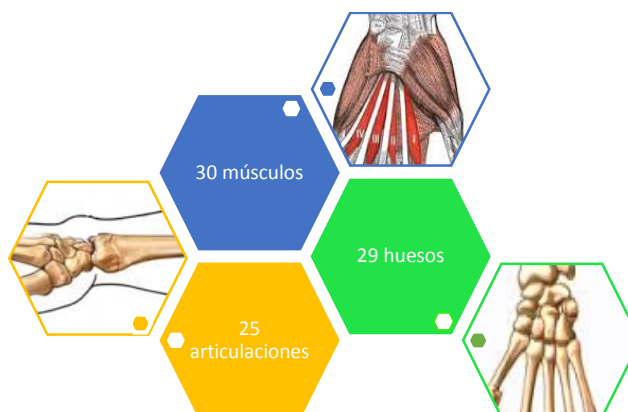


Figura 1.9 Estructura morfológica de la mano

Como se observa en la figura 1.9 la estructura morfológica de la mano es de gran complejidad, que le permite una gran movilidad, flexibilidad y la capacidad de generar

un sin número de movimientos y agarres, esto se debe en gran medida al sistema óseo con el cual cuenta, detallado en la figura 1.10.



Figura 1.10 Huesos de la Mano
Fuente: Mc Graw Hill Education, 2012

El sistema óseo de la mano incluye 29 huesos que requieren de un sistema muscular para poder generar movimiento, estos son capaces de contraerse y expandirse y otorgan firmeza a la mano, y se encuentra de la siguiente forma en la figura 1.11:

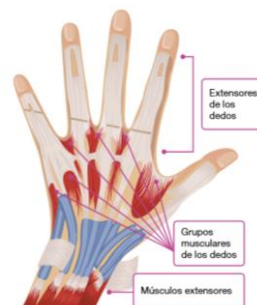


Figura 1.11 Músculos de la mano
Fuente: Mc Graw Hill Education, 2012

1.2.2 Articulaciones Según su Movilidad

Los movimientos que realizan las articulaciones son: Sinartrosis, Anfiartrosis, Diartrosis véase en la figura 1.12.

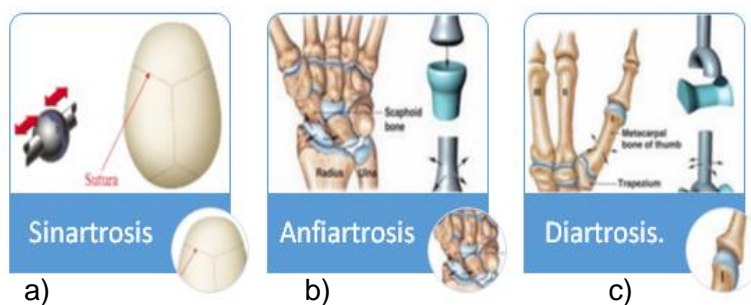


Figura 1.12 Articulaciones según su movilidad: a) sinartrosis, b) anfiartrosis, c) diartrosis

a) Sinartrosis

También conocidas como articulaciones inmóviles o rígidas por su poca movilidad. Estas se subdividen en: Sincondrosis, Sinostosis y Sinfibrosis, este último presenta a su vez cuatro tipos los cuales son:

- Sutura Escamosa
- Sutura Dentada
- Sutura armónica
- Gónfosis











b) Anfiartrosis

Este tipo de articulaciones presentan una corta movilidad y es muy frecuente encontrarla en la unión de los huesos a nivel de las vértebras y se la puede hallar de dos formas: Anfiartrosis verdaderas y Diartroanfiartrosis.

c) Diartrosis

Siendo las más presentes en el cuerpo humano muestran una gran variedad de movimientos desde flexiones hasta torsiones, acompañadas de un alto grado de flexibilidad y se las clasifica en la tabla 1.1:

Tabla 1.1 Tipos de articulaciones diartrosis

Nombre	Imagen Movimiento	Imagen del mecanismo	Característica
Bisagra			Realiza un solo tipo de movimiento en un solo sentido.
Enartrosis			Superficies esféricas con movimientos en el espacio.
Condilartrosis			Superficies alargadas con todos los movimientos posibles salvo el de rotación.
Encaje recíproco			Realiza todos los movimientos pero con poca amplitud
Trocoides			Realizan movimientos circulares con ciertas limitaciones

Fuente: Modificado del documento "Generalidades de la Anatomía" de Leona Dharmica, 2015

1.3 BIOMECÁNICA DE LA MANO

La biomecánica correlaciona las unidades arquitectónicas de la mano con la función que desempeñan, estableciendo los mecanismos de funcionamiento de forma parcial o completa, por medio de la ejecución de patrones y respetando su disposición anatómica (Arias L., 2012).

Este avance ha propiciado de manera enfática en generar propuestas más técnicas de diseños de prótesis, en función de una mejor comprensión de la biomecánica del cuerpo humano y en particular de la mano dentro de su fisiología. A continuación, en la figura 1.13 se observa la estructura del modelo de los dedos de la mano:

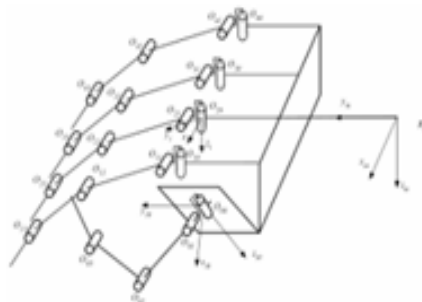


Figura 1.13 Modelo Biomecánico de los dedos de la mano
Fuente: *Biomechanics of the hand. A Basic research study*

1.4 MOVIMIENTOS DE LOS DEDOS DE LA MANO

Los dedos de la mano son capaces de realizar un sin número de movimientos, pero para una mejor comprensión se han dividido en dos tipos de movimientos los cuales son:

- Movimientos de enfoque
- Movimientos de agarre

a) Movimientos de enfoque

Estos movimientos permiten localizar un objeto a manera de blanco, determinar su posición y los factores para asegurar un agarre óptimo, como:

- Posición relativa

- Forma geométrica
- Distancia al objeto
- Dimensiones de apertura de la mano y dedos

En esta etapa la representación geométrica y dimensiones juegan un papel fundamental en las aferencias propioceptivas musculares y disposiciones articulares de los dedos para generar un enfoque aplicativo a las características estructurales y geométricas del objeto, con el único propósito de determinar la trayectoria, apertura de los dedos y la fuerza requerida para el agarre, en la figura 1.14 se representa lo mencionado. (JIMÉNEZ J., PNELE L. y GARCÍA A.2012).



Figura 1.14 Movimientos de enfoque de la mano

b) Movimientos de agarre

La mano genera un sin número de agarres con sus dedos, transformándose en un instrumento de precisión, debido a la versatilidad de la misma, transformándose en el principal instrumento de manipulación física. Los tipos de agarre se basan en los tipos de presión que ejercen este instrumento, Kapandji I A. (1982), en la figura 1.15 se observa lo expuesto y se define de la siguiente forma:

- a. Prensiones palmares cilíndricas
- b. Presión palmar esférica
- c. Prensiones digitales.

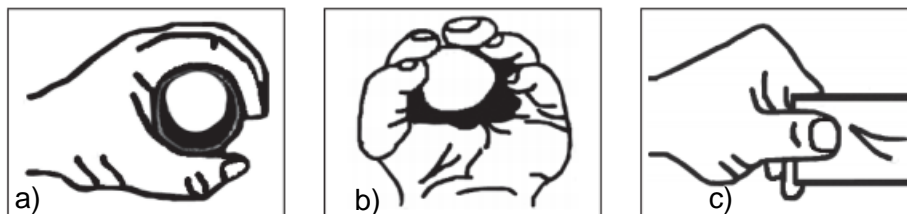


Figura 1.15 tipos de presión de la mano: a) agarre cilíndrico, b) agarre palmar esférica, c) agarre presiones digitales

Fuente: ESCALONA P., NARANJO J., LAGOS V. y SOLÍS F., (2009).

1.5 PATRONES FUNCIONALES DE LOS DEDOS DE LA MANO

Los patrones funcionales de los dedos de la mano dependen en gran medida del grado de presión que estos ejercen y el tipo de movimiento basado principalmente en el plano de la flexión y extensión ya que la abducción y la aducción son limitadas, y se producen tan sólo en las articulaciones metacarpofalángica. (GARCÍA E, 2015).

Los patrones funcionales son movimientos realizados por los dedos para tomar un objeto y mantener de forma completa o parcial dentro de la superficie de la mano, en la figura 1.16 se observa sus requerimientos:

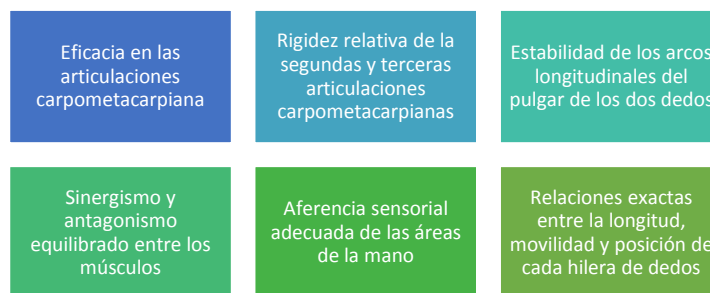


Figura 1.16 Condiciones generales para los tipos de agarre

Según Napier (1956), clasificó los patrones funcionales en: agarres de fuerza y agarres de precisión, estos dos tipos de agarres son aplicativos dependiendo del objeto, las características del mismo y el grado de fuerza requerida.

a) Los agarres de fuerza

En este tipo de agarres los dedos se flexionan completamente en todas sus articulaciones, el objeto se encuentra entre ellos, el pulgar se aduce y queda posicionado

sobre el objeto, hay una ligera desviación cubital para aumentar la tensión de los tendones flexores, en la figura 1.17 una representación, (ESCALONA P., NARANJO J., LAGOS V. y SOLÍS F., 2009).

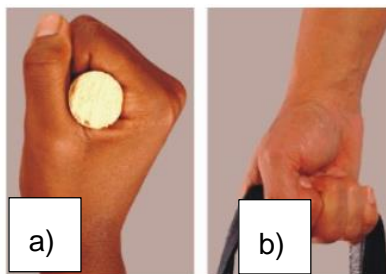


Figura 1.17 tipos de agarre de fuerza: a) cilíndrico, b) fuerza
Fuente: Lookfordiagnosis.com, 2015

b) Los agarres de precisión

Este tipo de agarre sirve para objetos pequeños que requieren una manipulación más fina y la fuerza se reemplaza por la precisión, el dedo pulgar toma al objeto conjuntamente con las caras flexoras de los dedos, estos permanecen semiflexionados y el pulgar se aduce y se opone. Estos tipos de agarres se clasifican de acuerdo a las partes de las falanges utilizadas para soportar el objeto, basadas en el tipo de pinza que forman los dedos, de la siguiente forma en la figura 1.18:

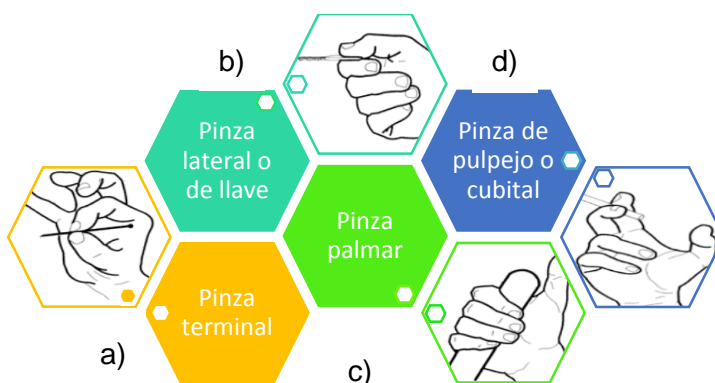


Figura 1.18 Tipos de agarres de precisión de los dedos: a) pinza terminal, b) pinza latera, c) pinza palmar, d) pinza de pulpejo

Fuente: CMUCH, 2015

1.6 DINÁMICA DEL SISTEMA EN PROTOTIPOS DE MANOS

Hay un sin número de investigaciones encaminadas al diseños de prototipos con múltiples dedos, abarcando mecanismos esenciales a partir del empleo de barras, sistemas compuestos de poleas, bandas y cadenas cinemáticas abiertas, estos prototipos también cuentan con mecanismos sub-actuados y con sistemas de control muy eficientes (Lee & Tsai, 2002).

La dinámica de los sistemas busca un equilibrio entre todos los sistemas que son parte del diseño, inmersos en los medios de comando que ejecutan las acciones, dirigidas en la mayoría de casos por un sistema de control asistido, basado principalmente en los sistemas de control, procesamiento y desempeño.

1.6.1 Sistemas de control

Los sistemas de control se constituyen como un conjunto de dispositivos que actúan juntos, canalizando las entradas y perturbaciones del ambiente en salidas por medio del procesamiento de información, con el único objetivo de alcanzar un propósito específico, en la figura 1.19 se observa como está compuesto un sistema de control.



Figura 1.19 Acción de un sistema de control

Fuente: Acebes L, 2015

El sistema de control es el encargado de controlar los movimientos de los dedos de la prótesis. Existen importantes adelantos en inteligencia artificial y cognitiva. Por ejemplo los movimientos ejecutados por el prototipo que sean más sofisticados en lo que se refiera a su capacidad de agarre y movilidad de enfoque, a estos sistemas se los denomina como biomiméticos y bioinspirados (Mattar, 2013).

Estos sistemas son capaces de procesar la información en tiempo real de un agarre o movimiento característico realizado por los dedos de una mano, con el único objeto de desarrollar y establecer algoritmos que permitan regular las variables que intervienen en ellos, como: la fuerza de compresión, velocidad de los movimientos, exactitud en lo referente a los sistemas de posicionamiento y localización, para poder proporcionar a cada dedo un agarre firme bajo condiciones estáticas y dinámicas (Carbone & González, 2011).

Estos sistemas se basan en modelos matemáticos, que bajo simulaciones generan algoritmos de procedimientos y gestionan las funciones y movimientos de la prótesis, estos usan con frecuencia componentes de distintos tipos, por ejemplo, mecánicos, eléctricos, hidráulicos, neumáticos y combinaciones de los mismos. Los sistemas de control se encuentran de dos tipos los de lazo abierto y los de lazo cerrado.

1.6.2 Sistema de Control en Lazo Abierto.

Caracterizados porque su salida no tiene efecto sobre la señal, esto implica que no se compara la salida con la entrada de referencia, por lo cual a la salida le corresponde una condición de operación fijada sin retroalimentación que corrija posibles errores, a continuación en la figura 1.20 una representación de lo expuesto. (Pérez M., Pérez A. y Pérez E., 2007).



Figura 1.20 Diagrama General de Sistemas de Control de Lazo Abierto

Este sistema presenta las siguientes características:

- No compara la salida del sistema con el valor deseado de la salida del sistema (referencial).
- Para cada entrada de referencia le corresponde una condición de operación fijada.

- La exactitud de la salida del sistema depende de la calibración del controlador.
- En presencia de perturbaciones estos sistemas de control no cumplen su función adecuadamente (Reyes. L., 2016).

Es muy común encontrar este tipo de sistema en controles secuenciales en función de que no se da una regulación de las variables si no que es un grupo de operación en un orden algorítmico, pudiendo ser controladas de forma directa por medio de un transductor o un actuador (Reyes. L., 2016).

1.6.3 Sistemas de Control de Lazo Cerrado.

Las señales se envían como un medio de control, es decir un canal permanente que permite disminuir los errores y corregir las salidas, a continuación en la figura 1.21 una representación de lo expuesto. (Pérez M., Pérez A. y Pérez E., 2007)

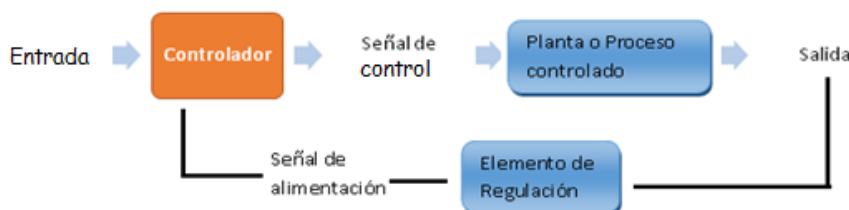


Figura 1.21 Diagrama General de Sistema de Control en Lazo Cerrado

Este tipo de control también denominado control retroalimentado se caracteriza por comparar la cantidad de la señal de salida con el valor de referencia y si existe un desfase en estos dos valores, corrige este error en la salida del sistema. Es decir controla el movimiento del prototipo de prótesis de mano a través de un transductor de realimentación, el cual conoce en cada instante el valor de señal emitido y puede determinar la existencia del error, de esta forma puede compensar el error y ajustarse a las eventualidades que puedan darse el diagrama de bloque se observa en la figura 1.21 y figura 1.22.

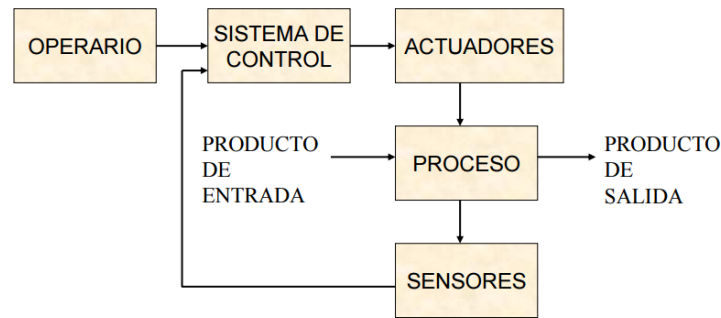


Figura 1.22 Sistema de Control de Lazo cerrado

Fuente: Área de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad de Oviedo, 2016

Adicionalmente en los sistemas mencionados con anterioridad se encuentran los siguientes: sistemas lineales y sistemas no lineales, también llamados continuos y discontinuos.

1.6.4 Sistemas no lineales o discontinuos

La información que llega a la entrada y el tipo de respuesta en su salida actúan de forma continua y sincronizada, ya sea como parte de un ciclo o como parte de una cadena de proceso, por lo cual en donde ingresan las señales de entrada y donde generan las respuestas o salidas actúa sin ninguna externalidad que requiera una retroalimentación dentro del proceso (María S., 2000).

Esta clase de sistemas son muy utilizados en procesos de operaciones repetitivos o en cadenas de producción. En el campo del diseño de prótesis no son muy utilizados porque no permiten una retroalimentación para que el sistema corrija posibles errores, sino que requiere la revisión de todo el sistema y en muchos casos la reformulación del mismos como única alternativa.

Este sistema presenta las siguientes características:

- Actúa de forma independiente a una retroalimentación de información y corrección de errores
- No permite una comparación de entradas con salidas

- Para cada entrada de referencia le corresponde una condición de operación fijada.
- La exactitud del sistema depende de la calibración del controlador.
- En presencia de perturbaciones o externalidades estos sistemas no cumplen su función adecuadamente (Reyes. L., 2016).

1.6.5 Sistemas lineales o continuos

A diferencia de los lineales si accede una retroalimentación, lo cual admite una corrección de los sistemas de operación, comparando las entradas al sistema con las salidas y los procesos en ejecución, esto permite generar una respuesta paralela que corrija errores ya sea como parte de un ciclo o como parte de una cadena de proceso, por lo cual donde ingresan las señales de entrada y generan las respuestas o salidas actúa en función de externalidades generando respuestas a las mismas (María S., 2000).

Estos sistemas son los más precisos porque miden, evalúan problemas y generan una respuesta que los corrija, la dificultad en ellos se encuentra al momento de su programación, la cual es de gran complejidad debido a que abarca un sin número de variables sujetas a modificación y mecanismos que se ajusten a tales alteraciones y el poder establecer modelos matemáticos que interpreten y juzguen todo tipo de eventualidades.

Presenta las siguientes características:

- Miden y evalúan problemas con el objeto de corregirlos
- Sus mecanismos y modelos matemáticos son de gran complejidad
- Trabajo con un sin número de variables sujetas a modificación
- La exactitud del sistema depende del número de variables que se presenta en el modelo matemático

- En presencia de perturbaciones o externalidades estos sistemas cumplen satisfactoriamente sus funciones (Reyes L., 2016).

1.6.6 Estabilidad de los sistemas dinámicos

La estabilidad de un sistema dinámico de forma general se presenta cuando la diferencia entre dos respuestas sujetas a dos valores iniciales contiguos de entrada, presentan respuestas que actúan proporcionalmente a la diferencia entre estos valores iniciales (Carrillo H, 2012).

Esta estabilidad actúa en función de aquellas perturbaciones que afectan las condiciones iniciales o las variables que interviene en el movimiento, para lo cual se considera que un sistema tiene estabilidad dinámica cuando su comportamiento es similar con o sin la intervención de tales perturbaciones.

La estabilidad de un sistema dinámico es evaluada de forma independiente en aquellos sistemas lineales y no lineales, examinando cómo responden a las posibles soluciones y a externalidades generadas por el ambiente, este aspecto es esencial ya que en muchos de los casos las condiciones prácticas no responden a las condiciones ideales y alcanzar precisión y eficiencia requiere la reformulación del sistema de control o de los mecanismos (Carrillo H, 2012).

El análisis de los sistemas dinámicos se divide en tres áreas las cuales son: Dinámica aplicada, matemática de la dinámica y Dinámica Experimental. Dentro de los cuales se clasifican a los sistemas dinámicos en:

- Discretos y continuos
- Autónomos y no autónomos

a) Discretos y continuos

Son aquellos donde la variable tiempo transcurre de forma continua o discreta, en el primer caso se expresa como ecuaciones diferenciales ordinarias o en derivadas parciales y en el segundo caso por ecuaciones diferenciales conocidos como mapas integrados (Loiza R., 2006).

Este tipo de sistemas la variable tiempo influye de forma dramática, cabe destacar que los procesos continuos generalmente son procesos cíclicos, o son parte de un sistema continuo de procesos fijos que permite establecer periodos de tiempo constantes en sus ejecuciones, en cambio los discretos actúan de acuerdo a las necesidades del momento y responden a requerimientos específicos.

b) Autónomos y no autónomos

Un sistema es considerado autónomo cuando este no contiene un estímulo o variable que force el comportamiento natural del mismo y afecte la dinámica del sistema, por otro lado se lo considera no autónomo cuando actúan estímulos externos que fuerzan al sistema a establecer correcciones en su dinámica de movimientos que le permitan establecer un equilibrio (Loiza R., 2006).

Los sistemas autónomos, son sistemas aislados que no requieren evaluar variables externas para el cumplimiento de sus tareas, es por eso que estos sistemas son los más confiables ya que reducen posibles problemas a causa de estímulos externos, por otro lado los no autónomos son de gran complejidad pero que debe de ser capaz de retroalimentarse con la información externa y al mismo tiempo corregir posibles errores.

1.6.7 Modelado de un sistema

Como parte de la estabilidad del sistema dinámico, el modelado del mismo es parte del área de la Dinámica aplicada y comprende:

- Modelos matemáticos.
- Linealización.
- Función de Transferencia.
- Diagramas de Bloques.
- Método de euler-lagrange de forma específica pudiéndose aplicarse otros métodos

El modelo de un sistema representan la dinámica del proceso y todas las variables que interviene en el sistema, se describe mediante ecuaciones diferenciales lineales con las cuales se conoce el comportamiento del sistema (Blanco D., Barber R., Malfaz M. y Salich M., 2015)

Este modelo matemático no es único por lo cual se establecen varios modelos aplicativos para un mismo sistema, sin que estos se contradigan entre sí, pero hay que tomar en cuenta que no necesariamente puede contener información relevante aplicable a una circunstancia o problema en particular.

En la mayoría de los casos las ecuaciones diferenciales obtenidas en el modelado matemático requieren una linealización en función al punto de equilibrio de la misma, que permita obtener una ecuación representativa del sistema, como se indica en el siguiente ejemplo de la interpretación grafica de la linealización.

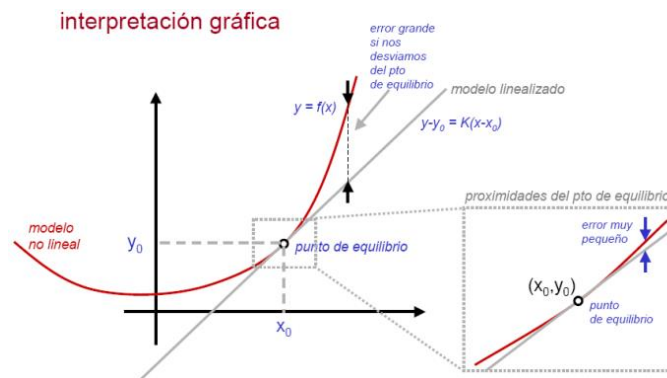


Figura 1.23 Linealización de función

Fuente: ISA, 2006, "Análisis Dinámicos de Sistemas"

Como se observa en la figura 1.23 es necesario aplicar el punto de equilibrio dentro del proceso de linealización y así obtener las siguientes ecuaciones:

$$y = f(x_1, x_2 \dots x_n)$$

$$y \approx y_0 + \frac{dy}{dx_1} (x_1 - x_{1_0}) + \frac{dy}{dx_2} (x_2 - x_{2_0}) + \frac{dy}{dx_n} (x_n - x_{n_0})$$

$$\Delta y \approx a_1 \Delta x_1 + a_2 \Delta x_2 + \dots + a_n \Delta x_n \quad \text{Lineal}$$

Después de la linealización se encuentra la función de transferencia, que permite a los sistemas que trabajan en tiempo continuo bajo el método de Taylor, realizar una transferencia de sistemas a partir de una ecuación diferencial lineal.

$$\ddot{y} + x\dot{y} + y^2 - x = 0 \quad \text{Ecuación linealizada}$$

Ec. 1 Ecuación Linealizada

$$f(y, \dot{y}, \ddot{y}, x) \approx \frac{df}{d\ddot{y}} \Delta \ddot{y} + \frac{df}{d\dot{y}} \Delta \dot{y} + \frac{df}{dy} \Delta y + \frac{df}{dx} \Delta x \quad \text{Método de Taylor}$$

Ec. 2 Método de Taylor

$$\ddot{Y} + x_0 \dot{Y} + 2y_0 Y - X = 0 \quad \text{Ecuación transferida}$$

Ec. 3 Ecuación Transferida

Obtenida la ecuación lineal por medio de la linealización o transferencia se requiere una representación de la misma mediante diagramas de bloques o de flujo de la señal, mejorando la comprensión de las mismas.

a. Método de euler-lagrange

Este método parte de la mecánica clásica, estableciendo que el modelado de un sistema mecánico parte de una ecuación sencilla a partir de aquellas particulares, trabaja con sistemas discretos con finitos grados de libertad. El método de Lagrange “formula ecuaciones de movimiento mediante un conjunto de coordenadas generalizadas y eliminando fuerzas de restricción” (Mark W. y Vidyasagar M., 1989).

Este método diseña sistemas de control con mejores características que con los métodos heurísticos, y se define como la diferencia entre la energía cinética y potencial del sistema mecánico por la siguiente ecuación (Mendoza F., 2006):

$$L = K - U \text{ donde,}$$

L: función lagrangiana

U: energía potencial del sistema mecánico

K: es la energía cinética del sistema.

Este método incorpora la matriz de inercias con las fuerzas de coriolis y fuerzas centrífugas y los vectores de fuerzas gravitacionales, para obtener la formula general que define el modelo dinámico (Mendoza F., 2006):

$$D\ddot{q} + V\dot{q} + C = Q$$

Ec. 4 Modelo Dinámico

1.6.8 Tipos de Controladores

Los controladores son sistemas que poseen retroalimentación y actúan entre la señal de salida y la variable de control. Ellos utilizan actuadores o actores que controlan o compensan posibles errores en el sistema y se clasifican de la siguiente manera (Cortés M., y Garibay S., 2011):

- Proporcional (P).
- Proporcional-Integral (PI).
- Proporcional-Derivativo (PD).
- Proporcional Integral Derivativo (PID)

Cada uno de estos se muestran características específicas, de esta forma mejorar la respuesta del sistema ante la presencia de perturbaciones. Para tal efecto dichas características se detallan en la tabla 1.2

Tabla 1.2 Clasificación de controladores

<i>Tipo de controlador</i>	<i>Característica</i>	<i>Fórmula</i>
Proporcional (P).	<ul style="list-style-type: none"> • La función de transferencia de la salida del controlador es proporcional a la señal de error • No anula el error en régimen permanente 	$\frac{U(s)}{E(s)} = Kp$ <p>U(s) = entrada E(s) = salida</p> <p>Kp = ganancia proporcional</p>
Proporcional-Integral (PI).	<ul style="list-style-type: none"> • El valor de salida del controlador proporcional varía en razón proporcional al tiempo en que ha permanecido el error y la magnitud del mismo • Mejora el régimen permanente, ya que el controlador aumenta el tipo del sistema en bucle abierto • Efecto similar al proporcional en el transitorio 	$\frac{U(s)}{E(s)} = Kp \left(1 + \frac{1}{T_N \cdot s} \right)$ <p>U(s) = entrada E(s) = salida</p> <p>Kp = ganancia proporcional T_N = ganancia integral</p>

<i>Tipo de controlador</i>	<i>Característica</i>	<i>Fórmula</i>
<p>Proporcional-Derivativo (PD).</p>	<p>El control derivativo mide la pendiente instantánea de la señal de error y predice que tan grande será el sobre impulsó aplicando las correcciones apropiadas antes de que se presente ese sobre impulsó.</p>	$\frac{U(s)}{E(s)} = Kp(1 + T_v \cdot s)$ <p>U(s) = entrada</p> <p>E(s) = salida</p> <p>Kp = ganancia proporcional</p> <p>T_v = ganancia derivativa</p>
<p>Proporcional Integral Derivativo (PID)</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Aplica las acciones de las funciones anteriormente descritas con la ventaja de que estas actúan de forma independiente • Necesita un ajuste fino de los parámetros • Son muy utilizados en la industria 	$\frac{U(s)}{E(s)} = Kp \left(1 + \frac{1}{T_N \cdot s} + T_v \cdot s \right)$ <p>U(s) = entrada</p> <p>E(s) = salida</p> <p>Kp = ganancia proporcional</p> <p>T_v = ganancia derivativa</p> <p>T_N = ganancia integral</p>

1.6.9 Sistemas de procesamiento

Este sistema embebido es el encargado del procesamiento de la información y la sistematización metodológica de la misma, la información obtenida en la lectura de las entradas, se interpreta a valores digitales que, por medio de algoritmos pre establecidos, en base a un lenguaje de programación genera una respuesta en las salidas transformando de valores digitales a analógicos, este es parte indispensable del sistema de control al ser el medio generador de respuestas, de tal forma lograr que el sistema embebido pueda interactuar con el sistema físico.

De este sistema depende la agilidad de las respuestas y las órdenes por ejecutarse, transformadas eventualmente en movimientos y acciones, dependen en gran medida del lenguaje de programación usado y de los sistemas informáticos utilizados, además, cuenta con un complicado sistema de algoritmos que permiten el procesamiento de grandes cantidades de datos de manera más sencilla, simple y rápida. Para este fin realiza los siguientes pasos en la figura 1.24.



Figura 1.24 Pasos del Sistema de Procesamiento

1.6.10 Sistemas de desempeño

Estos sistemas tienen el objetivo de retroalimentar al sistema más que determinar sus falencias o errores, con ello se busca identificar fallas en los algoritmos de control ejecutados por los sistemas de procesamiento, problemas de diseño y en el ensamblaje.

Se busca implementar medidas para solucionar las inconformidades presentadas por el prototipo a manos de un sistema de mejora continua.

Estos sistemas pueden ser físicos o virtuales, en el caso del segundo permiten disminuir costos al determinar falencias en el diseño de forma anticipada, corregir errores previos al ensamblaje del prototipo, en el caso de los físicos evalúan la eficiencia del prototipo en tiempo real bajo criterio de ingeniería y determinan la efectividad del diseño.

1.6.11 Sensores

Los sensores son aquellos permiten determinar en tiempo real el estado general en el cual se encuentran las pinzas que sirven como extremidades del diseño de prótesis “dedos, falanges”, si estas se encuentran abiertas o cerradas, así como la fuerza que están ejerciendo sobre un objeto en la acción de agarre, adicional a los mismo pueden incluir sistemas de visión y detectores de proximidad, entre otros (Olier Caparroso, Avilés, & Hernández Bello, 1999).

Los sensores son dispositivos convierten magnitudes físicas como: luz, temperatura, magnetismo, presión, etc., en valores cuantificables, con el objeto de evaluar su entorno y su funcionamiento interno en la figura 1.25 se observa algunos de ellos, estos se clasifican en (Fuente M., 2015):



Figura 1.25 Sensores para ARDUINO

Fuente: Leantec

- Sensores internos
- Sensores externos

A continuación, se definen características

a) Sensores internos

Estos sensores son parte de la estructura del mecanismo interno y evalúan el estado y condiciones internas de la prótesis, relativos ha:

- Posición, pueden ser análogos o digitales, por ejemplo como: potenciómetros, resolver, síncrono, LVDT en el caso de analógicos, en el uso de digitales como: encoders. Estos permiten determinar la posición relativa de un objeto y determinar distancias relativas a él.
- Velocidad, estos utilizan fuerzas magnéticas para determinar el paso o no de un objeto de acuerdo a su cercanía y así determinar la velocidad con la cual pasa dicho objeto, un ejemplo es el Tacogenerador y el encoder.
- Aceleración, de gran complejidad ya que miden dos variables para poder determinar la aceleración, es así que requiere dos sensores uno para fuerza y el otro para velocidad en la mayoría de casos, también existen aquellos que actúan en función directa de la variación de la velocidad.

b) Sensores externos

Estos permiten acceder a información del entorno, referente a alcance, proximidad, contacto, fuerza, etc., generalmente son utilizados como sistemas guía para movimientos o desplazamientos que identifican y manipulan objetos, estos aportan valores entorno a:

La identificación de objetos, la presencia o no de ellos se realiza a partir de sensores:

- Sensores inductivos
- Sensores de efecto Hall.

- Sensores capacitivos
- Sensores ultrasónicos
- Sensores ópticos.

La localización, a diferencia de la presencia, estos identifican la distancia relativa que existe entre el objeto y el lugar donde está ubicado sensor, de esta forma se evita colisiones al determinar el acercamiento del mismo.

La fuerza ejercida, también llamado fuerza de contacto, se utilizan para obtener información asociada al contacto entre dos superficies, pueden ser (Fuente M., 2015):

- Binarios: responden a la presencia o ausencia de objetos.
- Analógicos: proporcionan una salida en base a la fuerza contacto

1.6.12 Linealización de sensores

Se entiende como linealización de sensores, a la autonomía en el procesamiento de la información que se obtienen del medio y la toma decisiones por parte del sistema de control, es así como el sistema es capaz de tomar acciones de forma independiente al evaluar las condiciones del medio y de manera preventiva generar una respuesta inmediata.

Este sistema es muy importante ya que las prótesis al no contar con un sistema sensitivo similar al de la piel no son capaces de medir riesgos como incremento de calor y presión, para lo cual el sistema de manera preventiva tiene la facultad de actuar y generar una respuesta a estos peligros.

La linealización de sensores requiere de un modelado matemático complejo ya que las variables de estudio son altamente modificables a las circunstancias del ambiente, esto le permite generar respuestas y acciones de forma independiente y actuar sobre

aquellas que son consideradas críticas para el desempeño de tareas o establecer reacciones con el objeto de resolver problemas.

En muchos de los casos las respuestas generadas es la reiniciación del sistema al no contar con una respuesta que satisfaga las variables modificadas en el ambiente ya que las mismas no compensan una respuesta satisfactoria, en otros casos le permiten a la prótesis actuar de manera autónoma en condiciones específicas, aplicables al modelo matemático con el cual cuenta.

1.7 MODELOS MATEMÁTICOS APLICABLES A LA DINÁMICA DEL SISTEMA

Los modelos matemáticos son parte de los sistemas de procesamiento de datos y estos permiten generar ecuaciones matemáticas a manera de modelos, como parte de los algoritmos en la toma de decisiones, estos buscan proyectar eventuales circunstancias y sustentar las dimensiones y características geométricas del diseño propuesto (Srikant, V., 2005).

En la mayoría de los casos el modelado matemático de un sistema dinámico utiliza las ecuaciones planteadas por Lagrangian o aquellas planteadas por Appel para sistemas no-holónomos cuando las fórmulas de Lagrangian no son aplicables a las variables y grados de libertad al momento de plantear las ecuaciones diferenciales (Freire F., 2012).

El modelado matemático de una prótesis contempla el análisis de muchas variables entre ellas la velocidad lineal y angular, posición relativa, fuerza, torque... etc. Las ecuaciones de Lagrangian permiten considerar sistemas de ecuaciones diferenciales no lineales de la siguiente manera en la ecuación:

$$\dot{x} = V \cos \Psi$$

$$\dot{y} = V \sin \Psi$$

$$\dot{\Psi} = \Omega$$

$$\dot{\varphi}_3 = \frac{V_{03}}{R_3}$$

$$\dot{\beta} = -\Omega + \frac{V}{d} \sin \beta - \frac{\Omega b}{d} \cos \beta$$

$$\dot{V} = -\frac{2C_2 n^2}{mr^2} V + a\Omega^2 + \frac{c_1 n}{dmr} (U_1 + Ur)$$

$$\dot{\Omega} = -\frac{2C_2 l^2 n^2}{Iar^2} \Omega - \frac{ma}{Ia} V\Omega + \frac{C_1 l n}{Iar} (Ur + Ul)$$

La generación de un modelo matemático se encuentra en función de diferentes variables, habitualmente basadas en los datos y en su cantidad, variabilidad, exactitud y la capacidad que estos tienen a ser sujeto de análisis y verificación, para este efecto se clasifican de acuerdo al siguiente esquema en la figura 1.26:



Figura 1.26 Modelos matemáticos

Fuente: Miranda M., 2001

Para determinadas variables y grados de libertad, son necesarios establecer las ecuaciones diferenciales o lineales que definan la dinámica del sistema, estas responderán a las siguientes características:

- Variables físicas y estructurales
- Variables dinámicas y de movimiento
- Condiciones del ambiente
- Características de los mecanismos electrónicos y mecánicos
- Y demás sujetas a modificación.

1.8 FUNCIONES DE TRANSFERENCIA

Este es un método matemático que permite establecer la relación en un sistema entre la entrada y su respuesta o salida. En general este proceso recibe una entrada $u(t)$ y genera una salida $y(t)$ y al aplicar el dominio de Laplace se obtiene una $U(s)$ que genera una salida $Y(s)$, y $G(s)$ representa el sistema, lo descrito anteriormente se representa en la figura 1.27 (Benítez A., 2015):

$$Y(s) = g(s) \times U(s)$$

Ec. 5 Función de transferencia general

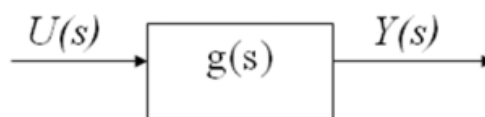


Figura 1.27 Diagrama de bloques de función de Transferencia general

Fuente: Benítez A., 2015

En general este método permite el modelado matemático del sistema en función de las variables y las ecuaciones diferenciales que lo describen, estos se clasifican de acuerdo a su complejidad de la siguiente forma:

- Sistemas de primer orden

- Sistemas de segundo orden

a) Sistemas de primer orden

En general se denomina un sistema de primer orden a aquellos que contienen ecuaciones diferenciales del mismo orden, en las cuales su parte derivada se encuentra en un solo de sus lados o polos. Este tipo de sistemas son los más simples, donde la función de transferencia actúa en función de la siguiente fórmula (Cárdenas R., 2002):

$$G(s) = \frac{N(s)}{(s + a)}$$

Ec. 6 Función de transferencia de primer orden

Para la resolución de este tipo de sistemas se requiere conocer el tipo de variables de entrada en el sistema así como el dominio temporal de las mismas, para lo cual se las normara en tres tipos: escalón, rampa e impulso. Por ejemplo, si excitamos un sistema con una entrada de paso o escalón se observa cómo evoluciona en el tiempo, esta respuesta brinda información que describe el comportamiento matemático del sistema, una ganancia k que es aplicable a una constante de tiempo T , como se describe en la ecuación Ec.18:

$$Y(s) = \frac{1}{s} * \frac{k}{1 + sT} = k \left(\frac{1}{s} * \frac{1}{1 + sT} \right) = \frac{k1}{s} + \frac{k2}{s + \frac{1}{T}}$$

Ec. 7: Función de transferencia del sistema después de excitación una señal escalón

b) Sistemas de segundo orden

Los sistemas de segundo orden son muy importantes comprenderlos, porque la mayoría de sistemas se aproxima a uno de segundo orden, se caracterizan por tener su parte derivada en ambos polos, la función de transferencia de este tipo de sistema se expresa de la siguiente ecuación (Cárdenas R., 2002):

$$\frac{y(s)}{r(s)} = \frac{\omega n^2}{s^2 + 2\zeta\omega n s + \omega n^2}$$

Ec. 8: Función de transferencia de segundo orden

Las ecuaciones diferenciales son de gran complejidad, en ellas las variables de entrada y salida se modela matemáticamente por medio de funciones que responden a parámetros dinámicos, las cuales se describen de la siguiente ecuación:

$$\tau^2 \frac{d^2 y(t)}{dt^2} + 2\zeta\tau \frac{dy(t)}{dt} y(t) = Kx(t)$$

Ec. 9 Ecuación diferencial de segundo orden

Este tipo de sistemas permite trabajar con un mayor número de variables aplicativas a sistemas mecánicos dinámicos, en la mayoría de casos, estas ecuaciones requieren de procesos de linealización y de transferencia con el objeto de determinar ecuaciones aplicativas al sistema.

1.9 APLICACIONES DE LOS MODELOS MATEMÁTICOS A PROTOTIPOS DE MANOS

Estos dependen en primera instancia de las características fundamentales del diseño, así como los criterios de ingeniería utilizados. Para tal efecto permiten relacionar las medidas geométricas con las antropomórficas y establecer un modelo físico-matemático que explique el comportamiento, funcionamiento y control de sus partes (Jair L. y Nelson A., 2011).

Los parámetros a utilizarse en el modelado matemático según Becker, JC y Nitish, VT, (1998), son: “los centros volumétricos de las piezas óseas, los puntos de inserción de tendones y ligamentos, y los desplazamientos de estos dos”, o en las medidas antropométricas es posible generar un modelado matemático que se ajuste a los parámetros preestablecidos como parte del diseño.

Los datos que contienen la Norma DIN 33 402 2^{da} parte, pueden ser tomados como referenciales y empleados en la elaboración de modelos biomecánicos y cinemáticos de la mano, a continuación una representación de lo expuesto en la figura 1.28.

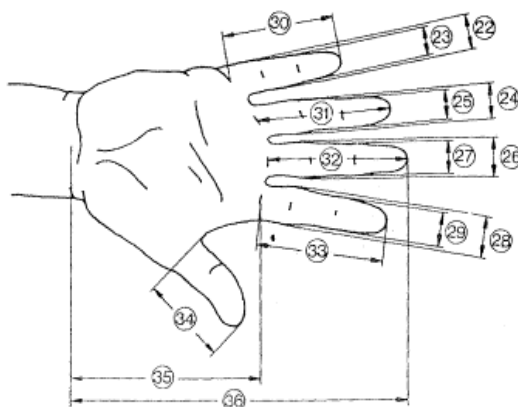


Figura 1.28 Medidas antropomórficas de la mano
Fuente: Melo L., 2010. Según Norma DIN 33 402. 2° parte

La norma mencionada en el párrafo anterior, estableció los valores promedio aplicables tanto a hombres y mujeres de las partes antropomórficas de la mano, obteniendo los siguientes valores en la tabla 1.3:

Tabla 1.3 Medidas respectivamente en la articulación

Dimensión en cm		Percentil					
		Hombres			Mujeres		
		5%	50%	95%	5%	50%	95%
22	Ancho del meñique	1,8	1,7	1,8	1,2	1,5	1,7
23	Ancho del meñique próximo de la yema	1,4	1,5	1,7	1,1	1,3	1,5
24	Ancho del dedo anular en la palma de la mano	1,8	2,0	2,1	1,5	1,6	1,8
25	Ancho del dedo anular próxima a la yema	1,5	1,7	1,9	1,3	1,4	1,6
26	Ancho del dedo mayor en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
27	Ancho del dedo mayor próximo a la yema	1,7	1,8	2,0	1,4	1,5	1,7

<i>Dimensión en cm</i>		<i>Percentil</i>					
		<i>Hombres</i>			<i>Mujeres</i>		
		<i>5%</i>	<i>50%</i>	<i>95%</i>	<i>5%</i>	<i>50%</i>	<i>95%</i>
28	<i>Ancho del dedo índice en la palma de la mano</i>	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
29	<i>Ancho del dedo índice próximo a la yema</i>	1,7	1,8	2,0	1,3	1,5	1,7
30	<i>Largo del dedo meñique</i>	5,6	6,2	7,0	5,2	5,8	6,6
31	<i>Largo del dedo anular</i>	7,0	7,7	8,6	6,5	7,3	8,0
32	<i>Largo del dedo mayor</i>	7,5	8,3	9,2	6,9	7,7	8,5
33	<i>Largo del dedo índice</i>	6,8	7,5	8,3	6,2	6,9	7,6
34	<i>Largo del dedo pulgar</i>	6,0	6,7	7,6	5,2	6,0	6,9
35	<i>Largo de la palma de la mano</i>	10,1	10,9	11,7	9,1	10,0	10,8
36	<i>Largo total de la mano</i>	17,0	18,6	20,1	15,9	17,4	19,0

Fuente: Melo L., 2010. Según Norma DIN 33 402. 2º parte

El cálculo matemático constituye una excelente solución aplicable al sistema de control y asegura el acople y linealización de las ecuaciones que son parte del modelo, sin embargo estos requieren del conocimiento de los valores numéricos que describan los parámetros inerciales, geométricos y cinemáticos (JAIR L. y NELSON A., 2011).

1.10 SISTEMAS EMBEBIDOS

Los sistemas embebidos son aquellos que están formados por la combinación entre hardware y software, y que cumplen funciones específicas en tiempo real como controlar mecanismos dinámicos o responder a sistemas de control motor, son de uso común y se encuentran presente en la mayoría de dispositivos mecánicos y electrónicos (Galiana A., 2005).

Estos tipos de sistemas pueden ser remplazados por antiguos circuitos integrados que realice, la misma tarea pero que no poseen la misma flexibilidad que los sistemas embebidos, dado que pueden ser programados y su lenguaje de programación es más simple permitiendo un mejor manejo.

El principal uso que se les da a estos dispositivos es el control y correcto funcionamiento en tiempo real de sistemas vitales, ya que estos pueden realizar operaciones y cálculos en cortos intervalos de tiempo (Galiana A., 2005).

Un ejemplo de este tipo de sistemas es el Arduino el cual cuenta con una plataforma electrónica de código abierto de fácil manipulación. Esta permite realizar proyectos interactivos y sofisticados por medio de sensores que determina las condiciones de su entorno así como motores y otros actuadores como son parte de su funcionamiento (ARDUIDO, 2016).

Adicional a los sistemas Arduino se encuentran los microcontroladores RISC del fabricante estadounidense Atmel, también conocidos como AVR, estos son de diseño simple y al igual que los anteriores de fácil programación, en su mayoría cuenta con 32 registros de 8 bits y con entradas y salidas de memoria unificada, en la figura 1.29 se observa ejemplos de ellos.



*Figura 1.29 Microcontroladores ATmega, ATXmega y ATtiny
Fuente: AVR group, 2008*

1.11 MOTORES

El motor se define como un dispositivo que permite convertir algún tipo de energía a energía mecánica transformando su naturaleza y es capaz de realizar un trabajo. Existen diversos tipos, entre ellos (Villalba H., 2010):

- Motores eléctricos:
 - Motores DC
 - Servomotores
 - Motores sin escobillas

Los motores eléctricos los cuales son un tipo de ellos los motores de corriente continua o motores dc, transforman la energía eléctrica en mecánica a partir de las fuerzas electromotrices y los campos electromagnéticos y a su vez se clasifican según su tipo de conexión entre bobinas inductoras e inducidas en la figura 1.30 se observa su clasificación.

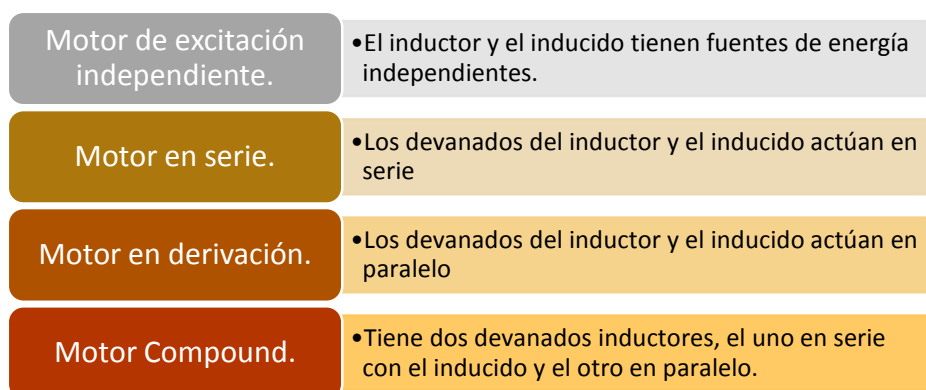


Figura 1.30 Clasificación de los motores eléctricos
Fuente: Villalba H., 2010

Dentro de los motores eléctricos se encuentran los servomotores, estos son dispositivos de un alto nivel de control en lo referente a precisión, velocidad, torque y posición, estos sirven para mejorar el desempeño de la mayoría de sistemas dinámicos, que siendo sensibles o finos en su actuar permiten reducir su tamaño y mejorar su

capacidad. El mayor de sus limitantes es su capacidad de torque lo cual es definida de acuerdo a sus características físicas y es su costo frente a otras alternativas eléctricas. Todo servomotor está compuesto por un sensor de posición, en este caso un encoder y un amplificador que aumenta su ganancia ambos actúan como un circuito que retroalimenta al controlador, como se observa en la figura 1.31.

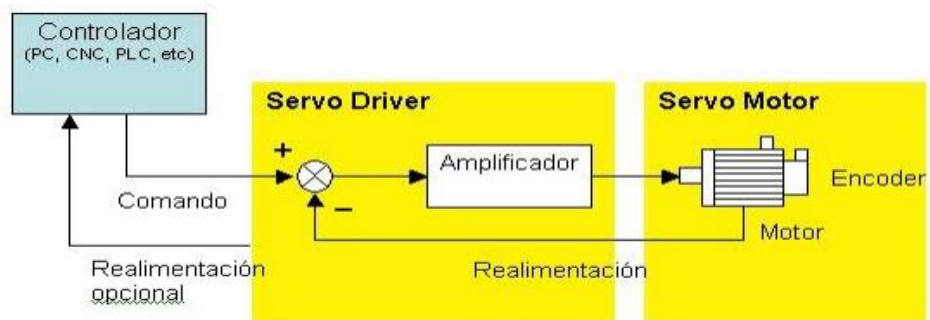


Figura 1.31 Esquema del accionamiento de un motor
Fuente: Cobo R., 2012

CAPÍTULO II

2 METODOLOGÍA

2.1 MODELO CINEMÁTICO Y DINÁMICO DE LA MANO

El objetivo de la cinemática de un manipulador es el estudio analítico de la geometría, la posición y del movimiento de los sólidos que lo conforman, con respecto a un sistema de referencia coordinado, sin considerar las fuerzas y momentos que lo producen, es decir, se interesa por la descripción analítica del movimiento espacial del robot como una función del tiempo, y en particular por las relaciones entre la posición y la orientación del extremo final del robot, con los valores que toman sus coordenadas articulares (Barrientos, Peñin, Balaguer, & Aracil, 2007). El modelo cinemático no ofrece información acerca de las fuerzas y momentos que existe en cada articulación, el que permite es el modelo dinámico éste interpreta o relaciona la fuerza de un cuerpo rígido y el movimiento en el que se origina.

2.2 REPRESENTACIÓN DENAVIT-HARTENBERG DEL DEDO

En 1955 Denavit-Hartenberg plantearon un método matricial que permite construir de manera metódica un sistema de coordenadas de cada eslabón está, que está ligado entre sí, así forman una cadena cinemática y está con respecto a un sistema de referencia fijo, de ésta forma se representa la geometría espacial de un robot, véase en la figura 2.1.

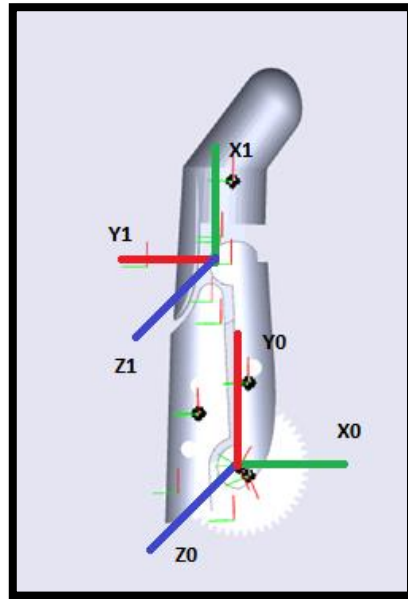


Figura 2.1 Parámetros Denavit Hartenberg
Fuente: Propia

En la tabla 2.1 se observa la representación gráfica de los parámetros D-H del modelo del dedo de 2 GDL (grados de libertad) y en la tabla 2.1 se representan los parámetros de cada eslabón.

Tabla 2.1 Parámetros Denavit Hartenberg

<i>Eslabón</i>	<i>a_i</i>	<i>α_i</i>	<i>d_i</i>	<i>θ_i</i>
<i>1</i>	<i>a₁</i>	<i>0°</i>	<i>0</i>	<i>q¹</i>
<i>2</i>	<i>a₂</i>	<i>0°</i>	<i>0</i>	<i>q²</i>

Fuente: Propia

donde:

a_i= Representa distancia entre los ejes z

d_i = Representa la distancia entre los ejes x

α_i = Representa el ángulo entre los ejes z

θ_i = Representa el ángulo entre los ejes x

2.3 PROBLEMA CINEMÁTICO DIRECTO

Establece la posición y orientación del extremo del robot con relación a un sistema de coordenadas que se usa como referencia, conociendo los valores de las articulaciones y las medidas geométricas del robot.

$$x = l1 * \cos(q1) + l2 * \cos(q1 + q2 + \alpha)$$

Ec. 10 Cinemática directa en la coordenada x

$$y = l1 * \sin(q1) + l2 * \sin(q1 + q2 + \alpha)$$

Ec. 11 Cinemática directa en la coordenada y

2.4 MODELO DINÁMICO

(Barrientos, Peñin, Balaguer, & Aracil, 2007) definen que “La dinámica se ocupa de la relación entre las fuerzas que actúan sobre un cuerpo y el movimiento que en él se origina”.

Según (Kelly, 2005) “En esta etapa se procede a determinar la regla matemática que vincula las variables de entrada y salida del sistema. Generalmente, dicha caracterización matemática se manifiesta por ecuaciones diferenciales”.

2.4.1 Formulación Euler-Lagrange

Ésta sintetiza la dinámica del sistema, y su definición se describe en la Ec. 23 de la formulación Lagrangiana

La formulación Lagrangiana establece que:

$$\mathcal{L} = \text{Energía cinética} - \text{Energía potencial}$$

Ec. 12 Lagrangiana

$$\tau_i = \frac{d}{dt} \left[\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_i} \right] - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q_i}$$

Ec. 13 Ecuación de Euler-Lagrange

donde:

L : Función Lagrangiana

K : Energía Cinética

U : Energía Potencial

q_i : Coordenadas generalizadas (en este caso las articulares)

τ_i : Fuerza o pares aplicados sobre el grado de libertad q_i .

Si se conoce de la función Lagrangiana, esta puede ser sustituida en la ecuación de Euler – Lagrange y así obtener las ecuaciones de movimiento del sistema, como se describe en la ecuación anterior.

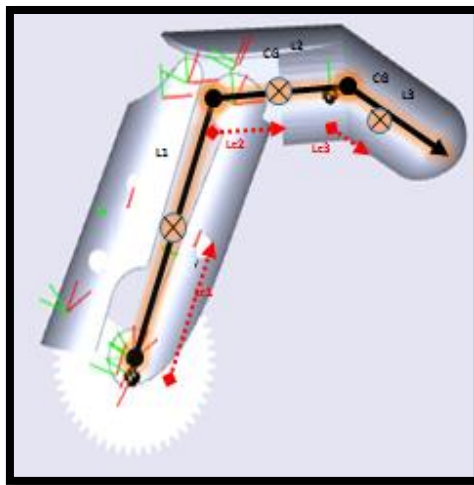


Figura 2.2 Distancias de eslabones
Fuente: Propia

En la figura 2.2 las flechas rojas representan las distancias en de los centros de masa, las líneas negras representas las distancias de los eslabones y los círculos representan la ubicación de los centros de masa.

a) Cálculo de las posiciones

Para el cálculo de posición del eslabón 1 se usa la distancia del centro de masa como se muestra en la figura 2.2, las coordenadas se definen como:

$$x_1 = lc_1 * \cos(q_1)$$

Ec. 14 Cálculo de la posición en la coorednada x del eslabón 1

$$y_1 = lc_1 * \sin(q_1)$$

Ec. 15 Cálculo de la posición en la coorednada y del eslabón 1

Para el cálculo del eslabón 2 se realiza el mismo proceso que se desarrolló en el eslabón 1, las coordenadas se definen en las siguientes ecuaciones Ec.27 y Ec.28.

$$x_2 = l_1 * \cos(q_1) + l_2 * \cos(q_1 + q_2 + \alpha)$$

Ec. 16 Cálculo de velocidad en la coordenada x del eslabón 2

$$y_2 = l_1 * \sin(q_1) + l_2 * \sin(q_1 + q_2 + \alpha)$$

Ec. 17 Cálculo de velocidad en la coordenada y del eslabón 2

b) Cálculo de las velocidades

Para el cálculo de velocidades se derivan las posiciones de cada eslabón y la velocidad se eleva al cuadrado para reemplazar en la ecuación de la energía cinética

Para el eslabón 1, las velocidades se definen en las Ec.29 y Ec.30.

$$\dot{x}_1 = -l_1 * \sin(q_1) \dot{q}_1$$

Ec. 18 Cálculo de velocidad en la coordenada x

$$\dot{y}_1 = l_1 * \cos(q_1) \dot{q}_1$$

Ec. 19 Cálculo de velocidad en la coordenada y

donde,

$$V_1^2 = \dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2$$

Ec. 20 Velocidad al cuadrado

Se usa la Ec.31

$$V_1^2 = l_1^2 * \dot{q}_1^2$$

Para el eslabón 2, las velocidades se definen como:

$$\dot{x}_2 = -l_1 * \sin(q_1) \dot{q}_1 - l_2 * \sin(q_1 + q_2 + \alpha) * (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)$$

$$\dot{y}_2 = l_1 * \cos(q_1) \dot{q}_1 + l_2 * \cos(q_1 + q_2 + \alpha) * (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)$$

Donde,

$$V^2 = \dot{x}^2 + \dot{y}^2$$

$$V^2 = l_1^2 * \sin^2(q_1) * \dot{q}_1^2 + 2 * (l_1 * \sin(q_1) * \dot{q}_1 * lc_2 * \sin(q_1 + q_2 + \alpha) * (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) + lc_2^2 * \sin^2(q_1 + q_2 + \alpha) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + l_1^2 * \cos^2(q_1) * \dot{q}_1^2 + 2 * (l_1 * \cos(q_1) * \dot{q}_1 * lc_2 * \cos(q_1 + q_2 + \alpha) * (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) + lc_2^2 * \cos^2(q_1 + q_2 + \alpha) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2$$

$$V^2 = l_1^2 * \dot{q}_1^2 + lc_2^2 * (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + 2l_1 * \dot{q}_1 * lc_2 * (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \cos(-q_2 - \alpha)$$

c) Eslabón 1:

Ahora se reemplaza las posiciones y velocidades halladas anteriormente en la ecuación de la energía cinética energía cinética.

$$K_1 = \frac{1}{2} m_1 V^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{q}_1^2$$

Ec. 21 Energía cinética

$$K_1 = \frac{1}{2} m_1 * lc_1^2 * \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} I_1 * \dot{q}_1^2$$

Se formula la ecuación de la energía potencial como:

$$U_1 = m_1 * lc_1 * g * \sin(q_1)$$

Ec. 22 Energía potencial

d) Eslabón 2

El mismo proceso que se utilizó en el eslabón 1 se realiza en el eslabón 2 para la formulación de la energía cinética y energía potencial.

$$K_2 = \frac{1}{2} m_2 V^2 + \frac{1}{2} I_2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2$$

Se formula la ecuación de la energía potencial como:

$$U_2 = m_2 * l_1 * g * \sin(q_1) + m_2 * lc_2 * g * \sin(q_1 + q_2 + \alpha)$$

Ahora se obtiene la función Lagrangiana:

$$\mathcal{L} = K_1 + K_2 - (U_1 + U_2)$$

Ec. 23 Función Lagrangiana

$$\begin{aligned}\mathcal{L} = & \frac{1}{2}m_1 * lc_1^2 * \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2}I_1 * \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2}m_2 * l_1^2 * \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2}m_2 * lc_2^2 * (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 \\ & + m_2 * l_1 * \dot{q}_1 * lc_2 * (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \cos(-q_2 - \alpha) + \frac{1}{2}I_2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 \\ & - m_1 * lc_1 * g * \sin(q_1) - m_2 * l_1 * g * \sin(q_1) + m_2 * lc_2 * g \\ & * \sin(q_1 + q_2 + \alpha)\end{aligned}$$

Finalmente se obtienen los parámetros de la ecuación de Euler- Lagrange de cada eslabón

$$\tau_i = \frac{d}{dt} \left[\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_i} \right] - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q_i}$$

Eslabón 1:

$$\begin{aligned}\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_1} = & (m_1 * lc_1^2 + m_2 * l_1^2 + m_2 * lc_2^2) * \dot{q}_1 + m_2 * lc_2^2 * \dot{q}_2 + 2 m_2 * l_1 * lc_2 \\ & * \cos(-q_2 - \alpha) * \dot{q}_1 + m_2 * l_1 * lc_2 * \cos(-q_2 - \alpha) * \dot{q}_2 + I_1 * \dot{q}_1 \\ & + I_2 * \dot{q}_1 + I_2 * \dot{q}_2\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\frac{d}{dt} \left[\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_1} \right] = & (m_1 * lc_1^2 + m_2 * l_1^2 + m_2 * lc_2^2) * \ddot{q}_1 + m_2 * lc_2^2 \ddot{q}_2 + 2 m_2 * l_1 \\ & * lc_2 * \cos(-q_2 - \alpha) * \dot{q}_1 - 2 m_2 * l_1 * lc_2 * \sin(-q_2 - \alpha) * (-\dot{q}_2) \\ & * \dot{q}_1 + m_2 * l_1 * lc_2 * \cos(-q_2 - \alpha) * \ddot{q}_2 - m_2 * l_1 * lc_2 \\ & * \sin(-q_2 - \alpha) * \dot{q}_2 + I_1 \ddot{q}_1 + I_2 \ddot{q}_1 + I_2 \ddot{q}_2\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q_1} = & -m_1 * lc_1 * g * \cos(q_1) - m_2 * l_1 * g * \cos(q_1) - m_2 * lc_2 * g \\ & * \cos(q_1 + q_2 + \alpha)\end{aligned}$$

Ahora para el eslabón 2:

$$\begin{aligned}\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_2} = & m_2 * lc_2^2 * \dot{q}_1 + m_2 * lc_2^2 * \dot{q}_2 + m_2 * l_1 * lc_2 * \cos(-q_2 - \alpha) * \dot{q}_1 + I_2 \\ & * \dot{q}_1 + I_2 * \dot{q}_2\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\frac{d}{dt} \left[\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{q}_2} \right] = & m_2 * lc_2^2 * \ddot{q}_1 + m_2 * lc_2^2 * \ddot{q}_2 + m_2 * l_1 * lc_2 * \cos(-q_2 - \alpha) * \dot{q}_1 \\ & - m_2 * l_1 * lc_2 * \sin(-q_2 - \alpha) * (-\dot{q}_2) * \dot{q}_1 + I_2 \ddot{q}_1 + I_2 \ddot{q}_2\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial q_2} = & -m_2 * l_1 * \dot{q}_1 * lc_2 * (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) * \sin(-q_2 - \alpha) + m_2 * lc_2 * g \\ & * \sin(q_1 + q_2 + \alpha)\end{aligned}$$

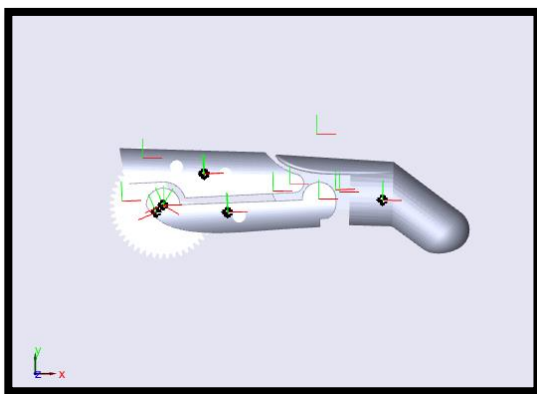
La ecuación de Euler-Lagrange para el eslabón 1 y 2 se describen

$$\begin{aligned} \tau_1 = & (m_1 * lc_1^2 + m_2 * l_1^2 + m_2 * lc_2^2 + 2 m_2 * l_1 * lc_2 * \cos(-q_2 - \alpha) + I_1 \\ & + I_2) * \ddot{q}_1 + (m_2 * lc_2^2 + m_2 * l_1 * lc_2 * \cos(-q_2 - \alpha) + I_2) * \ddot{q}_2 \\ & - 2 m_2 * l_1 * lc_2 * \sin(-q_2 - \alpha) * (-\dot{q}_2) * \dot{q}_1 - m_2 * l_1 * lc_2 \\ & * \sin(-q_2 - \alpha) * \dot{q}_2 + m_1 * lc_1 * g * \cos(q_1) + m_2 * l_1 * g \\ & * \cos(q_1) + m_2 * lc_2 * g * \cos(q_1 + q_2 + \alpha) \end{aligned}$$

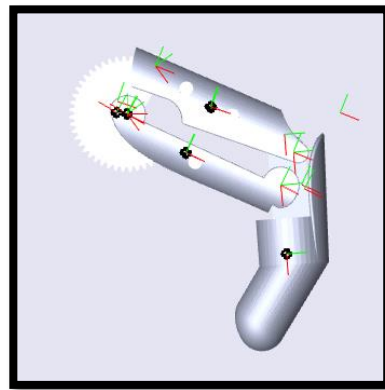
$$\begin{aligned} \tau_2 = & (m_2 * lc_2^2 + m_2 * l_1 * lc_2 * \cos(-q_2 - \alpha) + I_2) * \ddot{q}_1 + (m_2 * lc_2^2 + I_2) * \ddot{q}_2 \\ & - m_2 * l_1 * lc_2 * \sin(-q_2 - \alpha) * (-\dot{q}_2) * \dot{q}_1 + m_2 * l_1 * \dot{q}_1 * lc_2 \\ & * (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) * \sin(-q_2 - \alpha) - m_2 * lc_2 * g * \sin(q_1 + q_2 + \alpha) \end{aligned}$$

2.4.2 Simulación en ambiente virtual del dedo

Para la simulación del modelo propuesto se implementó un modelo virtual en el toolbox virtual reality de Matlab, se seleccionó esta herramienta por la compatibilidad entre Matlab y solidworks, se exporta los archivos que se necesitan para su ejecución y diseño. Se estableció usar un controlador P (proporcional) para su control y observar su comportamiento. La sintonización del controlador se realizó por ensayo y error, se definió la ganancia K igual a 24 y se efectuó las pruebas, en la figura 2.3 y figura 2.4 se observa la posición inicial y final del dedo después de haber sido excitado por una señal.



a) Modelo virtual dedo índice



b) Posición del dedo después de ser excitado

Figura 2.3 Posición inicial y final del dedo ante una entrada de paso

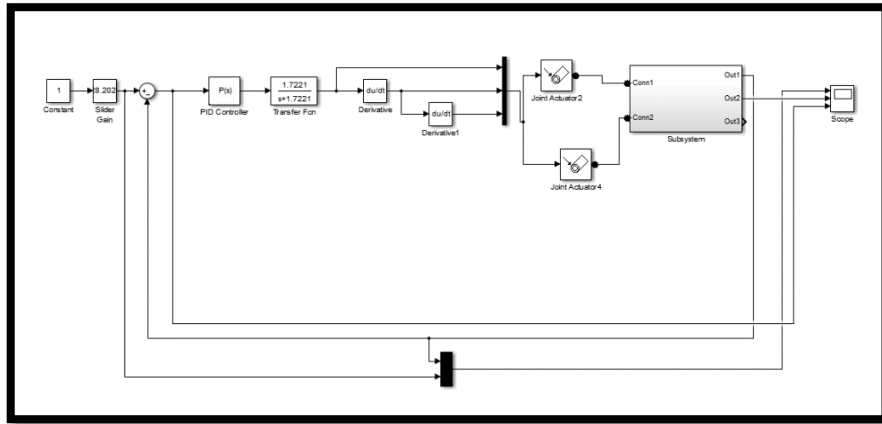


Figura 2.4 Modelo de dedo índice en el software

Se observa en la figura 2.4 la programación de bloques en software se sintoniza el bloque del controlador ingresando los valores de las ganancias, el bloque que contiene la función de transferencia representa al actuador, y el bloque del subsistema representa a la planta.

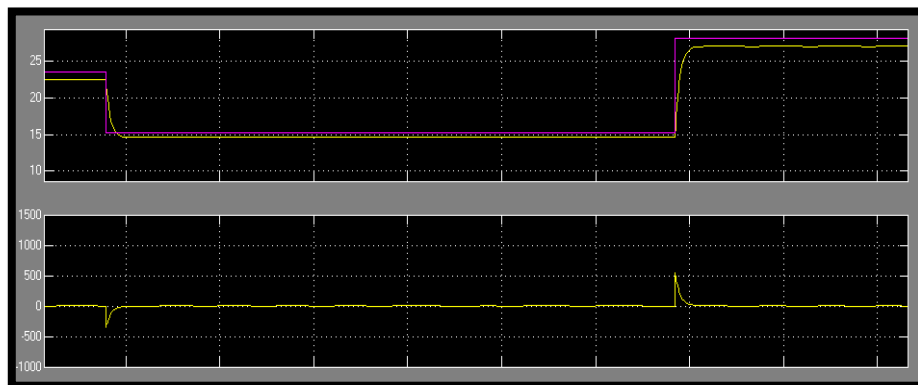


Figura 2.5 Respuesta del sistema de control del dedo índice

En la figura 2.5 se observa la respuesta del sistema de control de posición ante una entrada de paso en grados, el eje y representa los grados y el eje x representa el tiempo en segundos.

2.5 SELECCIÓN DE SENSORES

La selección de los sensores es muy decisiva tanto para el control de la prótesis como para el uso de paciente, debido a que se quiere evitar el deslizamiento de los objetos en el agarre, se ha determinado usar un sensor de fuerza en las yemas de los dedos índice

y meñique. Para registrar la posición de los dedos se decidió usar potenciómetros incorporados al eje del motor.

2.4.3 Caracterización del Sensor de Fuerza

El sensor de fuerza, es un sensor resistivo, su función es variar la resistencia eléctrica de acuerdo a la cantidad de fuerza que se aplique. Tiene un rango de medición de 0 a 111 N o de 0 a 25 lb, y un área de contacto de 9,53 mm, estos datos revisar en la hoja de datos del sensor en la sección de anexos.

Se realizó pruebas de medición sin carga del sensor y se determinó que la resistencia del sensor es superior a los 30MOhms.

Para establecer la fuerza ejercida en el área de contacto se diseñó un circuito electrónico que convierte la resistencia eléctrica en voltaje como señal de salida, el voltaje va a variar en un rango de 0v a 4.5v, dado que el sensor es lineal su fuerza cambia proporcionalmente.

Para analizar el comportamiento del sensor se registran en la tabla 2.2 valores correspondientes a diferentes fuerzas aplicadas en la superficie de contacto, la información que se obtiene se expresa en gramos.

Tabla 2.2 Toma de datos del sensor de fuerza

Voltaje	Gramos	Libras	Valor digital
0,03	50	0,110231	6.138
0,05	100	0,220462	10.23
0,09	200	0,440925	18.414
0,15	300	0,661387	30.69
0,18	400	0,881849	36.828
0,25	500	1,10231	51.15
0,5	1000	2,20462	102.3

Fuente: Propia

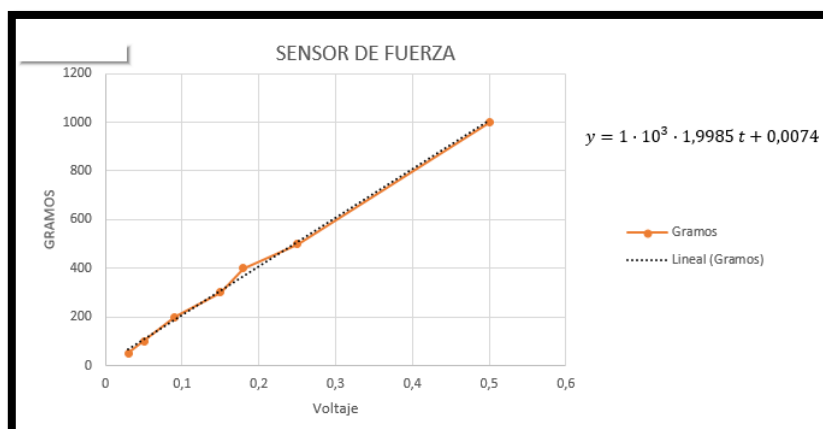


Figura 2.6 Graficación de valores tomados

Fuente: Propia

En la figura 2.6 se observa el comportamiento de señal del sensor de tendencia lineal, como se resultado se obtiene la siguiente ecuación

$$\text{gramos} = 10^3 * 1,9985\text{voltaje} + 0,0074$$

Ec. 24 Linealidad del sensor de fuerza

2.4.4 Circuito de Acondicionamiento para el Sensor de Fuerza

La hoja de datos del sensor sugiere un circuito de acondicionamiento, mediante el uso de potenciómetros se calibra el circuito para conseguir la respuesta deseada, en la figura 2.7 se observa un amplificador en configuración de inversor donde su ganancia es la siguiente:

$$G = -\frac{R_F}{R_S} \qquad G = -\frac{90K\Omega}{1100K\Omega} = 0.08$$

Ec. 25: Cálculo de ganancia del amplificador

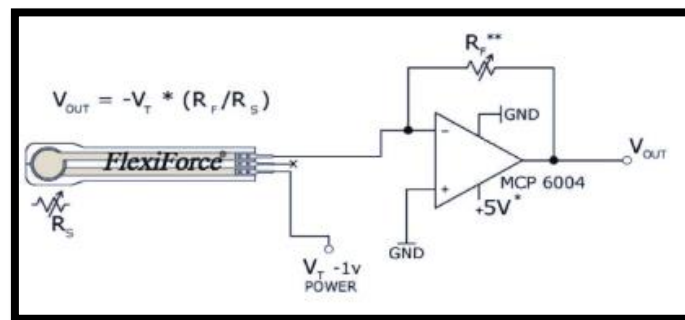


Figura 2.7 Circuito para acondicionar sensor de fuerza

Fuente: Tekscan

El valor del potenciómetro R_{V1} se sintonizó igual a $90K\Omega$ y el voltaje negativo que alimenta el sensor a través del potenciómetro R_{V7} se estableció igual a $-3V$. Estos valores de potenciómetros se toman de la hoja de datos del sensor, donde recomienda que valores configurar los potenciómetros para su funcionamiento, en la figura 2.8 se observa el circuito.

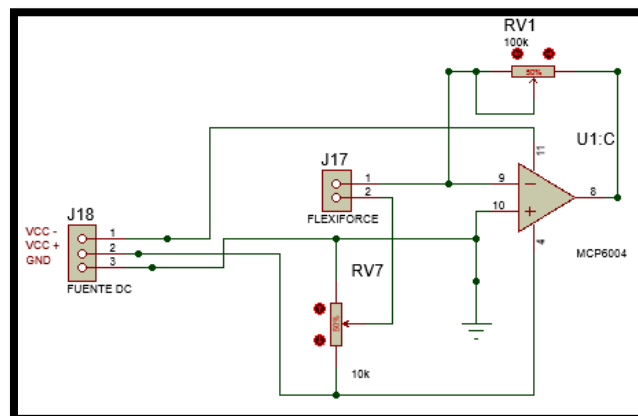


Figura 2.8 Diagrama eléctrico para acondicionar sensor de fuerza

2.4.5 Filtrado Digital del Sensor de Fuerza

Se diseñó un filtro activo para eliminar las perturbaciones o componentes indeseables de frecuencia al momento de adquirir la señal del sensor de fuerza, tales como la estática, el “offset” de la parte analógica del circuito y la red de alimentación. Se implementó un filtro con las siguientes características.

- Tipo de filtro: Pasa bajo
- Frecuencia de corte: 5Hz
- Primer orden

En la figura 2.9 se observa el circuito de del filtro pasa-bajo.

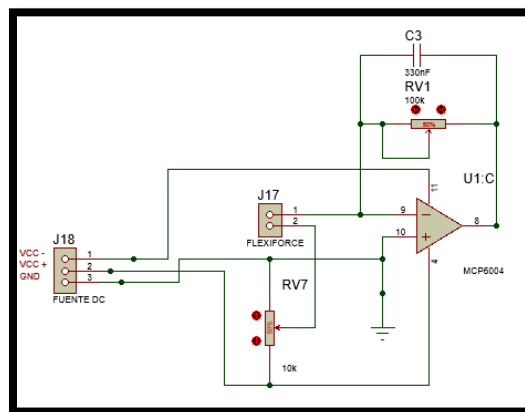


Figura 2.9 Circuito para acondicionar sensor de fuerza con filtro

Calculo de la frecuencia de corte:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Ec. 26 Cálculo de la frecuencia corte

Después de haber calibrado el sensor y proponer la frecuencia de corte se determinó:

$$R_f = 90k\Omega$$

$$f_c = 5 \text{ Hz}$$

Al reemplazar y despejar la ecuación con los valores constantes se encuentra el valor del capacitor.

$$C = \frac{1}{2\pi(90 * 10^3) * 5}$$

$$C = 353.67 \text{ nF}$$

Debido, que en el mercado no se encuentra ese valor de capacitor usó uno de valor comercial más cercano de 330 nF , con este valor de capacitor se obtiene una $F_c = 5.35 \text{ Hz}$.

2.4.6 Caracterización del sensor de posición

Al momento que la prótesis cierra la mano actúa el control de fuerza para tomar el objeto, cuando la mano suelta el objeto debe regresar a su posición de inicio o pasiva. Por esa razón se necesita controlar la posición de los dedos. El potenciómetro es un sensor resistivo que cambia el valor de su resistencia de acuerdo al ángulo del eje, en otras palabras es una resistencia variable y al ser alimentado con una fuente de alimentación, el voltaje de la salida irá cambiando proporcionalmente de acuerdo al ángulo del eje y en función a la cantidad de voltaje que suministre la fuente.

El potenciómetro que se usa tiene un rango de trabajo de 0 a 270 grados, de características lineal y su valor de resistencia final es de $5 \text{ K}\Omega$.

2.4.7 Circuito para el sensor de posición

Para alimentar el sensor de posición se usó el voltaje que proporciona la placa Arduino que es igual a 5V el diagrama eléctrico se observa en la figura 2.10.

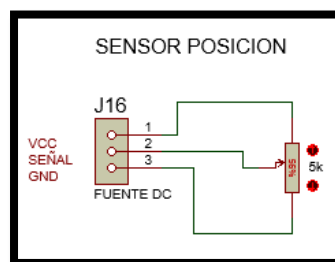


Figura 2.10 Circuito para acondicionar sensor de posición

2.6 DISEÑO ELECTRÓNICO DE LOS CIRCUITOS DE ACCIONAMIENTO Y ACONDICIONAMIENTO

2.4.8 Circuito para accionar los servomotores

El circuito de potencia de los servomotores que controla el dedo pulgar y los tres últimos dedos, se ha diseñado un circuito separado por opto acopladores, que aísla la etapa de control con la de potencia protegiendo el circuito de control y así evitar el ruido que los servos inducen en el sistema, el diagrama electrónico se observa en la figura 2.11

$$RD = \frac{5v}{50mA} = 100\Omega$$

$$I = \frac{5v}{220k\Omega} = 0.022mA$$

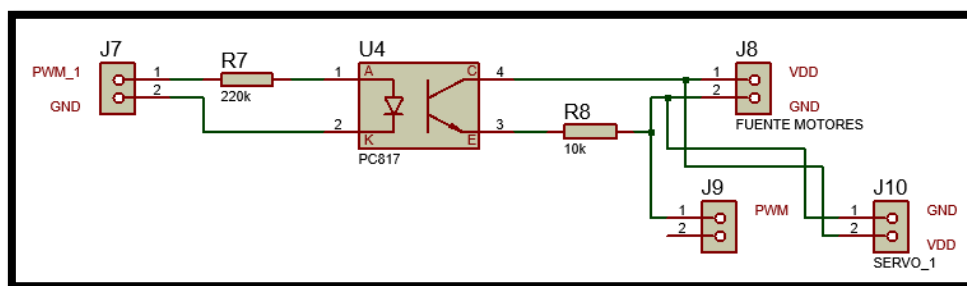


Figura 2.11 Circuito para acondicionar servomotor
Fuente: Propia

2.4.9 Circuito para acondicionar el motor DC

Para acondicionar el motor DC se seleccionó el driver TB6612FNG, porque este cumple con las exigencias de entrega de corriente que necesita el motor, como se detalla en la tabla 2.3 y en la figura 2.12 se observa el driver de la empresa “Pololu”, en el anexo A3 se encuentra su hoja de datos y tiene las siguientes características:

- Es un controlador de puente H dual, permite el control de dos motores DC o un motor de paso a paso.
- Tiene la capacidad de alimentar hasta una corriente máxima de salida de 2 A por canal.

- Trabaja a una frecuencia máxima de 100 kHz, para una señal PWM.

Tabla 2.3 Especificaciones Motor DC

Relación de transmisión	297.92:1
Velocidad de funcionamiento libre a 6V	100rpm
Corriente de funcionamiento libre a 6V	120mA
Corriente a 6V	1600mA
Par de bloqueo	70 oz* in
Eje extendido del motor	norte
Tipo de motor	1.6ª parada a 6V

Fuente: Pololu

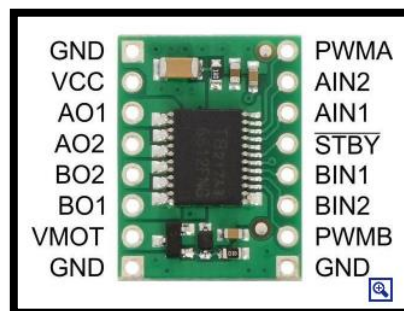


Figura 2.12 Driver para motor DC

Fuente: Pololu

En la figura 2.13 se observa el diagrama eléctrico del motor DC con el driver

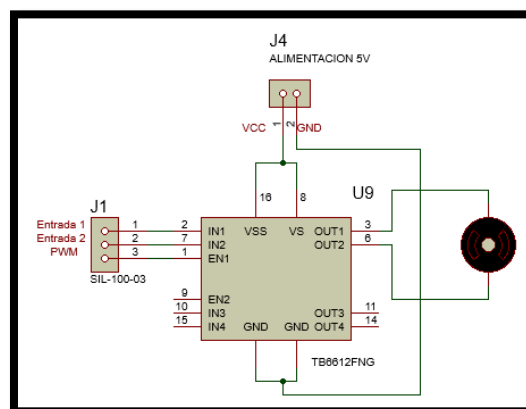


Figura 2.13 Conexión de driver con motor

2.4.10 Consumo de corriente

El consumo de corriente es igual a la suma de todos los consumos de componentes que están conectados.

a) Cálculo del consumo de corriente de los pulsadores

$$I = \frac{v}{R} \quad I = \frac{5v}{330\Omega} = 15mA$$

Ec. 27 Ley de Ohm

Dado que son dos pulsadores el consumo es igual a 30mA.

b) Consumo de corriente del Driver de motor DC

En la hoja de datos que se encuentra en la sección de anexos 3 menciona que el consumo del integrado del driver es igual a 1.5mA.

c) Consumo de corriente del circuito Optoacoplado

Se aplica la ecuación Ec.63

$$I = \frac{5v}{220K\Omega} = 0.02mA$$

Dado que son dos señales para dos servomotores el consumo es 0.04mA

d) Consumo de corriente del Potenciómetro

Se aplica la ecuación Ec.63

$$I = \frac{5v}{5K\Omega} = 1mA$$

e) Entrega de corriente del driver al motor DC

El driver proporciona 2 A de corriente máxima para un solo canal, en el anexo 3 se detalla lo descrito.

f) Consumo de corriente de los Sensores de Fuerza

El amplificador MCP6004 consume 4 mA esto se detalla en su hoja de datos en el anexo 1.

g) Consumo de corriente de los Servomotores

A prueba y error se midió 1800 mA de consumo de corriente entre los dos servomotores, dado que en su hoja de datos no proporciona información de su corriente de consumo.

h) Cálculo de corriente

$$I_{\text{arduino}} = I_{\text{pulsadores}} + I_{\text{drive dc}} + I_{\text{circuit. optoacoplado}} + I_{\text{potenciómetro}}$$

Ec. 28 Cálculo de consumo de corriente del arduino

$$I_{\text{arduino}} = 30\text{mA} + 1.5\text{mA} + 0.02\text{mA} + 1\text{mA}$$

$$I_{\text{total}} = I_{\text{arduino}} + I_{\text{sensores de fuerza}} + I_{\text{motor dc}} + I_{\text{servomotores}}$$

Ec. 29 Cálculo de consumo de corriente de todo el sistema

$$I_{\text{total}} = 32.52\text{mA} + 2000\text{mA} + 4\text{mA} + 1800\text{mA} = 3836.52\text{mA} = 3.84\text{A}$$

2.7 DISEÑO DEL SISTEMA DE CONTROL

El diseño se realizó, planificando que el control de fuerza y de posición serán los gestores de habilitar los motores, posicionar y controlar la fuerza de agarre del prototipo. La primera de mantener la fuerza al momento de realizar el agarre del objeto y la segunda encargada de posicionar los dedos de la prótesis.

2.5.1 Sistema de control de posición

El sistema de control funciona para la apertura y posicionamiento de los dedos de la prótesis a su estado pasivo, su valor de referencia no cambia y está ya predeterminado, éste se activa cuando recibe una señal externa que indica la apertura de la mano, de esta forma incrementa o decrementa la señal de ancho de pulso PWM hasta alcanzar la posición inicial. El control de posición está separado en dos partes. El primero, dado que el servomotor ya incluye un control de posición, el control es en lazo abierto. En la figura 2.14 se representa en diagramas de bloques lo mencionado anteriormente.

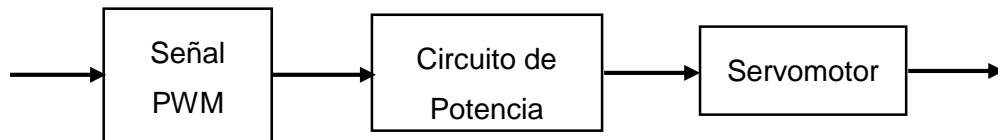


Figura 2.14 Diagrama de posición en lazo abierto

La segunda parte corresponde al control de posición del dedo índice, de esta forma se manipula la posición del mismo en la figura 2.15 se observa el diagrama de bloques del control en lazo cerrado. Donde las partes del control en lazo cerrado son las siguientes: la variable controlada es la posición, la variable manipulada es el ancho de pulso de la señal PWM, el actuador es el motor y el sensor es el potenciómetro.

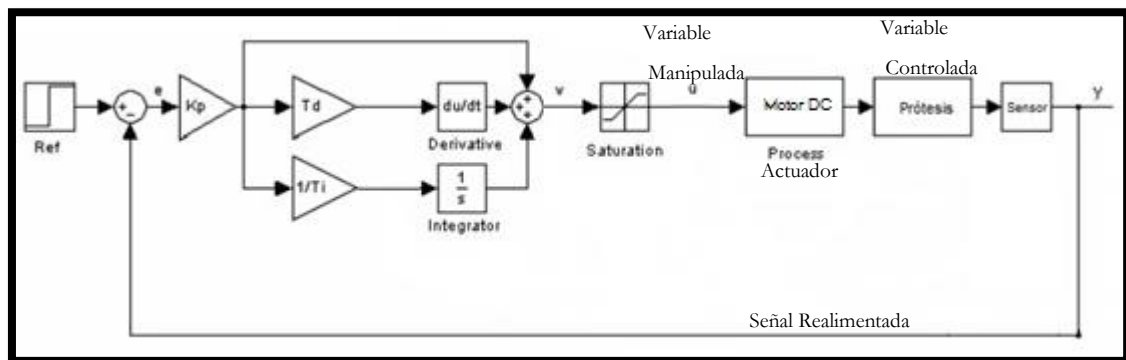


Figura 2.15 Diagrama de bloques de control de posición

Fuente: Propio

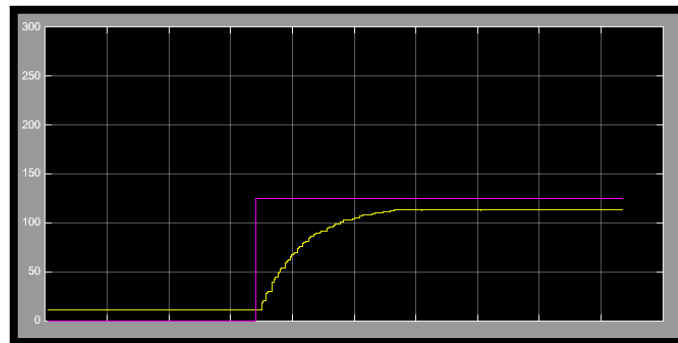
2.5.1.1 Sintonización del Sistema de Control de Posición del Dedo Índice

Para sintonizar el controlador se usa el segundo método de Ziegler Nichols que comprende a la sintonización experimental. El conjunto total de la señal suministrada por los instrumentos o componentes que forman parte del proceso es demasiado alta, el sistema comienza a oscilar. La oscilación es indeseable casi siempre en sistemas de control, esta será de gran ayuda para sintonizar el controlador, se experimenta con el sistema se efectúan pruebas con un controlador puramente proporcional, sin acciones integrales y derivativas, esta proveerá información para diseñar un controlador PID.

Para ejecutar el procedimiento de sintonización en lazo cerrado involucra deshabilitar cualquier señal integral y derivativa; y así ir aumentando la acción proporcional hasta obtener oscilaciones con amplitud constante en la señal de salida o la variable que se está controlando. A esta cantidad de ganancia se la conoce como ganancia crítica (K_{cr}) o última ganancia (S_u) y el tiempo medido entre cada oscilación se llama periodo crítico (P_{cr}) último periodo (P_u).

Siempre se debe tomar en cuenta que los picos de la oscilación no deben sobrepasar los límites del elemento final y de los elementos de medida. Eso quiere decir que las oscilaciones deben ser limitadas de forma natural y no artificial para que desvele con exactitud el valor de su ganancia crítica.

A continuación para sintonizar nuestro proceso se determinó cómo evoluciona la variable del sistema en el tiempo sin la intervención de alguna acción de control.



*Figura 2.16 Respuesta de control de posición sin acción de controlador
Fuente: Propio*

Como se observa en la figura 2.16 el sistema mantiene estabilidad pero con un tiempo de estabilización y un margen de error alto, el eje x representa el tiempo y el eje y representa el valor de referencia, en este caso se varía de 0 a 255 en el valor digital.

Se incrementa la acción proporcional de tal forma hasta que la variable del proceso o salida comience a oscilar.

En la figura 2.17 el eje x representa el tiempo y el eje y representa los grados en valor digital de la referencia que varía de 0 a 255. La línea amarilla es la oscilación de la respuesta y la línea azul representa el valor de referencia, la medida se toma de donde inicia hasta donde termina la onda de esta forma el software calcula la frecuencia.

Se consiguió que la señal oscile constantemente, y de esa forma se obtuvo la ganancia crítica, con esa información se calcula los datos de la tabla 2.4.

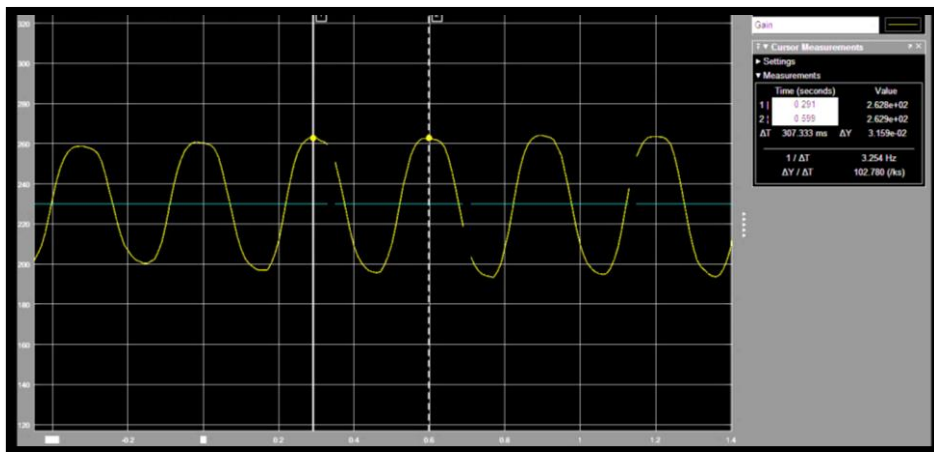


Figura 2.17 Herramienta de Matlab para medir la frecuencia de la señal

Tabla 2.4 Valores experimentales de posición

Valores medidos experimentalmente	
Kcr =	6.78
Fcr =	3.254 Hz
Pcr =	0.307314 segundos

Fuente: Propio

Se aplica el segundo método de Ziegler-Nichols para determinar el valor de las ganancias como se aprecia en la tabla 2.5.

Tabla 2.5 Cálculo de ganancias para controlador de posición

Tipo de controlador	Kc	Ti	Td
P	3.39	inf	0
PI	3.051	0.256095	0
PID	4.068	0.153657	0.03841

Fuente: Propio

Los valores calculados de los distintos controladores son una aproximación o una guía para encontrar los más apropiados del sistema, que a prueba y error se halla ya sea incrementando o disminuyendo los mismos.

Se inició con el control proporcional, habitualmente la mitad de la ganancia crítica determinada experimentalmente produce una moderada respuesta ante cambios del valor de referencia y de carga, las oscilaciones que se presentan y que son atenuadas con cada pico y son representadas por la línea azul y la línea representa roja su valor de referencia, el eje x simboliza los grados y el eje y caracteriza al tiempo en segundos, lo mencionado se observa en la figura 2.18.

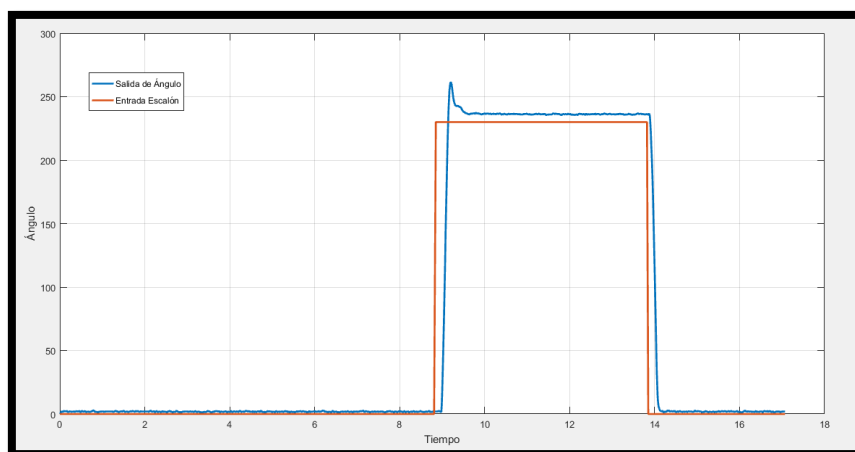


Figura 2.18 Respuesta de control de posición con acción de control proporcional

Fuente: Propio

Después se experimentó con un controlador de acción proporcional e integral, la acción integral ayuda a reducir el porcentaje de error como se observa en la figura 2.19,

de igual forma la línea azul representa la respuesta del sistema y la roja su entrada de una señal de paso, el ángulo es medido en grados y el tiempo en segundos.

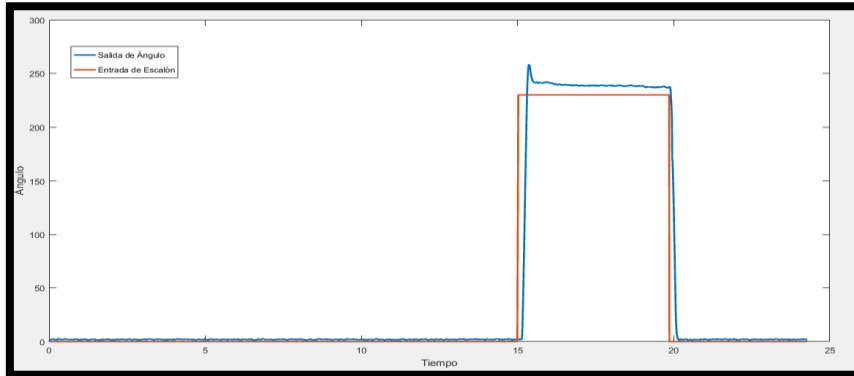


Figura 2.19 Respuesta de control de posición con acción de control proporcional e integral

Por último se experimentó con la acción proporcional, integral y derivativo, la acción derivativa ayuda a reducir su tiempo de respuesta como se observa en la figura 2.20. El tiempo está medido en segundos y el ángulo en grados.

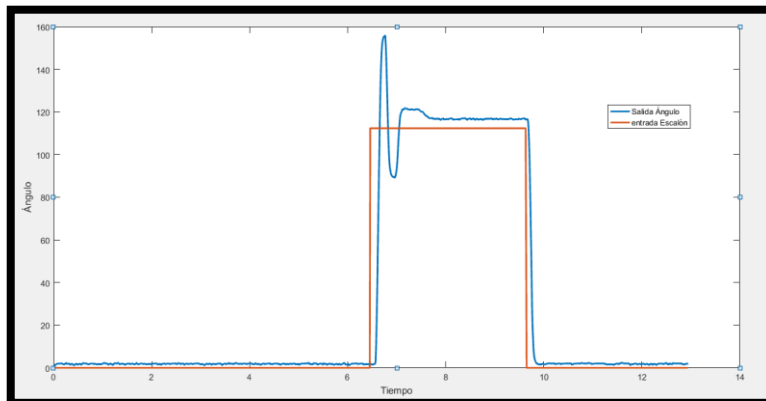


Figura 2.20 Respuesta de control de posición con acción de control proporcional, integral y derivativo

Finalmente se seleccionó un control P (proporcional), y se sintoniza para tener una mejor respuesta con una ganancia $k_c=2$, el prototipo no necesita alta precisión de tal forma se procedió a implementar el controlador, su respuesta es rápida y un bajo porcentaje de error, en la figura 2.2 se observa su comportamiento, el tiempo se mide en segundos y el ángulo en grados, en el capítulo siguiente se detalla el análisis del controlador.

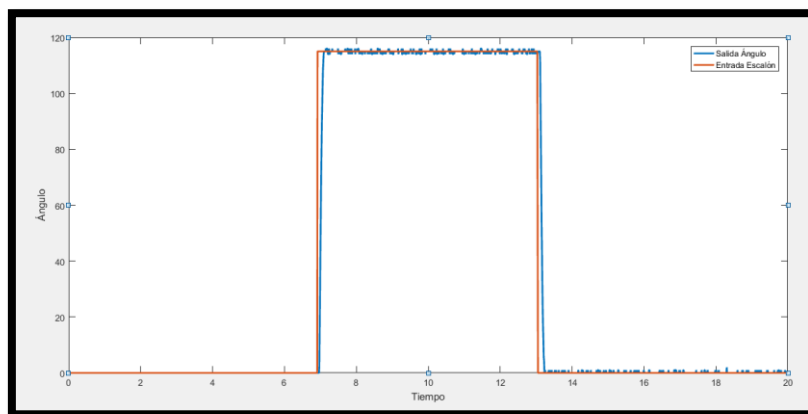


Figura 2.21 Respuesta de control de posición con acción de control proporcional sintonizado

2.5.2 Diseño del Sistema de Control de Fuerza

El sistema de control de fuerza funciona cuando recibe una señal externa, su valor de referencia cambia de acuerdo al tipo de agarre que va a realizar, incrementa o decrementa la señal de ancho de pulso PWM de esta forma la prótesis cierra hasta que el control de fuerza detecte un cambio de la señal y llegue a ser igual que su valor de consigna y se detiene.

Se diseñó un sistema de control en cascada, el lazo de control de posición está dentro del lazo de control de fuerza, dado que el actuador es un servomotor, el sistema de control de posición ya está diseñado por el fabricante del servo, de esta forma solo se diseña el lazo externo de fuerza, la misma estructura se aplica para el control de fuerza del dedo índice a diferencia de que este usa un motor DC, en la figura 2.25 se muestra el diagrama de bloques del sistema de control de fuerza y el control en lazo cerrado tiene las siguientes partes:

La variable controlada es la fuerza que ejercen los dedos, la variable manipulada es el ancho de pulso de la señal PWM, el actuador es el motor dc y el sensor es el sensor resistivo de fuerza.

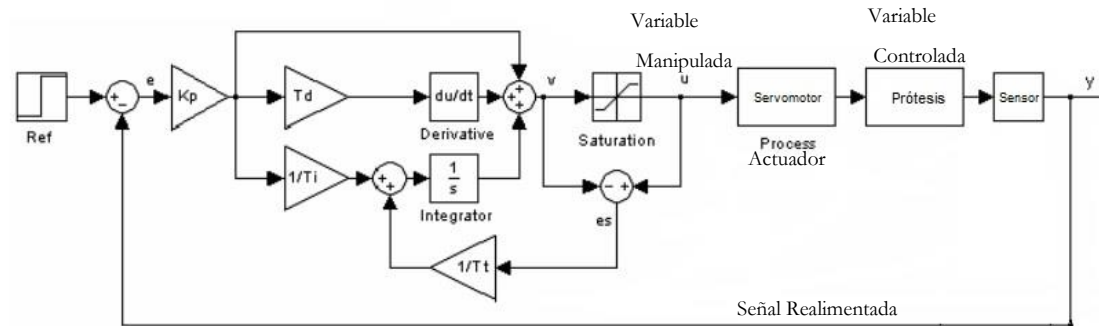


Figura 2.22 Diagrama de bloques de Sistema de Control de Fuerza

El controlador tiene un rango amplio de trabajo que provoca una saturación en el actuador, esto causa no linealidades en el sistema y un funcionamiento no adecuado, este fenómeno es originado por la acción integral a esto se le conoce como “windup”. Una solución a este inconveniente fue usar una técnica de anti windup denominada “Back calculation”.

Se limita el rango de salida del actuador y se recalcula el valor integral de acuerdo al límite y a una constante de tiempo T_t .

Para el cálculo de esta constante se ha usado una regla empírica donde,

$$T_t = \sqrt{T_i \cdot T_d}$$

Ec. 30 Cálculo de constante en el tiempo para técnica anti-windup

T_i y T_d son constantes de tiempo del controlador PID (Åström and Hagglund 1995). En la figura 2.24 anterior mencionada se observa el diagrama de bloques del controlador de fuerza con la técnica anti windup.

2.5.2.1 Sintonización del Sistema de Control de Fuerza del Dedo Índice

Para sintonizar el control de fuerza se sigue el mismo proceso anterior descrito, se usa el método experimental de Ziegler Nichols. Primero se inyecta al sistema una acción puramente proporcional, posteriormente se incrementa la ganancia hasta que la respuesta del sistema oscile y para finalizar se encuentra el valor de la frecuencia para calcular los parámetros necesarios de la tabla 2., en la figura 2.23 se observa lo anteriormente

mencionado, la línea amarilla representa la respuesta del sistema medida en gramos y la línea azul representa la entrada de paso.

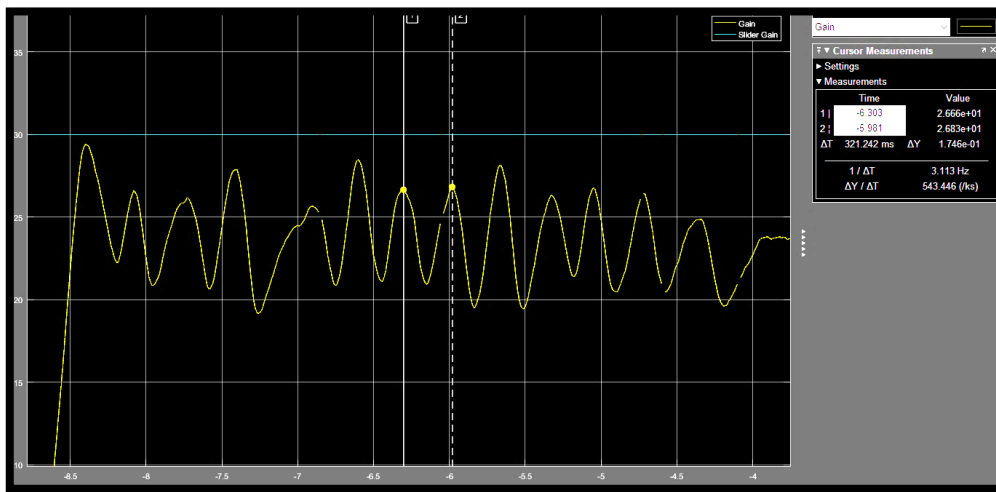


Figura 2.23 Oscilación sistema de fuerza

Tabla 2.6 Valores experimentales para sintonizar controlador de fuerza

Valores medidos experimentalmente	
K_{cr} =	100
F_{cr} =	3.113 Hz
P_{cr} =	0.321234 segundos

A continuación, se calcula las ganancias de los controladores en la tabla 2.7

Tabla 2.7 parámetros de los controladores

Tipo de controlador	K _c	T _i	T _d
P	50	inf	0
PI	45	0.2677	0
PID	60	0.160617	0.040154

Para determinar el controlador más correcto para el sistema se implementa primero un control P y se observa si su resultado es adecuado para la planta. En la figura 2.24 se observa el comportamiento del sistema no es bueno porque este tiene muchas oscilaciones, de esta manera puede causar daños al prototipo o al objeto cuando aplica fuerza, la línea azul representa la respuesta del sistema expresado en grados y la línea roja representa el tiempo en segundos.

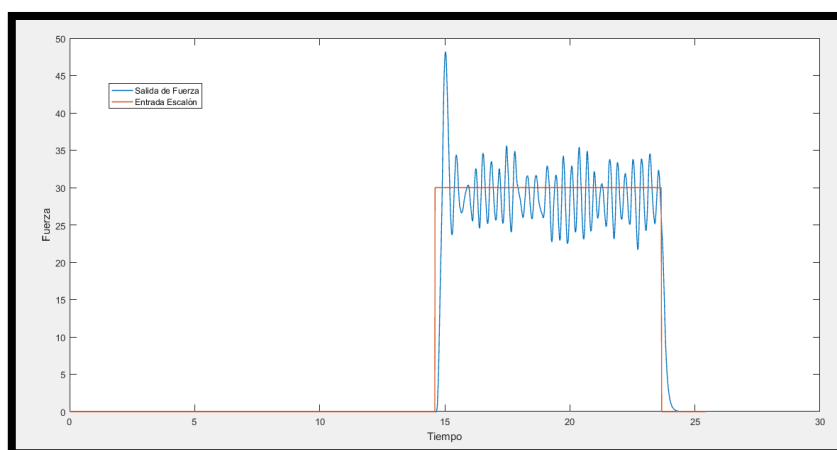


Figura 2.24 Control de fuerza P

El controlador sigue a su valor de referencia pero se mantiene inestable y aumenta la cantidad de error, así que queda descartado para el control de fuerza porque provoca daños internamente al prototipo o al objeto, la línea azul representa la respuesta del sistema medido en grados y la línea roja representa el valor de referencia y tiempo es medido en segundos como se observa en la figura 2.25.

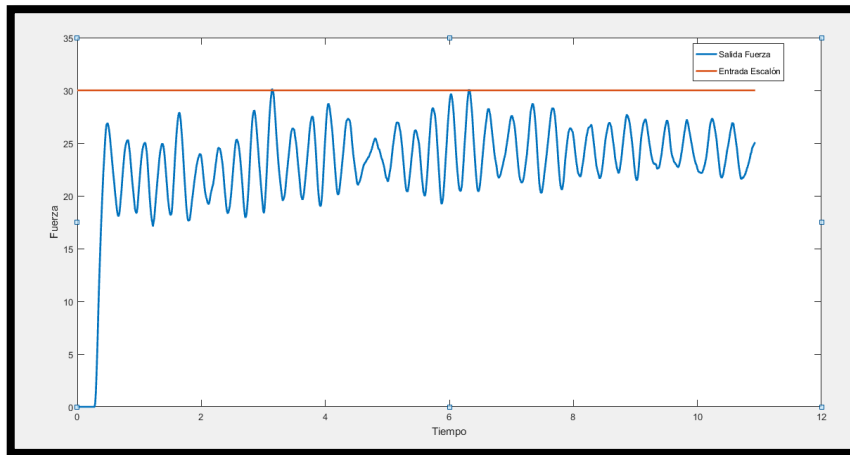


Figura 2.25 Control de fuerza PI

Finalmente implementa un controlador PID como se observa en la figura 2.26. La respuesta es mala al inicio es inestable el sistema y después se estabiliza pero su cantidad de error es demasiada, la línea azul es la respuesta del sistema y la línea roja representa la entrada de la señal de paso.

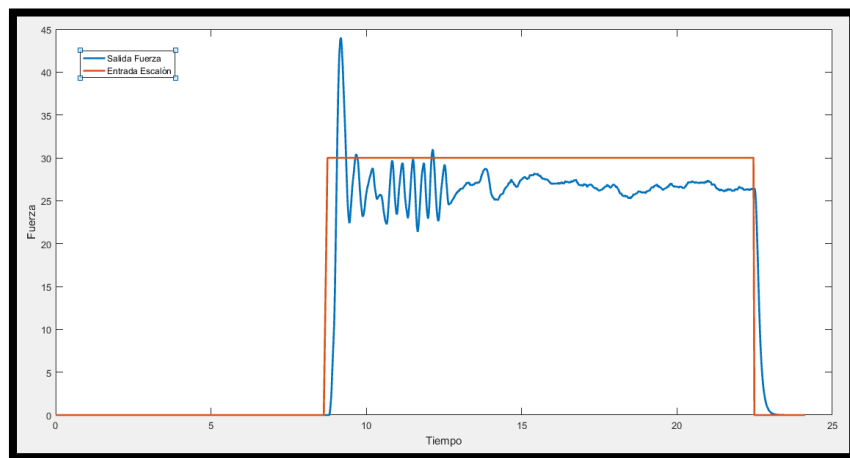


Figura 2.26 Control de fuerza PID

El control PID se estabiliza después de un intervalo de tiempo, se sintoniza por segunda vez el controlador y se obtiene un mejor comportamiento del sistema como se muestra en la figura 2.27. El valor de $k_c=2$ $t_i=0.1$ y $t_d=0.001$. La línea azul representa la respuesta del sistema y la roja representa la entrada de la señal de paso, el tiempo es medido en segundos.

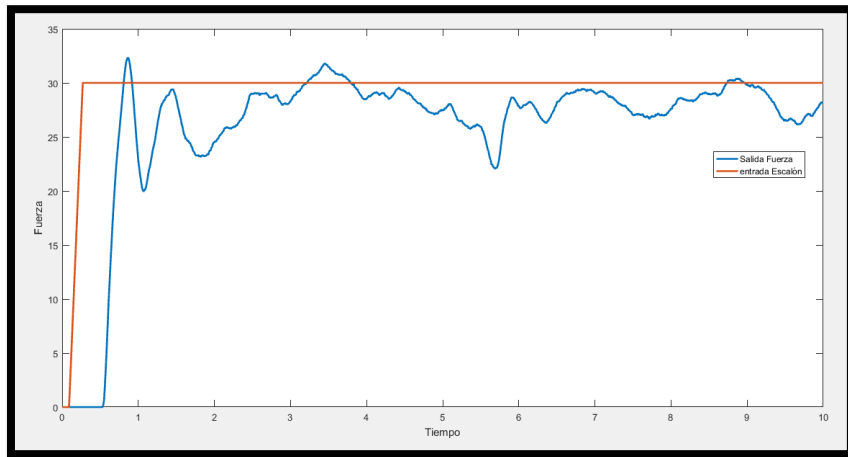


Figura 2.27 Control de fuerza PID

2.5.2.2 Sintonización del Sistema de Control de Fuerza de los Dedos Meñique, Anular y Medio

Se aplica el segundo método de Ziegler Nichols para sintonizar el controlador de fuerza. Se incrementa la acción proporcional hasta que el sistema oscila la señal de salida. En la figura 2.28 se observa la medida de la frecuencia. El eje x representa el tiempo y el eje y representa el valor de la fuerza, la línea amarilla representa la respuesta del sistema y la azul representa la entrada de la señal de paso.

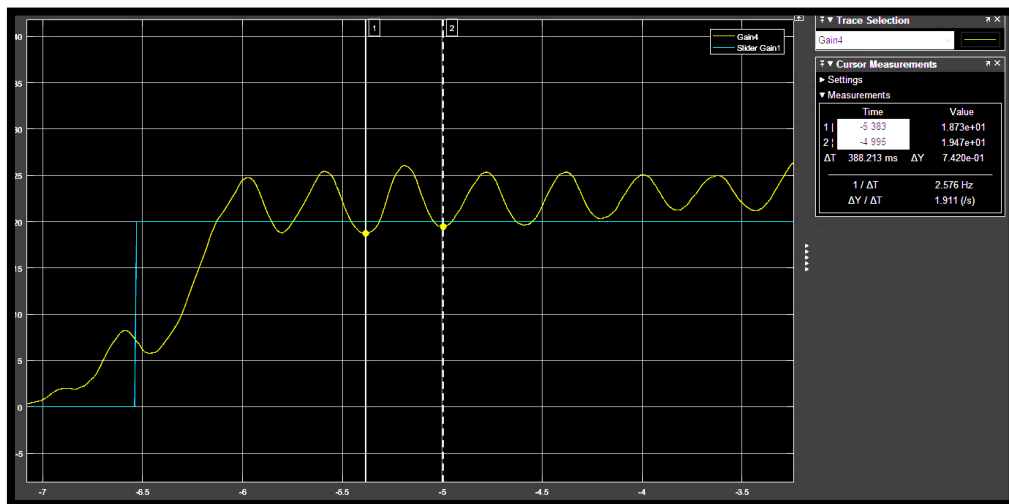


Figura 2.28 Respuesta de control de fuerza con acción de control proporcional alto

El valor de la ganancia crítica fue de $K_{cr} = 9$, a continuación, se describen los siguientes cálculos en la tabla 2.8

Tabla 2.8 valores experimentales de señal de fuerza

Valores medidos experimentalmente	
Kcr =	9
Fcr =	2.576 Hz
Pcr =	0.38819 segundos

Fuente: Propio

Se calcular el valor de las ganancias de los controladores según el método de Ziegler-Nichols, como se muestra en la tabla 2.9.

Tabla 2.9 Cálculo de parámetros del controlador de fuerza

Tipo de controlador	Kc	Ti	Td
P	34	inf	0
PI	30.6	4.166	0
PID	5.4	0.194095	0.04852

Fuente: Propio

Después de haber experimentado los diferentes controladores se obtiene mejor respuesta con un control PID como se muestra en la figura 2.29, El eje x representa el tiempo y el eje y el valor de la referencia éste varía de 0 a 255, el tiempo es medido en segundos , en el capítulo siguiente se analiza los resultados.

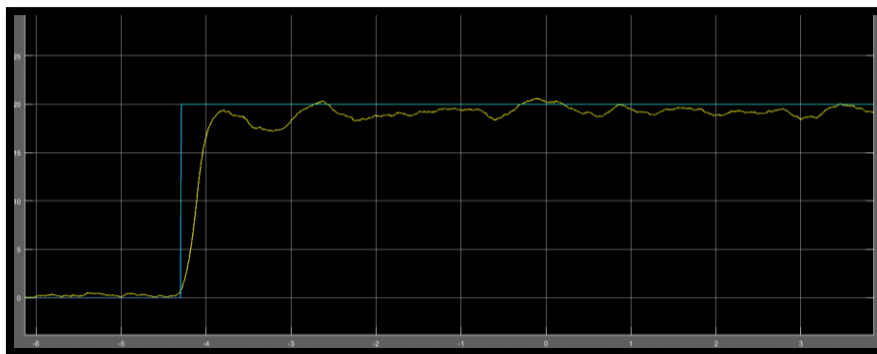


Figura 2.29 Respuesta de control de fuerza con acción de control PID

2.8 DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL CIRCUITO IMPRESO

La PCB (Printed Circuit Board), se diseña en el software PCB Wizard la versión trial, tomando en cuenta su tamaño con el fin de acoplar al antebrazo de la prótesis.

2.6.1 Diseño Esquemático

El diagrama electrónico se diseñó en el software ISIS PROTEUS la versión trial como se muestra en la figura 2.30. El amplificador MCP6004 y los sensores de fuerza se alimentan de una fuente dual de +5v y -5v. Los servomotores se opto acoplan para separar la etapa de potencia y de control gracias a la placa diseñada, el sensor de posición se alimenta a 5v que proporciona la placa arduino Mega 2560. La distribución de los pines de la placa arduino es la siguiente: Los pines 7, 6, 5, 4 se conectan al driver del motor DC, los pines 2 y 3 se conectan las entradas de la placa de control de los servomotores, los pines 8 y 9 son entradas digitales de los pulsadores y las entradas de lectura analógica A0, A1 y A2 se conectan los sensores para su adquisición de datos.

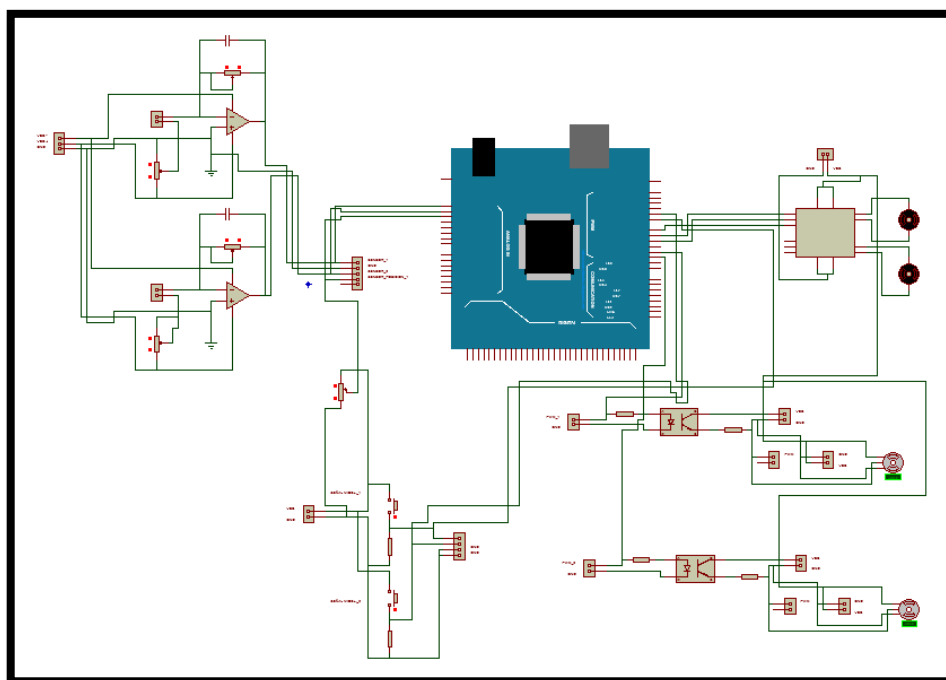


Figura 2.30 Diagrama electrónico del sistema de control
Fuente: Propio

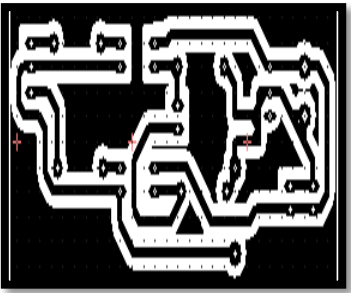
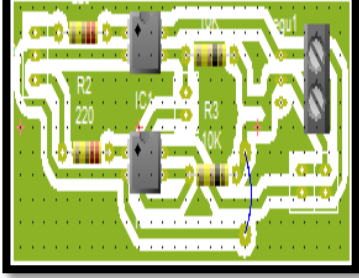
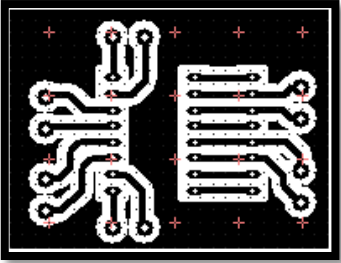
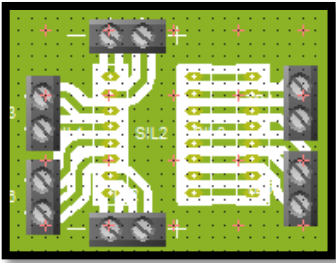
2.6.2 Diseño del PCB

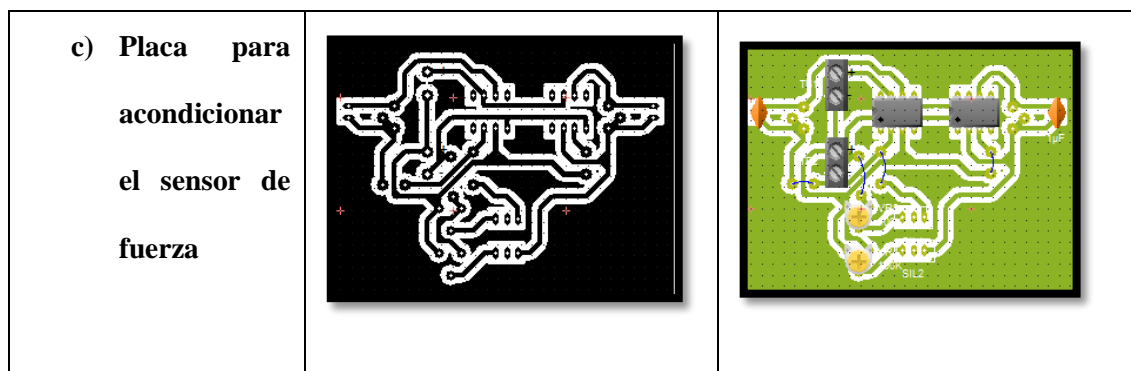
El diseño del PCB (Print Circuit Board) se diseñó tomando en cuenta los siguientes criterios:

- Dejar 0.8 mm como distancia mínima entre pistas.
- Entre el elemento y el punto de soldadura dejar una distancia mínima de 2 décimas.
- No dejar pistas en los bordes de las placas

Para la PCB de los servomotores del pulgar y los últimos tres dedos, se diseña una sola placa, mientras que para el motor DC del dedo índice se construye una placa aparte por motivos de espacio, como se observa en la tabla 2.9.

Tabla 2.10 a) PCB para servos, b) PCB para motor DC, c) PCB para sensor de fuerza

<p>a) PBC para accionar servos</p>		
<p>b) Placa para driver del motor DC</p>		



Fuente: Propio

2.9 ELECTRÓNICA DEL PROTOTIPO

Para interactuar el sistema de control con el modelo físico se utilizó un hardware de bajo coste, el arduino 2560, éste tiene como ventaja varios pines que pueden ser usados como entradas y salidas, al igual que canales de lectura analógica y pines de salida PWM, a continuación se describe sus características y observa en la figura 2.31 el hardware.

- Voltaje de alimentación de 7 – 12 v
- 54 pines digitales de entrada / salida
- 14 pines del total son salidas PWM
- 16 entradas análogas de 10 bits
- 256k de memoria flash
- Velocidad de reloj de 16MHz
- 6 temporizadores
- Soporta comunicación: 2-wire, SPI, USART
- Flash memory de 8KB
- Memoria EEPROM de 4KB

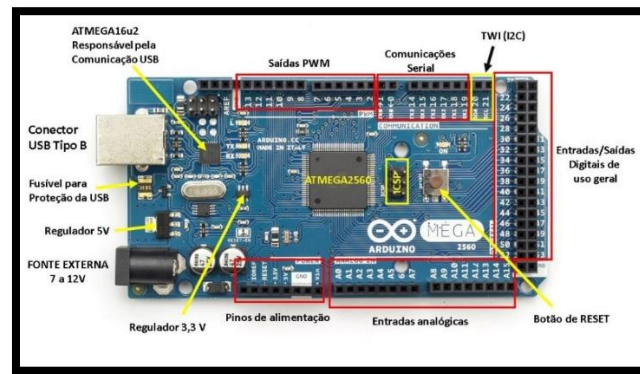


Figura 2.31 arduino 2560

Fuente: ARDUINO

Matlab tiene una librería que interacciona con arduino su librería solo contiene bloques básicos facilitan el uso de los pines del hardware sin realizar líneas de código en la interfaz de ARDUINO IDE. A continuación la programación en bloques se divide en dos partes:

- Sistemas de control de posición y de fuerza
- Interfaz para accionar los sistemas de control

2.7.1 Programación de los Sistemas de Control

Se usa el canal de adquisición de valores analógico-digital para obtener la información del sensor de posición y de fuerza se retroalimenta al bloque, se resta la señal de referencia con la lectura del sensor para calcular la diferencia, así se halla la cantidad de error del sistema, éste valor ingresa en el bloque del controlador, donde compensará la señal del error para disminuirlo y mejorar la velocidad de respuesta, a continuación ingresa al bloque de saturación, aquí configura un límite superior e inferior que es el mismo, el resultado del controlador oscila dentro de este rango, para el dispositivo fue el valor del PWM que varía entre 0 y 255, para el caso del cambio de giro del motor el bloque del controlador envía el valor de 0 a -255 y al ingresar al bloque de valor absoluto y así siempre su valor va a cambiar entre 0 y 255, que por último envía al bloque de PWM para mover el motor.

Como se observa en la figura 2.32 y 2.33 los bloques en la parte inferior del lazo de retroalimentación permiten el cambio de giro del motor de acuerdo al signo del error, habilita los bloques de salidas digitales de encendido o apagado, en la figura 2.33 el control de fuerza para el servomotor, no necesita un cambio de giro del motor.

a. Control de posición

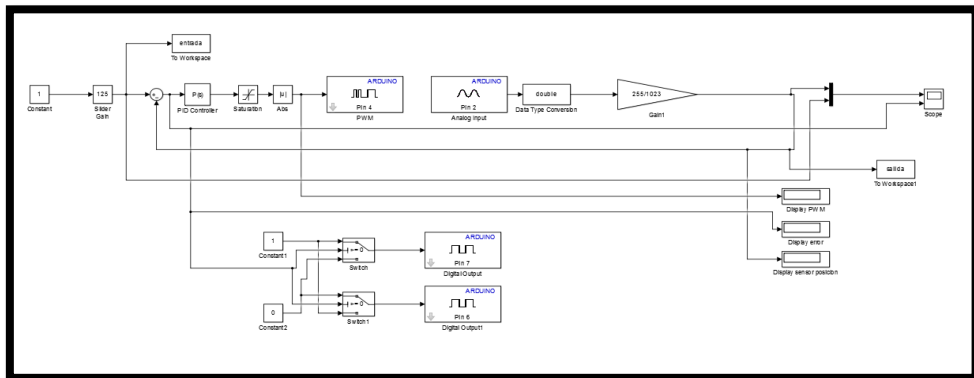


Figura 2.32 Control de posición
Fuente: Propio

b. Control de fuerza

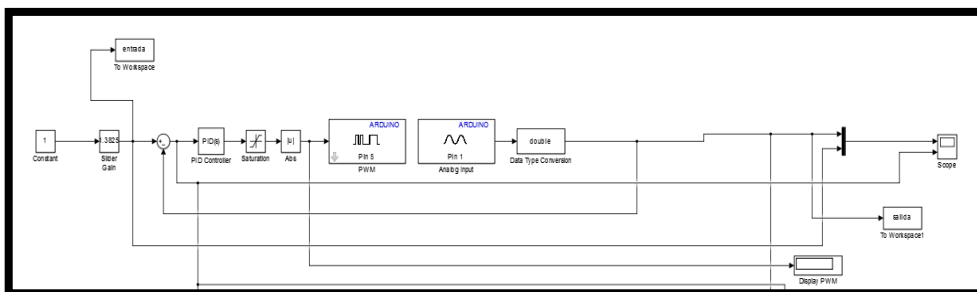


Figura 2.33 Control de fuerza

El funcionamiento del sistema de control de fuerza es similar al control de posición a diferencia de que éste usa una técnica de anti-windup para que saturar la acción integral del controlador.

2.7.2 Programación de la interfaz

La programación funciona de la siguiente forma:

- 1 señal digital para abrir y cerrar la mano

- 1 señal digital para seleccionar el tipo de agarre y cambiar la posición del pulgar

Al presionar el pulsador 1 envía la señal, el software cambia el tipo de agarre que se realiza y posiciona a los dedos ya sea, la posición inicial, el agarre de pinza o el agarre cilíndrico, después el software capta la señal del pulsador 2 al ser presionado y éste ejecuta el agarre previamente configurado, en la figura 2.35 se observa el control del pulgar El software tiene configurado un contador de pulsos que permite saber que agarre va a realizar el prototipo en la figura 2.34 detalla lo mencionado anteriormente.

- Contador = 0: Todos los dedos se ubican en la posición inicial, se activa el control de posición del motor DC.
- Contador = 1: Los dedos anular, meñique y medio de ubican en la posición inicial, el pulgar gira y se activa el control de fuerza para el dedo índice.
- Contador = 2: Se activa los controles de fuerza del índice y de los últimos tres dedos.

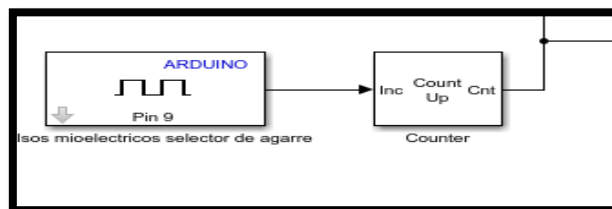


Figura 2.34 Contador de pulsos

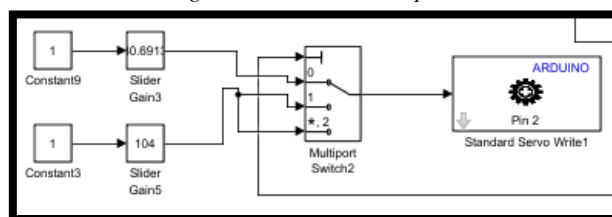


Figura 2.35 Selector de posición pulgar

Para el pulsador 2 se usa un flip flop tipo k de esta forma solo se necesita un solo pulso para cerrar y un solo pulso para abrir la mano, en la figura 2.36 detalla el bloque.

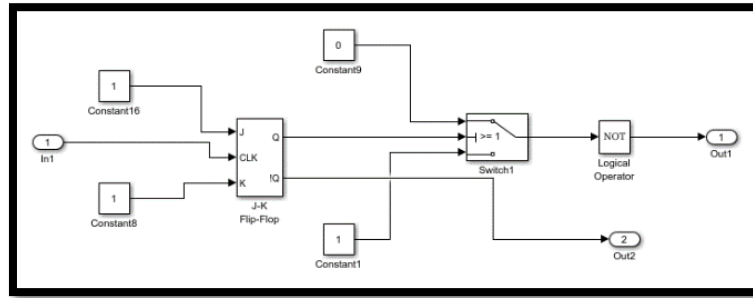
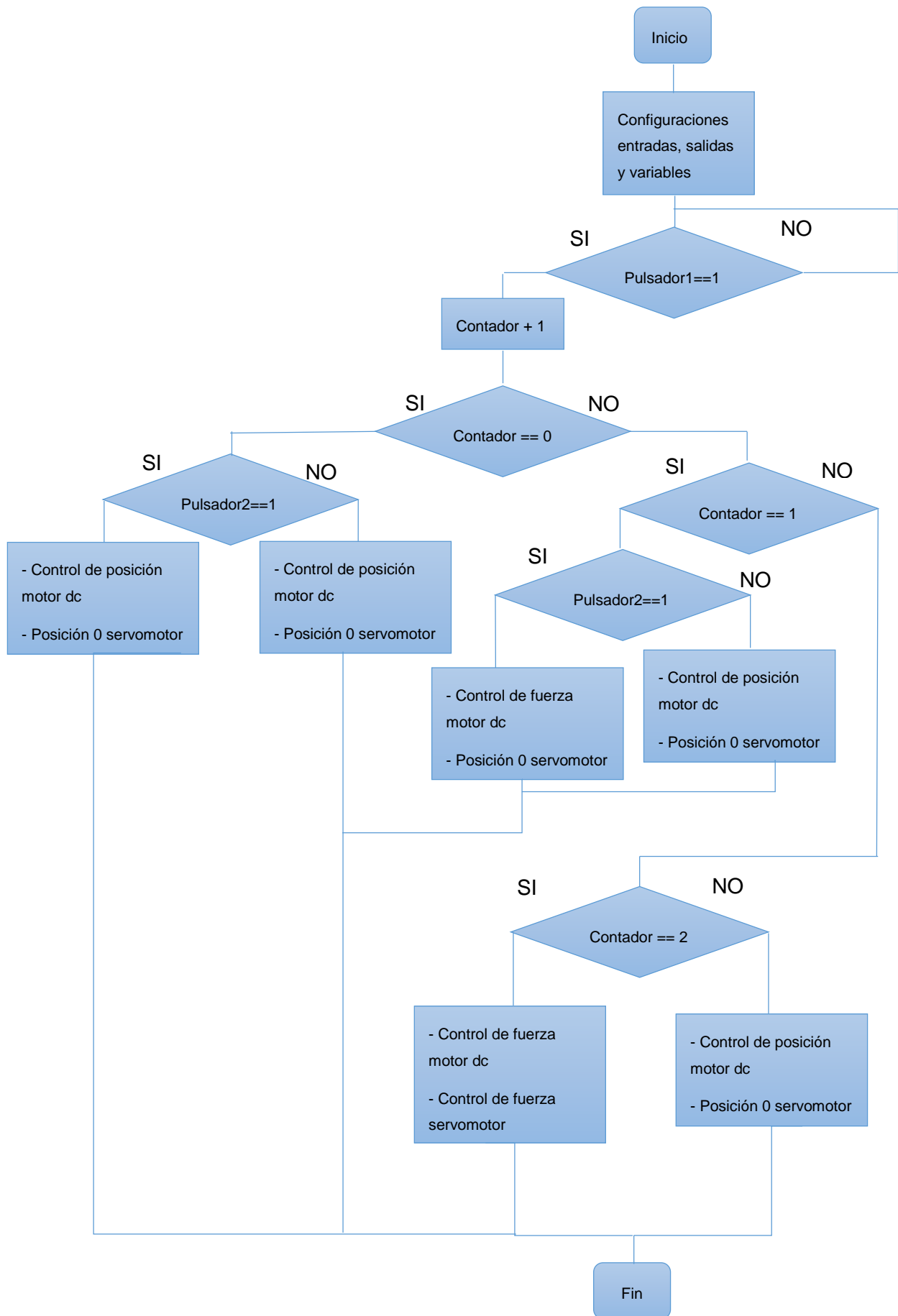


Figura 2.36 Flip-flop tipo j-k

A continuación, se describe en un diagrama de flujo, el funcionamiento del programa para controlar el dispositivo

Para iniciar se configura las entradas, salidas, conversores análogo-digital y PWM, cuando se presiona el pulsador 1, envía una señal al contador, de acuerdo al valor del contador realiza una tipo de agarre el dispositivo. Si es el contador igual a cero se colocan todos los dedos en su posición de reposo y se activa el control de posición para el motor dc. Si el contador es igual a 1 los últimos tres dedos se colocan en su posición de reposo, se activa el control de fuerza para el dedo índice y se ubica en la posición activa el pulgar. Por último si el contador es igual a 2 se activan los dos controles de fuerza y el pulgar se ubica en su posición activa. El pulsador 2 permite que se ejecute el agarre, un pulso cierra la mano y otro pulso abre la mano y suelta el objeto, el pulsador 2 funciona siempre y cuando se seleccione un agarre, ya sea el de pinza o el cilíndrico, si está en la posición de reposo el pulsador 2 no funciona.



CAPÍTULO III

3 PRUEBAS Y RESULTADOS

3.1 ANÁLISIS DE RESPUESTA ANTE UNA ENTRADA DE PASO DEL FILTRO PASA BAJO

En la figura 3.1 se observa el comportamiento del filtro, va atenuando las altas frecuencias cuando va acercándose a la frecuencia de corte, una vez que llega a la frecuencia de corte tiende a una caída progresiva de la señal, la línea roja representa la frecuencia de corte y la azul es la respuesta del filtro.

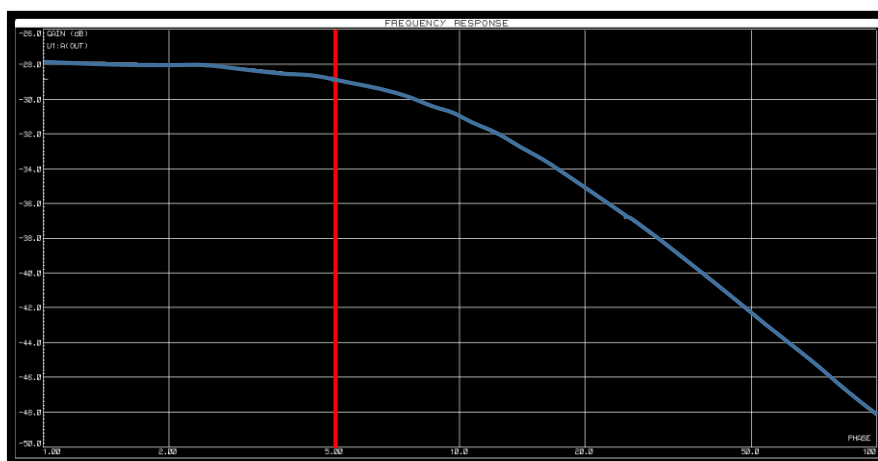


Figura 3.1 Respuesta de filtro pasa bajo.

Fuente: Versión Trial Proteus

3.2 ANÁLISIS DE RESPUESTA ANTE UNA ENTRADA DE PASO DEL CONTROL DE POSICIÓN

Se inyectó al sistema una entrada de paso y se obtuvo los siguientes resultados que se observa en la figura 3.2. El controlador tiene un tiempo de estabilización de 0.566s, su tiempo de levantamiento de 0.318s y un valor de error en estado estable de -0.03%. La línea verde representa la respuesta del sistema en función del tiempo medido en segundos, la línea azul representa la respuesta del controlador en función del tiempo.

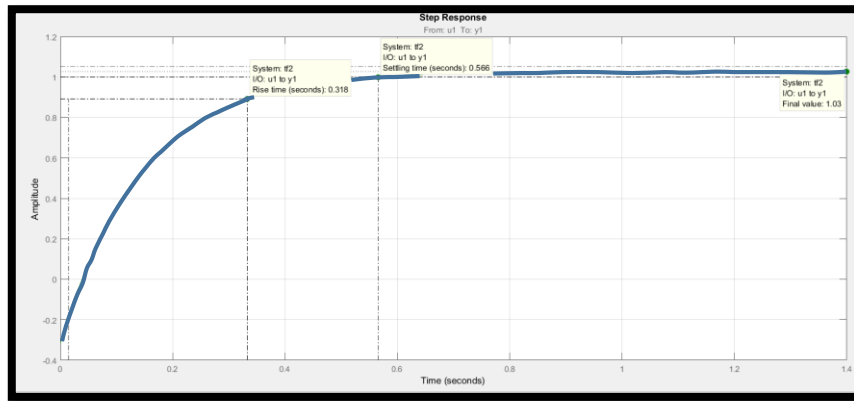


Figura 3.2 Respuesta control de posición entrada escalón

3.3 ANÁLISIS DE RESPUESTA ANTE UNA ENTRADA IMPULSO DEL CONTROL DE POSICIÓN

En la figura 3.3 se observa el comportamiento del controlador ante una entrada impulso, el valor de amplitud de pico es de 9.29 en un instante de 0 s y el tiempo de estabilización del sistema es de 0.566 s.

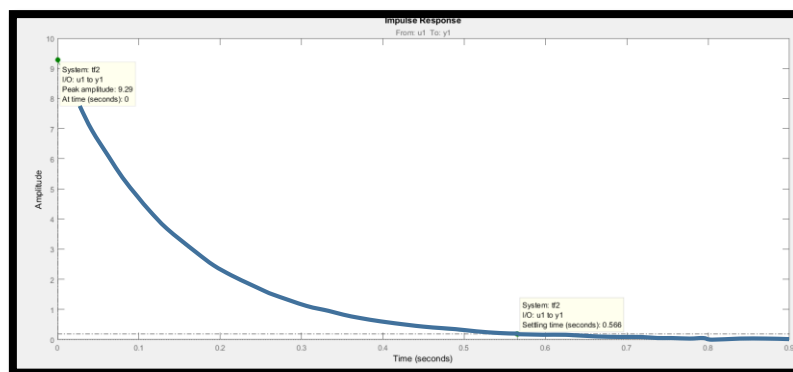


Figura 3.3 Respuesta control de posición entrada impulso

3.4 ANÁLISIS DE RESPUESTA ANTE UNA ENTRADA DE PASO DEL CONTROL DE FUERZA DEL DEDO ÍNDICE

En la figura 3.4 se observa el tiempo de estabilización es de 9.8 s, esto se debe la alta sensibilidad del sensor de fuerza, como consecuencia da la dificultad para que el sistema se estabilice rápido, el pico de sobre impulso es de 13.8 %, es aceptable para su aplicación, el tiempo de subida es 0.202 s, es decir que el controlador tiene una reacción rápida, por último el valor final del control es de 0.932, interpretando de distinta forma

representa el 6.8 % de error del sistema. Estos valores están dentro de un rango pertinente para que el sistema trabaje adecuadamente y cumpla con su función.

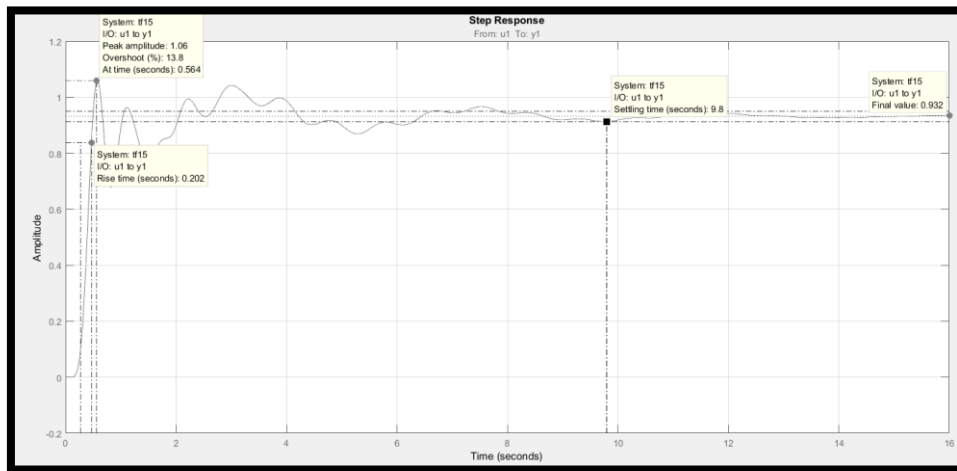


Figura 3.4 Respuesta control de fuerza1 entrada escalón

3.5 ANÁLISIS DE RESPUESTA ANTE UNA ENTRADA IMPULSO DEL CONTROL DE FUERZA DEL DEDO ÍNDICE

En la figura 3.5 se muestra el comportamiento del sistema ante una entrada impulso, la amplitud pico es de 4.55 en un intervalo de tiempo de 0.411 s y un tiempo de estabilización de 6.56 s, esto es causado por la sensibilidad del sensor de fuerza.

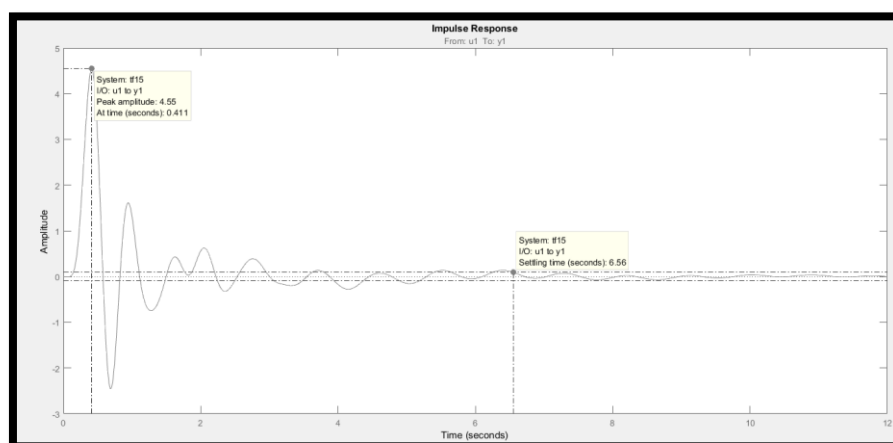


Figura 3.5 Respuesta control de fuerza1 entrada Impulso

3.6 ANÁLISIS DE RESPUESTA ANTE UNA ENTRADA DE PASO DEL CONTROL DE FUERZA DE LOS DEDOS MEDIO, ANULAR Y MEÑIQUE

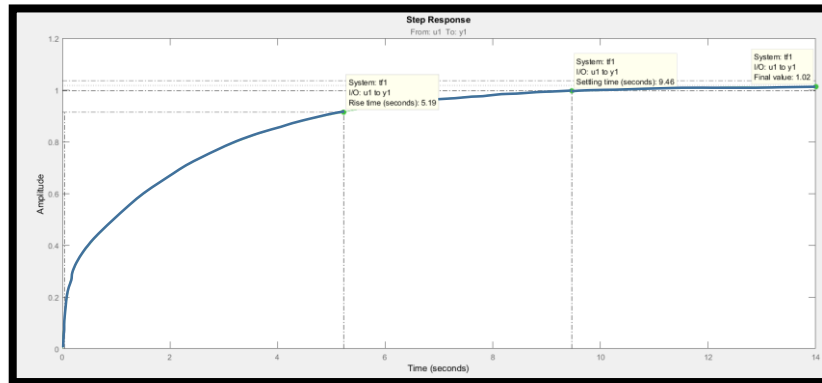


Figura 3.6 Respuesta de control de fuerza2 entrada de paso

En la figura 3.6 se observan los resultados obtenidos del análisis realizado en MATLAB del controlador son: el tiempo de estabilización de 9.46 s, debido a que el sensor de fuerza es muy sensible esto dificulta su estabilización rápida, el tiempo de elevación es de 5.19 s, la reacción del controlador es lenta, porque el sensor está ubicado en el pulgar y este tarda en entrar en contacto con el objeto y su valor final es de -0.02 % de error.

3.7 ANÁLISIS DE RESPUESTA ANTE UNA ENTRADA IMPULSO DEL CONTROL DE FUERZA DE LOS DEDOS MEDIO, ANULAR Y MEÑIQUE

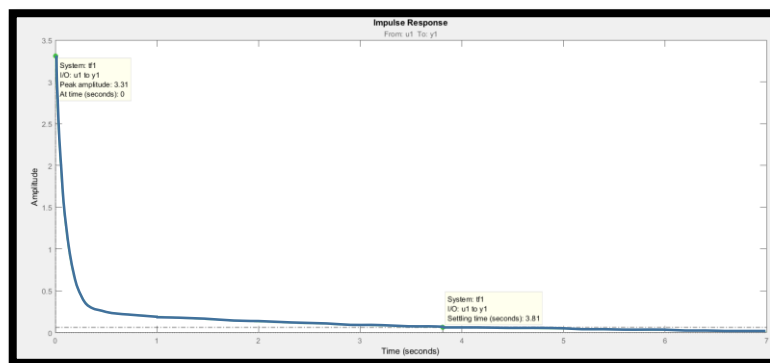


Figura 3.7 Respuesta de control de fuerza2 entrada impulso

En la figura 3.7 se obtiene los resultados del análisis del sistema de control de fuerza. El tiempo de la amplitud pico es 3.31s y el tiempo de asentamiento de 3.81 s una respuesta moderada para el controlador.

3.8 RESULTADOS DE AGARRES

3.8.1 Agarre de Pinza

Se toman cuatro objetos como muestras para realizar las pruebas, el valor de referencia del controlador será de 20 en valor digital, de acuerdo a los resultados que se obtienen al finalizar se determinará el valor final para la referencia del controlador. Para iniciar se experimentó con una fritura, dado que es un objeto frágil, se compara sus respuestas cuando la prótesis coge la fritura y de igual forma para la mano después se procedió a registrar la respuesta de los sensores, en la figura 3.8 se observa como levantan la fritura la prótesis y la mano.

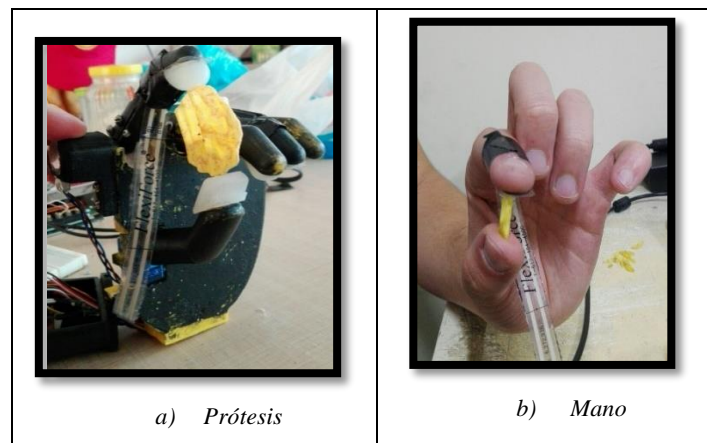


Figura 3.8 Agarre de pinza superficie delgada

El resultado que se observa en la figura 3.9 es casi similar, la mano ejerce menos fuerza para levantar el objeto, la línea amarilla representa la respuesta del controlador de fuerza y la azul representa el valor de referencia, el eje x representa el tiempo en segundos

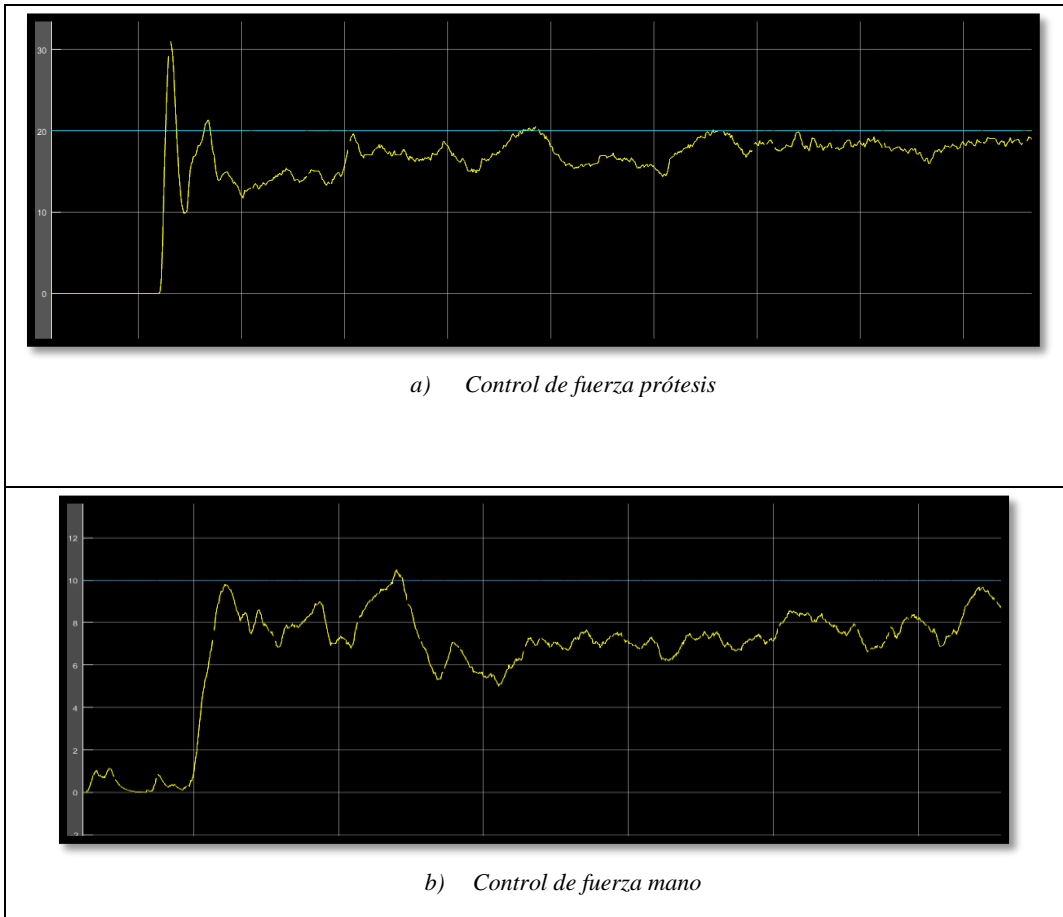


Figura 3.9 Control de fuerza para superficie delgada

Después se prueba con un rollo de cinta aislante en la figura 3.10 se observa la prótesis levantando el objeto y también se observa el objeto levantado por la mano, la línea amarilla representa la respuesta del sistema y la azul representa el valor de referencia

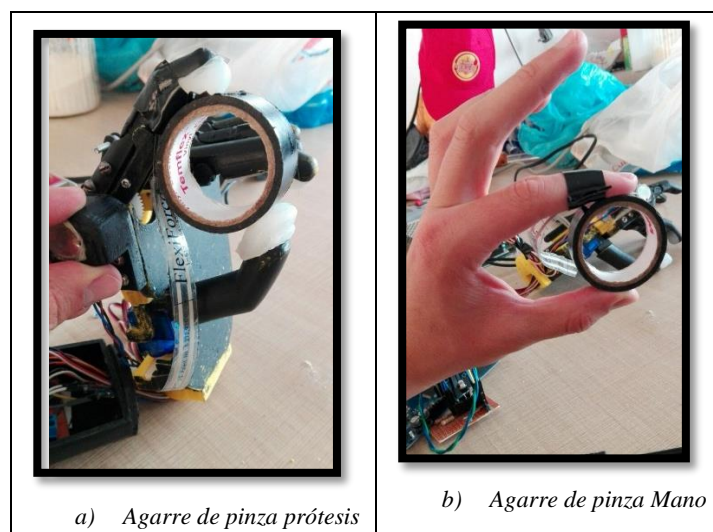


Figura 3.10 Agarre de pinza para objetos circulares

Se compara las respuestas de la lectura de los sensores de fuerza como se observa en la figura 3.11, donde la mano usa la mitad de la fuerza que usa la prótesis, para levantar el objeto, la línea amarilla representa la respuesta del controlador, esta tiene un sobreimpulso, no es perjudicial al momento de tomar el objeto porque no dura un intervalo de tiempo muy largo y la línea azul representa la señal de entrada de paso

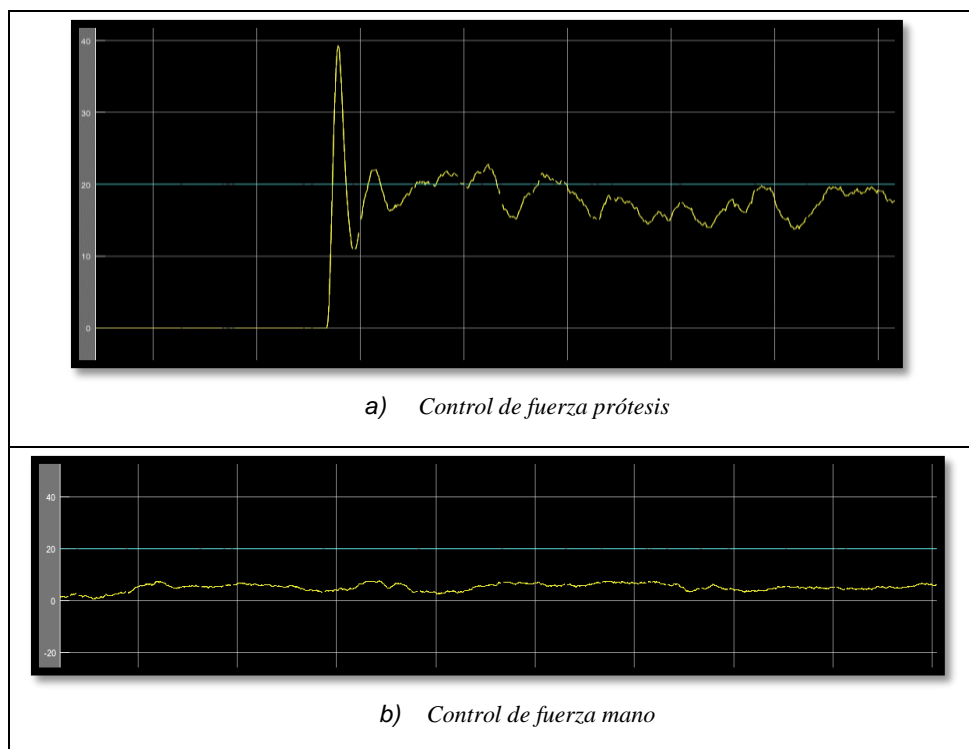


Figura 3.11 Control de fuerza para objetos circulares

Como siguiente objeto para experimentar fue un huevo en la figura 3.12 se observa la prótesis levantando el huevo y la mano levantando el huevo a continuación, se procede a comparar las respuestas de los sensores

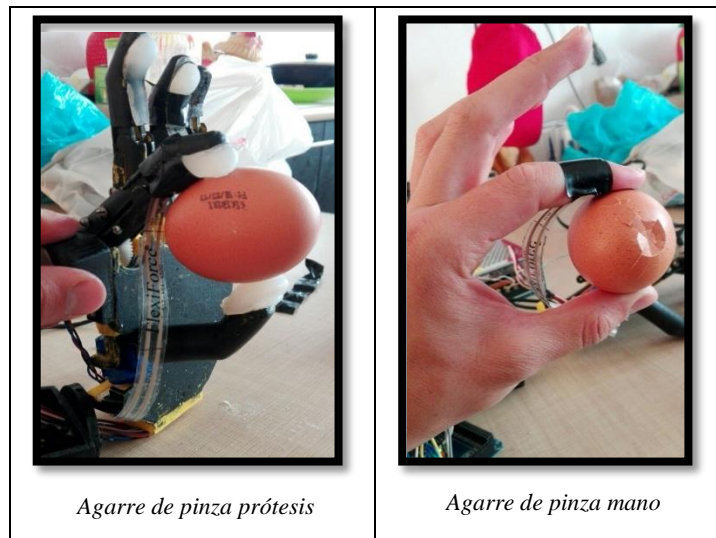


Figura 3.12 Agarre de pinza objetos frágiles

En la figura 3.13 se observa como compensa el control y aplica la misma fuerza que la mano para levantar el objeto, la respuesta del controlador tiene un sobreimpulso, este no afecta al agarre y no daña al objeto porque no es de un tiempo prolongado la señal es representada de color amarillo y la azul es el valor de la señal de entrada.

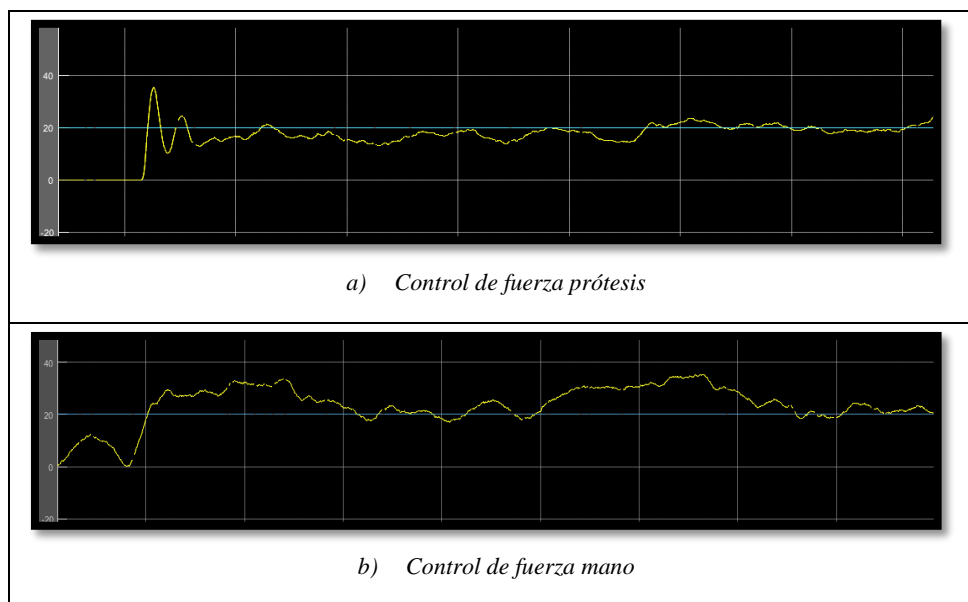


Figura 3.13 Control de fuerza para objetos frágiles

Para finalizar se usa una moneda en la figura 3.14, se observa como levanta la prótesis y la mano respectivamente el objeto.

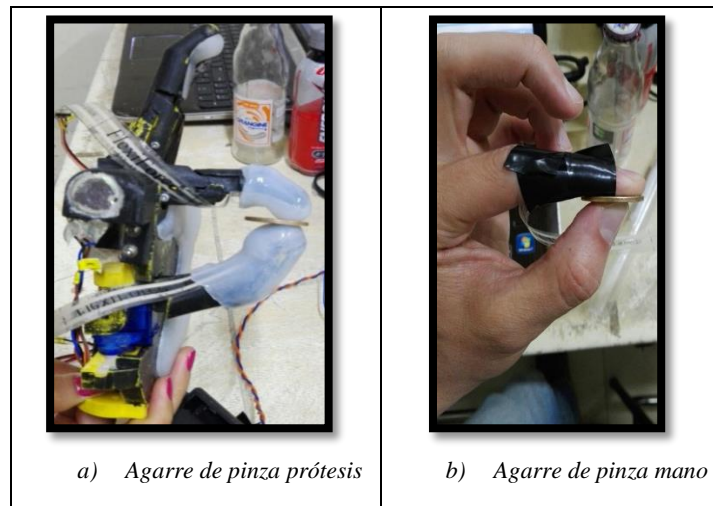


Figura 3.14 Agarre de pinza para objetos planos

En la figura 3.15 se observa la comparación de las señales, la fuerza que aplica la prótesis es la misma que necesita la mano para levantar el objeto, la respuesta un sobreimpulso más reducido que la respuesta anterior, esto se debe a la cantidad del área de contacto entre el sensor y el objeto, al ser plana la moneda, el área de contacto es mayor entre el sensor y la moneda.

Con estos resultados obtenidos se determina que el valor de referencia del controlador es de 20 en valor digital que es igual a 208.5 gramos- fuerza.

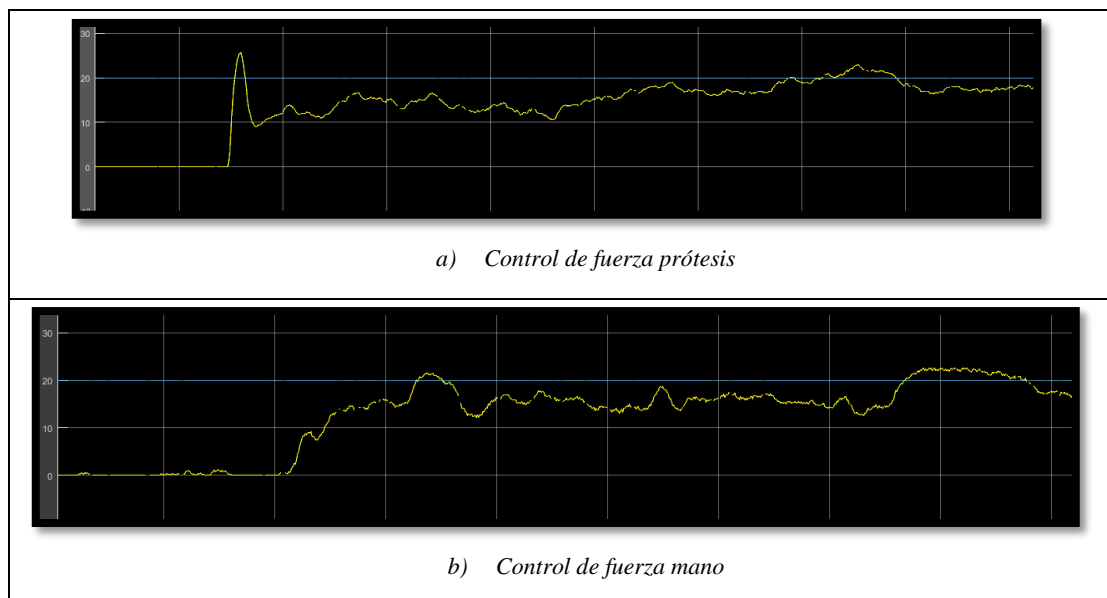


Figura 3.15 Control de fuerza para objetos planos

El control de fuerza no tuvo un buen desempeño porque su tiempo de estabilización es muy largo pero si tiene una reacción rápida y cumplió con los requerimientos del dispositivo el levantar los objetos delicados aplicando la fuerza necesaria para elevar su peso y no dañarlo.

3.8.2 Agarre cilíndrico

Para iniciar las pruebas se toman muestras, cuatro botellas de diámetros variados dos de plástico y dos de vidrio, la referencia del controlador se calibró en un valor de 10 de valor digital, que es igual a 97.75 gramos, al finalizar las pruebas se determinará el valor más apropiado para el controlador. La primera prueba se inició con una botella de plástico con peso de 100 gramos de en la figura 3.16 se observa tomar con la prótesis el objeto y con la mano respectivamente.

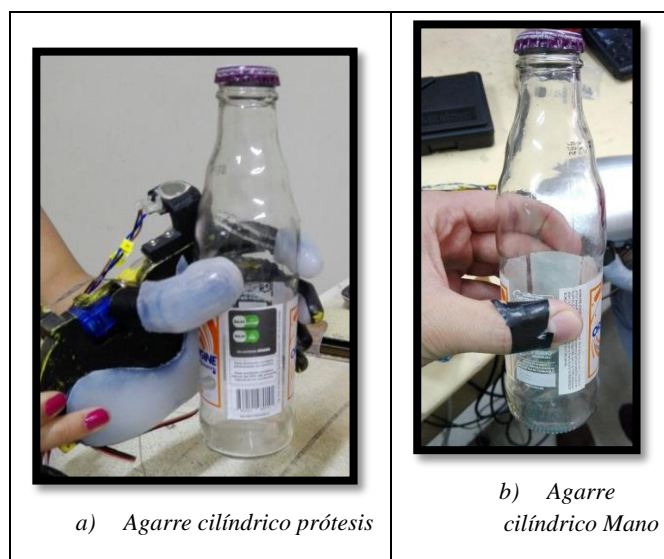


Figura 3.16 Agarre de fuerza para objetos de vidrio

Ahora se analizan los resultados de las dos señales. En la figura 3.17 se observa la cantidad de fuerza que necesita la mano del sujeto de prueba para levantar el objeto que es un valor de 5 de valor digital que es igual a 48.87 gramos, mientras que la prótesis emplea el doble de fuerza, la línea amarilla representa la respuesta del controlador y la azul el valor de referencia.

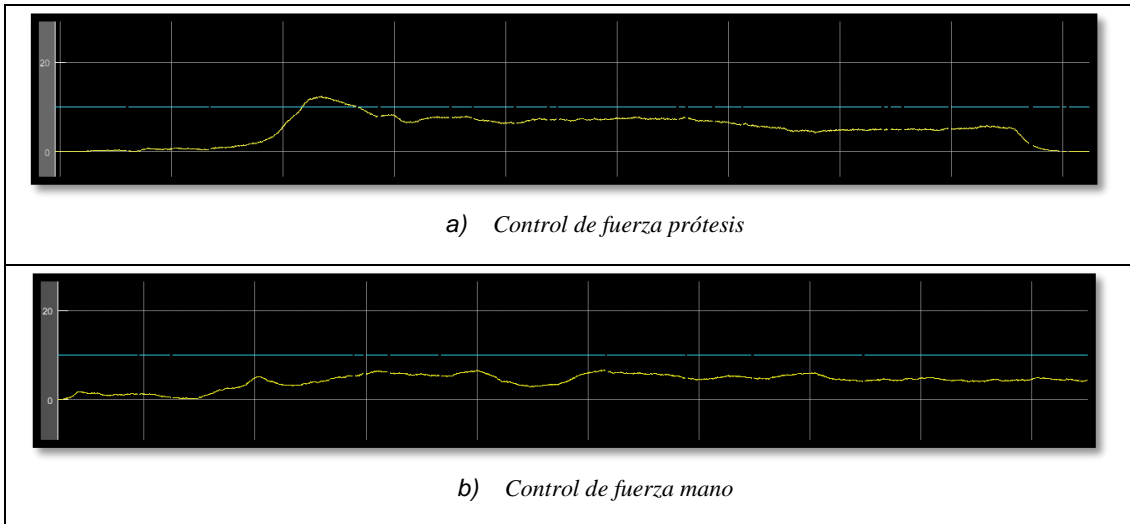


Figura 3.17 Control de fuerza para objetos de vidrio con poco peso

En la siguiente prueba se usa una botella de plástico con peso de 200g en las figuras 3.18 se observa su funcionamiento.

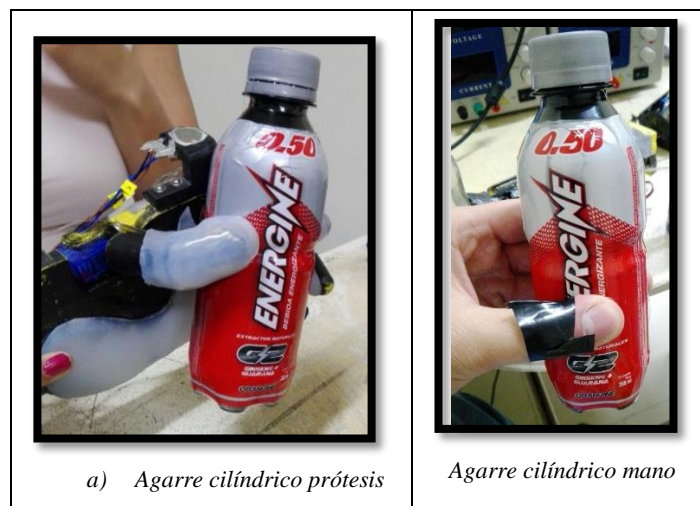
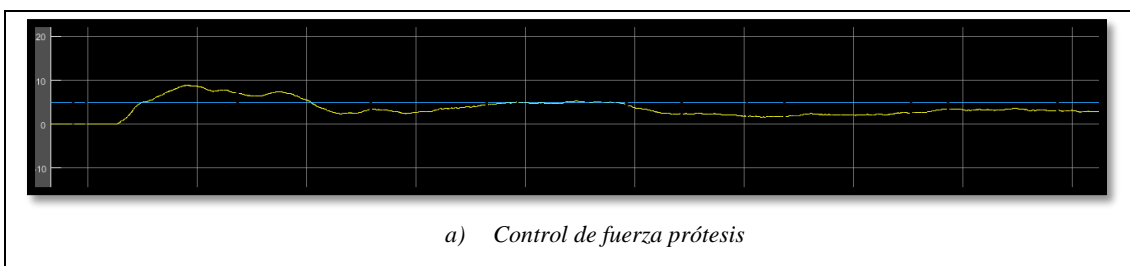


Figura 3.18 Agarre cilíndrico de objetos plásticos con peso

En las figuras 3.19, se observa la fuerza que aplica la prótesis para levantar la botella y la fuerza que aplica la mano para levantar la misma y que es mucho menor, la línea amarilla representa la respuesta del controlador y la azul el valor de referencia



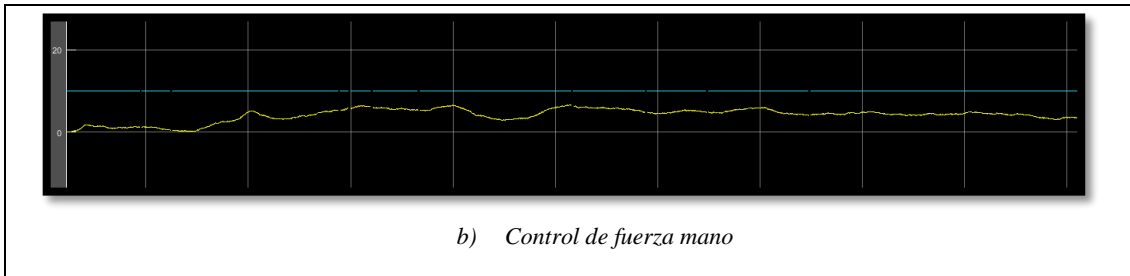


Figura 3.19 Control de fuerza objetos de plásticos con peso

A continuación se usa una botella de plástico de 50 g en la figura 3.20, se observa como toman el objeto la prótesis y la mano.

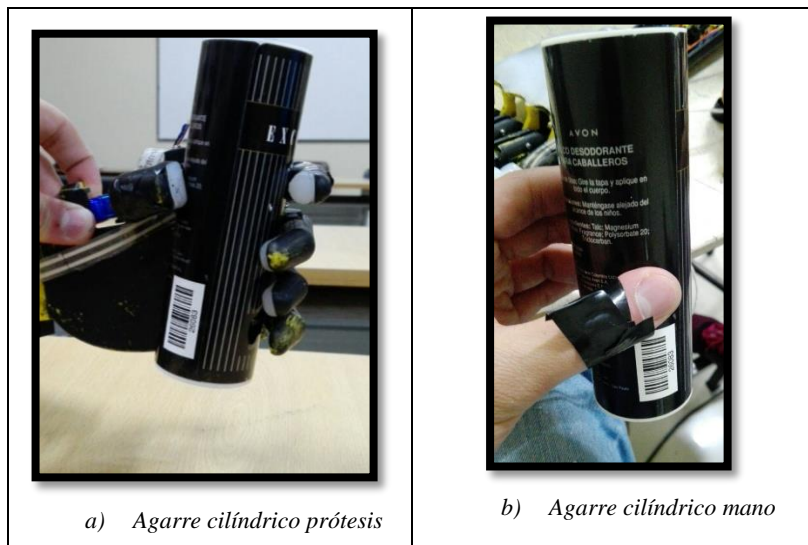
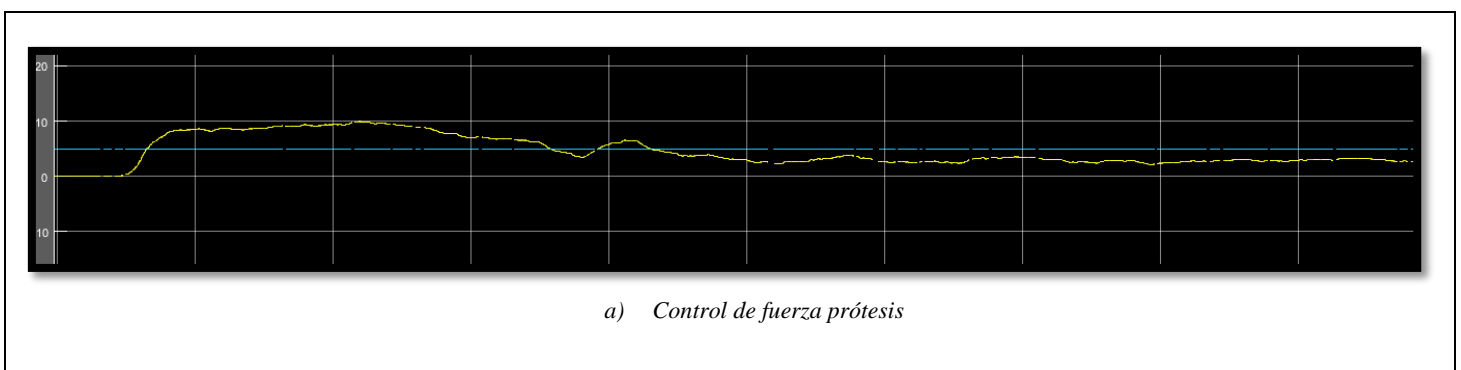
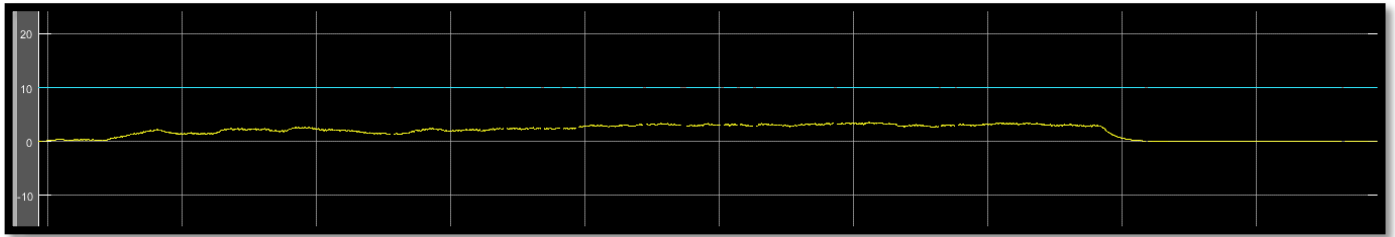


Figura 3.20 Agarre cilíndrico para objetos de plástico con poco peso

En las figuras 3.21, se observa un el comportamiento del controlador y la acción de la mano de tomar el objeto. La mano solo necesita la mitad de la fuerza que aplica la prótesis para levantarla, la línea amarilla representa la respuesta del controlador y la azul es el valor de referencia.

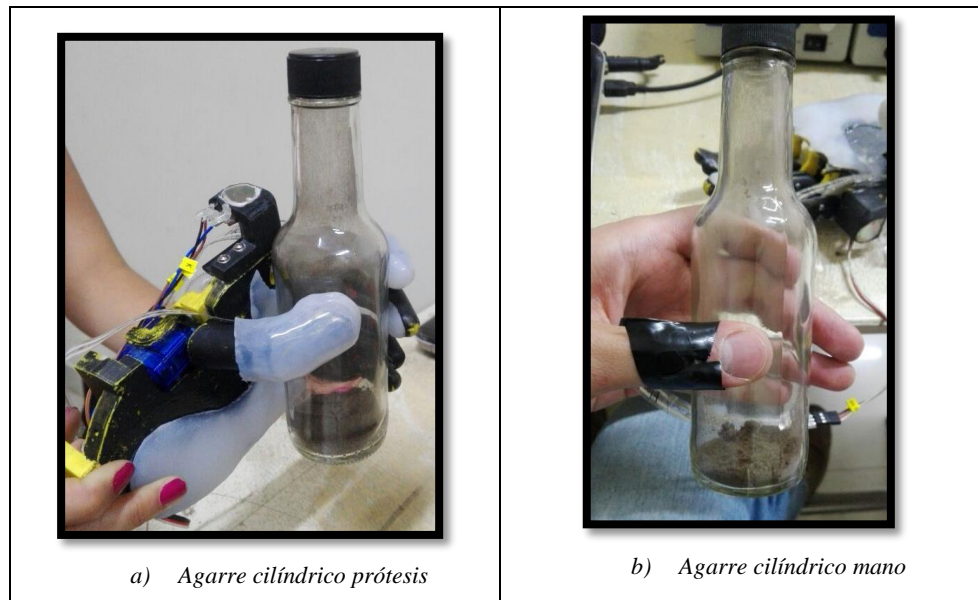




b) Control de fuerza mano

Figura 3.21 Control de fuerza para objetos de plástico con poco peso

Y finalmente se hizo la prueba con una botella de vidrio de 150 g para en las figuras 3.22, se observa la prótesis y mano levantando la botella.

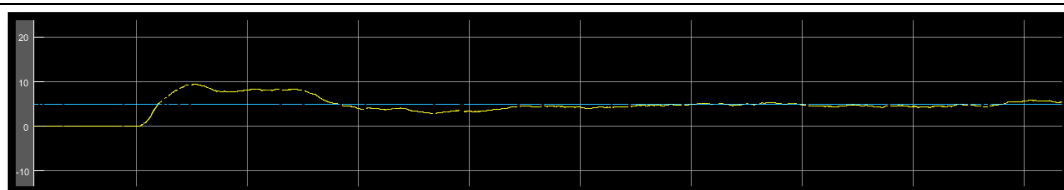


a) Agarre cilíndrico prótesis

b) Agarre cilíndrico mano

Figura 3.22 Agarre cilíndrico para objetos de vidrio con peso

El comportamiento del control de fuerza se observa en la figura 3.23 la fuerza que aplica la mano para levantar la botella, esta aplica la misma fuerza que la prótesis para levantar la botella. La línea amarilla representa la respuesta del controlador y la azul el valor de referencia, las dos señales en función del tiempo.



a) Control de fuerza prótesis

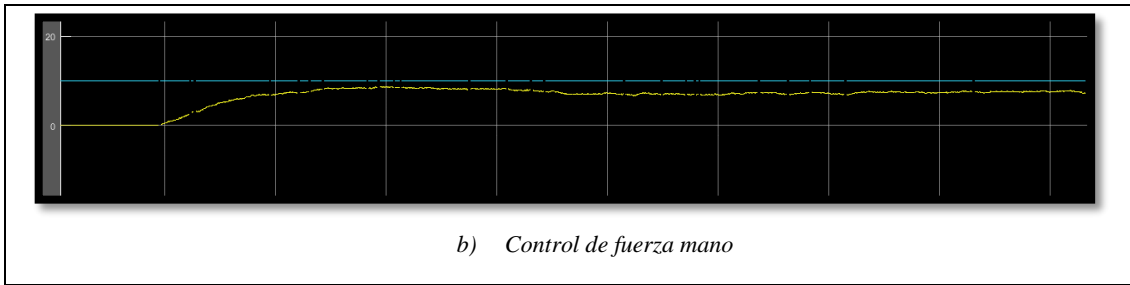


Figura 3.23 Control de fuerza para objetos de vidrio con peso

El desempeño del controlador de fuerza para los últimos tres dedos fue menor al del controlador de fuerza del índice debido a que el área de contacto entre el sensor y el objeto no es completa por la forma de las botellas, el controlador reaccionó más lento, pero cumplió satisfactoriamente con el objetivo de levantar peso hasta 200g sin problemas.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

- Se seleccionaron dos tipos de agarre: agarre de pinza y agarre cilíndrico.
- El control de posición diseñado al modelo dinámico virtual de la planta en comparación con el control de posición experimental implementado en el prototipo, tuvo resultados similares.
- Se determinó como estrategia de control el método de Ziegler- Nichols, a pesar de que el sistema es inestable fue suficiente para su funcionamiento porque la referencia del control no va a variar, va a ser un valor predeterminado y se sintonizó experimentalmente por la complejidad que tiene la planta.
- Los datos obtenidos experimentalmente del sensor de fuerza mostró comportamiento lineal que permitió diseñar un controlador y circuitos analógicos de acondicionamiento adecuados.
- El filtro pasa-bajas atenuó frecuencias no deseables en la lectura del sensor de fuerza dado que el sensor tiene mucha interferencia a causa de la fuente de alimentación y del “offset” de los circuitos integrados.
- El sistema de control de posición tuvo buen desempeño de acuerdo a los resultados que se obtuvieron en las pruebas de funcionamiento.
- El método de sintonización experimental para el control de posición y de fuerza presentó resultados no óptimos a pesar de realizar varias veces las pruebas de sintonización; sin embargo se logró levantar objetos cilíndricos de hasta 200 g y tomar objetos delicados con precisión

- El implementar el sistema de control en una tarjeta electrónica de bajo costo y hardware libre; permite realizar cambios rápidamente en un futuro, por lo que se tiene un prototipo compacto y de fácil ensamblaje.
- El desarrollo de los algoritmos de programación del sistema de control, de posición, fuerza y la adquisición de datos en Matlab permitió analizar y diseñar la estrategia de control para supervisar el funcionamiento del prototipo.

Recomendaciones

- A futuro se debe diseñar un sistema de control de fuerza más avanzado para mejorar la respuesta del sistema como: un controlador difuso de fuerza o un control de impedancia.
- Al prototipo se puede configurar en la programación más tipos de agarres para mejorar la funcionalidad del dispositivo, debido a los grados de libertad que posee este.
- Para reducir el tamaño implementar la programación en un hardware más pequeño y de igual forma económica, por ejemplo una versión más pequeña de arduino e interpretar su lenguaje de programación en bloques a lenguaje C para Arduino de tal forma el prototipo será más independiente.
- Con el avance de la tecnología se recomienda el cambio de los motores DC por actuadores lineales, actuadores musculares de nitinol o motores sin escobillas.
- Es posible mejorar el diseño de la PCB (Printed Circuit Board), utilizando circuitos integrados de montaje superficial, y diseñando placas de varias capas para reducir su tamaño y optimizar espacio.

- A futuro con los cambios y mejoras expuestos en este documento se proyecta obtener un producto final para que pueda ser implementado al paciente.

BIBLIOGRAFÍA

Acebes L, (2015). SIMPD (Sistema Inteligente de Modelado de Procesos Dinámicos),CEA-IFAC , CENTRO DE TECNOLOGÍA AZUCARERA, pp3, recuperado de http://www.isa.cie.uva.es/~felipe/docencia/ra12itielec/tema1_trasp.pdf.

Arias L. (2012). Biomecánica y patrones funcionales de la mano, Maestría en Morfología Humana, Departamento de Morfología, Universidad Nacional de Colombia, Facultad de Medicina, Vol. 4 - No.1

Becker, JC y Nitish, VT, (1998) Un estudio de la gama de movimiento del dedo humano con aplicaciones a antropomórfica Desing. IEEE, Transactions Biomedical Engineering, pp.110-117.

Benítez A., (2015), “Dinámica y Control de Procesos”,Facultad de Ingeniería. Universidad de la República de Uruguay. Capítulo 7.p1-2

Blanco D., Barber R., Malfaz M. y Salich M., (2015), “Modelado de Sistemas” Universidad Carlos III de Madrid, p2-28. Recuperado de <file:///C:/Users/Rub%C3%A9n/Downloads/OCW-tema-3-modelado.pdf>

Biblioteca virtual en salud de Cuba. (5 de Junio de 2015). Obtenido de http://www.bvs.sld.cu/revistas/ort/vol23_1_09/ort07109.htm

Cárdenas R., (2002) “Sistemas de Segundo Orden: Apuntes del curso de Control Automático” Ingeniero Electricista. Mexico.p1-3

Carrillo H., (2012). “Teoría de Estabilidad de Sistemas Dinámicos”, Departamento de Matemáticas, Facultad de Ciencias, UNAM, pp 2-5. Recuperado de: <http://www.dynamics.unam.edu/DinamicaNoLineal/CursosNotas/Estabilidad.pdf>

CMUCH, (2015), Funciones básicas de la mano, Educación Multimedia, Recuperado de

<http://www.cmuch.mx/plataforma/lecturas/biomeca/16%20Funciones%20basicas%20de%20mano.pdf>

Cobo R., (2012). “EL ABC DE LA AUTOMATIZACION”, p1. Recuperado de <http://www.aie.cl/files/file/comites/ca/abc/Servomotores.pdf>

Cortés M., y Garibay S., (2011), “Apuntes para la Asignatura de Instrumentación y Control” Instituto Politécnico Nacional. México. Capítulo 4. p214

ESCALONA P., NARANJO J., LAGOS V. y SOLÍS F., (2009). Parámetros de Normalidad en Fuerzas de Presión de Mano en Sujetos de Ambos Sexos de 7 a 17 Años de Edad, Rev Chil Pediatr; 80 (5): 435-443

Freire F., (2012). “Modelo Matemático de un Robot Móvil”. Coordinación del área de Investigación General de Posgrados de la Dirección Universidad Técnica Estatal de Kursk. UTEK. Federación de Rusia. p2-3

Galiana A., (2005). “Sistemas embebidos”. Sistemas Mecánicos y de Control. p 2-3

GARCÍA E, (2015), “Ortopedia y Traumatología”, Colegio Interamericano de Radiología, Zaragoza, recuperado de: <http://www.traumazaragoza.com/>

HOWER CEBALLOS, J., CORREA ARROYAVE, C., & PAREJA RODRÍGUEZ, C. (2015). Análisis de un Prototipo de una mano robot con catorce grados de libertad, capaz de ser dirigida a través de internet en tiempo real (1st ed., pp. 30-38). Pereira: Universidad Tecnológica de Pereira, Facultad de Ingeniería de Sistemas y Computación Recuperado de <http://repositorio.utp.edu.co/dspace/bitstream/11059/2690/1/629892H859.pdf>

Hunter J, Mackin E, Callahan A. (2002) Rehabilitación de la mano. 5ta ed. Mosby, p 60-72.

ISA, UNIOVI, (2016), Área de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad de Oviedo, Material de Apoyo, Practicas 01, Introducción al laboratorio. P3-4
Recuperado

de:http://isa.uniovi.es/~vsuarez/Download/MaterialApoyoPracticas/01_Introduccion_al_laboratorio.pdf

JAIR L. y NELSON A., (2011), EVOLUCIÓN Y TENDENCIAS EN EL DESARROLLO DE PRÓTESIS DE MANO EVOLUTION AND TRENDS IN THE DEVELOPMENT OF HAND PROSTHESIS, pp192-198, Recuperado de:
<http://www.scielo.org.co/pdf/dyna/v78n169/a22v78n169.pdf>

JIMÉNEZ J., PNELE L. y GARCÍA A. (2012), ¿Los Pulpos pueden resolver cubos Rubick?, pág. 7-10. Recuperado de
<http://www.ugr.es/~setchift/docs/cualia/mano.pdf>

Lee, J.-J., & Tsai, L.-W. (June de 2002). Structural Synthesis of Multi-Fingered Hands. Journal of Mechanical Design, 124, 272-276.

Leona Dharmica, (2015). "Generalidades de la Anatomía". Programa de Cátedra de la Universidad de Buenos Aires. flipcard: Junio 18 del 2015. Recuperado en línea de:
<http://anatomiauba2.blogspot.com/2012/06/generalidades-de-anatomia.html?view=flipcard>

Loiza R., (2006). "Diseño y simulación de un criptosistema caótico para comunicaciones seguras" Universidad de las Américas Puebla. Capítulo 3. P1-14

Lookfordiagnosis.com, (2015). Fuerza de la mano; Asimiento; Apretón. Recuperado 1 Diciembre 2015, en
http://www.lookfordiagnosis.com/mesh_info.php?term=fuerza%20de%20la%20mano&lang=2

María S., (2000). "Sistemas no Lineales", Laboratorio de Sistemas Dinámicos y Procesamiento de Señales (LSD), Universidad Nacional de Rosario. p 6-7

Mark W. y Vidyasagar M., (1989) "Robot Dynamics and control" John Wiley & Sons, Capitulo 5, p 129 -133. Revisado el 17 de enero del 2016 y recuperado de: <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/641/A8.pdf?sequence=7>

Mattar, E. (18 de enero de 2013). Un estudio de la aplicación de robótica manos bio - inspirado. *Robótica y Sistemas Autónoma*, 61, 517-544.

Mc Graw Hill Education, El Mundo de la medicina, Capitulo 1, Unidad Morfológica de manos y pies, pág. 8 y 10, recuperado de <http://assets.mheducation.es/bcv/guide/capitulo/8448180747.pdf>

Melo L. (2010) Norma DIN 33 402. 2º parte, Ergonomía desde el punto de vista de la Higiene y seguridad Industrial, pp 10-11, Medidas respectivamente en la articulación, Recuperado de <https://ergonomia-y-cibernetica.wikispaces.com/file/view/Antropometria+y+Ergonomia.pdf>

Mendoza F., (2006). "Análisis Cinemática y Dinámico de un Robot Delta de 3 Grados de Libertad" Maestría de Ingeniería: Mecánica aplicada. Universidad Nacional Autónoma de México. Cpitulo5.p125-126

Miranda M., (2001). "Simulación: Cátedra de Investigación Operativa" Marca de ley 11723. pág. 6-7. Recuperado el 26 de noviembre del 2015 de la página: http://campus.fi.uba.ar/pluginfile.php/82210/mod_resource/content/0/TP_Simulacion/SIMULACION.pdf

Napier J. (1956), Los movimientos prensiles de la mano humana, *Journal of Bone and JointSurgery*, 38B (4), pp902-9013

OlierCaparroso, I., Avilés, O., & Hernández Bello, J. (1999). Una introducción a la robótica industrial. *Revista de la facultad de ingeniería* (8), 53-67.

Otto Bock. (28 de Mayo de 2015). Obtenido de <http://www.ottobockus.com/C-Leg.html>

Pérez M., Pérez A. y Pérez E., (2007), INTRODUCCION A LOS SISTEMAS DE CONTROL Y MODELO MATEMÁTICO PARA SISTEMAS LINEALES INVARIANTES EN EL TIEMPO, Universidad Nacional de San Juan, Facultad de Ingeniería, Departamento de Electrónica y Automática Cátedra: Control I., Carrera: Bioingeniería.

Reyes. L., (2016). “Control de lazo abierto y cerrado” Recuperado de: http://lazocerrado.com/downloads/Control_de_lazo_abierto%20y%20cerrado.pdf

Rogers, EM, Barr, AB, Boontariga, K. y Rempel, (2008), Un modelo sólido antropométrica tridimensional de la mano sobre la base de mediciones históricas, *Ergonomía*, pp. 511 a 526

Sancho-Bru, JL, Pérez-González A., Vergara-Monedero M., Giurintano D., (2001) Modelo dinámico 3D de un dedo humano para estudiando los movimientos libres. *Revista de Biomecánica*, pp. 1491-1500.

Srikant, V., (2005), El desarrollo de un modelo biomecánica de extremidades superiores y realizar cinemática su cinemática análisis, concentrándose principalmente en el movimiento en el hombro articulación. *Industrial y nuclear Engineering- Colegio de Ingeniería, Cincinnati*.

Sánchez , R. (2008). Conceptos y definiciones en cinemática. Huelva.

Smith, D. (2005). La desarticulación de cadera y la hemipelvectomía. *inMOTION*, 1.

Tapem. (2 de julio de 2015). Obtenido de

http://www.tapem.com/images/img_mecanizacion_cnc1_LW.jpg

Ugbolue, U.C., Hsu, W. H., Goitz, R.J. y Li Z.M., (2005) Tendón y el desplazamiento del nervio en la muñeca durante el dedo movimientos, *Biomecánica Clínica*, pp. 50-56,

Valero-Cuevas, FJ, (1998), Grandes fuerzas en índices dedo son producidos por patrones independientes de músculo con excitación, *Revista de Biomecánica*, pp. 693-703

Villalba H., (2010). “Motores Eléctricos: Capitulo 3 Motores de Corriente Continua”. pág. 1-2

Williams , D. (1987). Implantes in surgery.

ANEXOS

- Anexo 1 Sensor de Fuerza A201

FlexiForce[®]

Standard Model A201



The FlexiForce A201 is our standard sensor and meets the requirements of most customers. The A201 is a thin and flexible piezoresistive force sensor that is available off-the-shelf in a variety of lengths for easy proof of concept. These ultra-thin sensors are ideal for non-intrusive force and pressure measurement in a variety of applications. This sensor is designed to use with your own electronics or multimeter.

BENEFITS

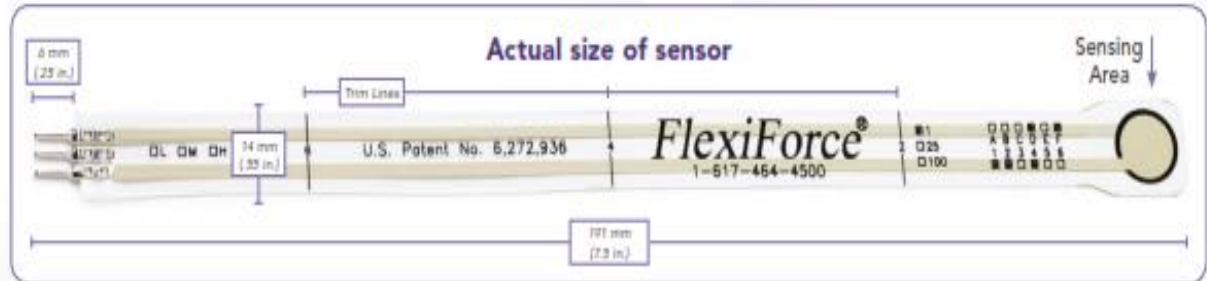
- Thin and flexible
- Easy to use
- Convenient and affordable

PHYSICAL PROPERTIES

Thickness	0.203 mm (0.008 in.)
Length	191 mm (7.5 in.)* (optional trimmed lengths: 152 mm (6 in.), 102 mm (4 in.), 51 mm (2 in.))
Width	14 mm (0.55 in.)
Sensing Area	9.53 mm (0.375 in.) diameter
Connector	3-pin Male Square Pin (center pin is inactive)
Substrate	Polyester (ex: Mylar)
Pin Spacing	2.54 mm (0.1 in.)

✓ ROHS COMPLIANT

* Length does not include pins, please add approximately 6mm (0.25 in.) for pin length for a total length of approximately 197 mm (7.75 in.).



STANDARD FORCE RANGES (as tested with circuit shown below)

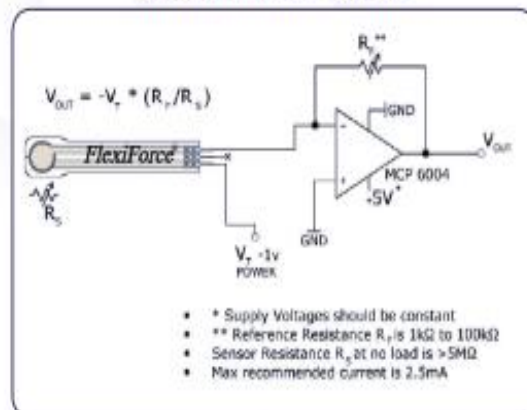
4.4 N (0 - 1 lb)

111 N (0 - 25 lb)

445 N (0 - 100 lb)

In order to measure forces above 100 lb (up to 1000 lb), apply a lower drive voltage (-0.5 V, -0.10 V, etc.) and reduce the resistance of the feedback resistor (1kΩ min.) Conversely, the sensitivity can be increased for measurement of lower forces by increasing the drive voltage or resistance of the feedback resistor.

Recommended Circuit



	Typical Performance	Evaluation Conditions
Linearity (Error)	< ±3%	Line drawn from 0 to 50% load
Repeatability	< ±2.5% of full scale	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Hysteresis	< 4.5 % of full scale	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Drift	< 5% per logarithmic time scale	Constant load of 111 N (25 lb)
Response Time	< 5μsec	Impact load, output recorded on oscilloscope
Operating Temperature	-40°C - 60°C (-40°F - 140°F)	Time required for the sensor to respond to an input force

- Force reading change per degree of temperature change = 0.36%/°C (±0.2%/°F)

• Anexo 2 Amplificador MCP6004

Features

- Available in SC-70-5 and SOT-23-5 packages
- Gain Bandwidth Product: 1 MHz (typical)
- Rail-to-Rail Input/Output
- Supply Voltage: 1.8V to 6.0V
- Supply Current: $I_Q = 100 \mu\text{A}$ (typical)
- Phase Margin: 90° (typical)
- Temperature Range:
 - Industrial: -40°C to +85°C
 - Extended: -40°C to +125°C
- Available in Single, Dual and Quad Packages

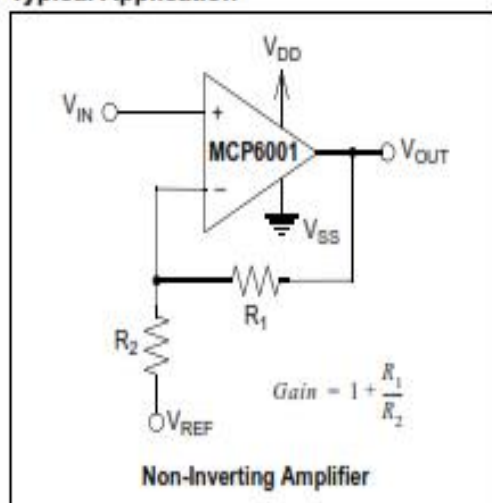
Applications

- Automotive
- Portable Equipment
- Photodiode Amplifier
- Analog Filters
- Notebooks and PDAs
- Battery-Powered Systems

Design Aids

- SPICE Macro Models
- FilterLab® Software
- Mindi™ Circuit Designer & Simulator
- Microchip Advanced Part Selector (MAPS)
- Analog Demonstration and Evaluation Boards
- Application Notes

Typical Application

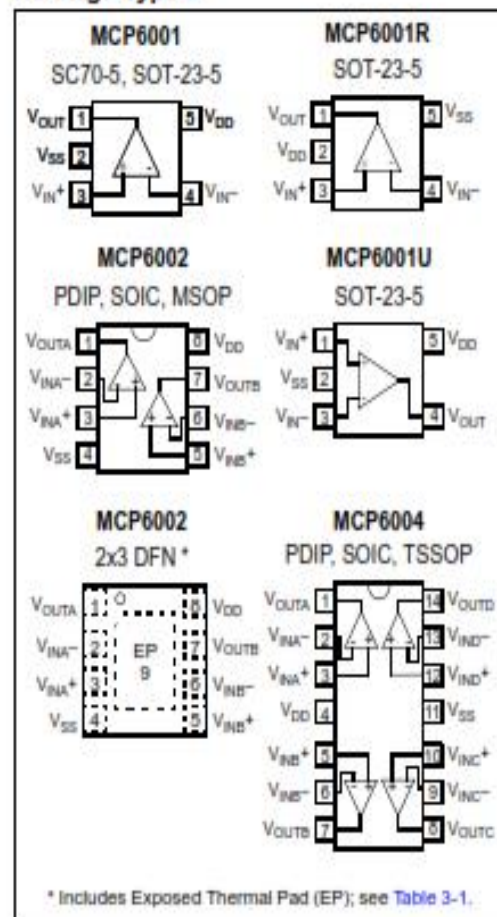


Description

The Microchip Technology Inc. MCP6001/2/4 family of operational amplifiers (op amps) is specifically designed for general-purpose applications. This family has a 1 MHz Gain Bandwidth Product (GBWP) and 90° phase margin (typical). It also maintains 45° phase margin (typical) with a 500 pF capacitive load. This family operates from a single supply voltage as low as 1.8V, while drawing 100 μA (typical) quiescent current. Additionally, the MCP6001/2/4 supports rail-to-rail input and output swing, with a common mode input voltage range of $V_{DD} + 300 \text{ mV}$ to $V_{SS} - 300 \text{ mV}$. This family of op amps is designed with Microchip's advanced CMOS process.

The MCP6001/2/4 family is available in the industrial and extended temperature ranges, with a power supply range of 1.8V to 6.0V.

Package Types



- **Anexo 3 Driver Motor Dc TB6612FNG**

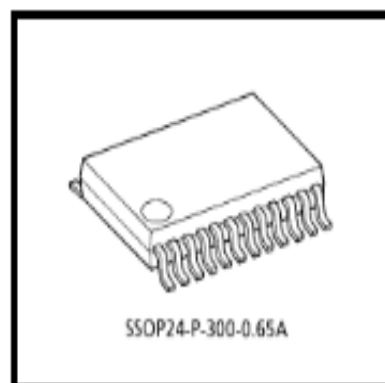
TB6612FNG

Driver IC for Dual DC motor

TB6612FNG is a driver IC for DC motor with output transistor in LD MOS structure with low ON-resistor. Two input signals, IN1 and IN2, can choose one of four modes such as CW, CCW, short brake, and stop mode.

Features

- Power supply voltage: $V_M = 15\text{ V(Max)}$
- Output current: $I_{OUT}=1.2\text{ A(ave)} / 3.2\text{ A (peak)}$
- Output low ON resistor: $0.5\ \Omega$ (upper+lower Typ. @ $V_M \geq 5\text{ V}$)
- Standby (Power save) system
- CW / CCW / short brake / stop function modes
- Built-in thermal shutdown circuit and low voltage detecting circuit
- Small faced package(SSOP24: 0.65 mm Lead pitch)
- Response to Pb free packaging



SSOP24-P-300-0.65A

質量: 0.14 g (標準)

- * This product has a MOS structure and is sensitive to electrostatic discharge. When handling this product, ensure that the environment is protected against electrostatic discharge by using an earth strap, a conductive mat and an ionizer. Ensure also that the ambient temperature and relative humidity are maintained at reasonable levels.

• Anexo 4 Optoacoplador PC817

PC817 Series

High Density Mounting Type Photocoupler

⊕ Lead forming type (I type) and taping reel type (P type) are also available. (PC817I/PC817P)
 ⊕⊕ TÜV (VDE0884) approved type is also available as an option.

■ Features

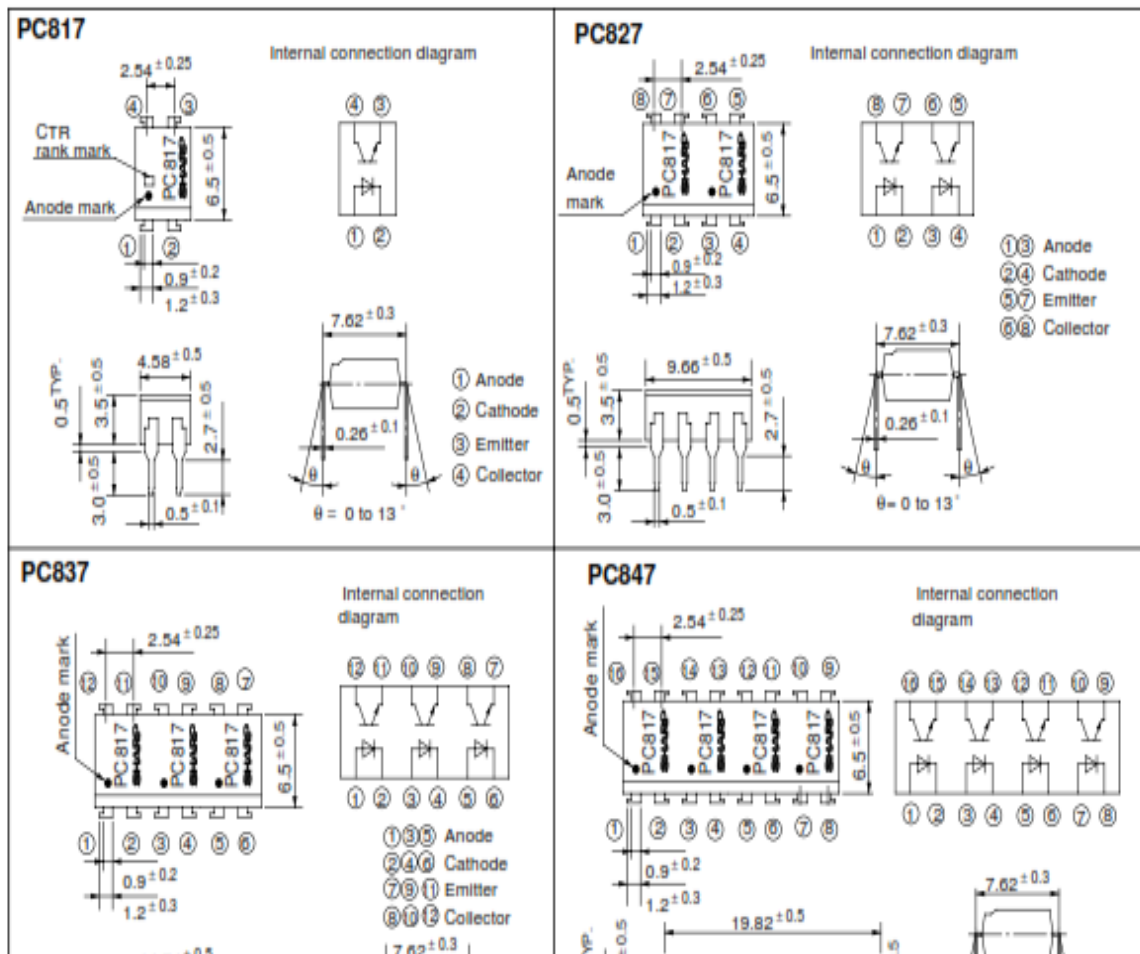
1. Current transfer ratio
 (CTR: MIN. 50% at $I_F = 5\text{mA}$, $V_{CE} = 5\text{V}$)
2. High isolation voltage between input and output (V_{iso} : 5 000V_{ms})
3. Compact dual-in-line package
 PC817 : 1-channel type
 PC827 : 2-channel type
 PC837 : 3-channel type
 PC847 : 4-channel type
4. Recognized by UL, file No. E64380

■ Applications

1. Computer terminals
2. System appliances, measuring instruments
3. Registers, copiers, automatic vending machines
4. Electric home appliances, such as fan heaters, etc.
5. Signal transmission between circuits of different potentials and impedances

■ Outline Dimensions

(Unit : mm)



- Anexo 5 Arduino Mega 2560

Technical Specification

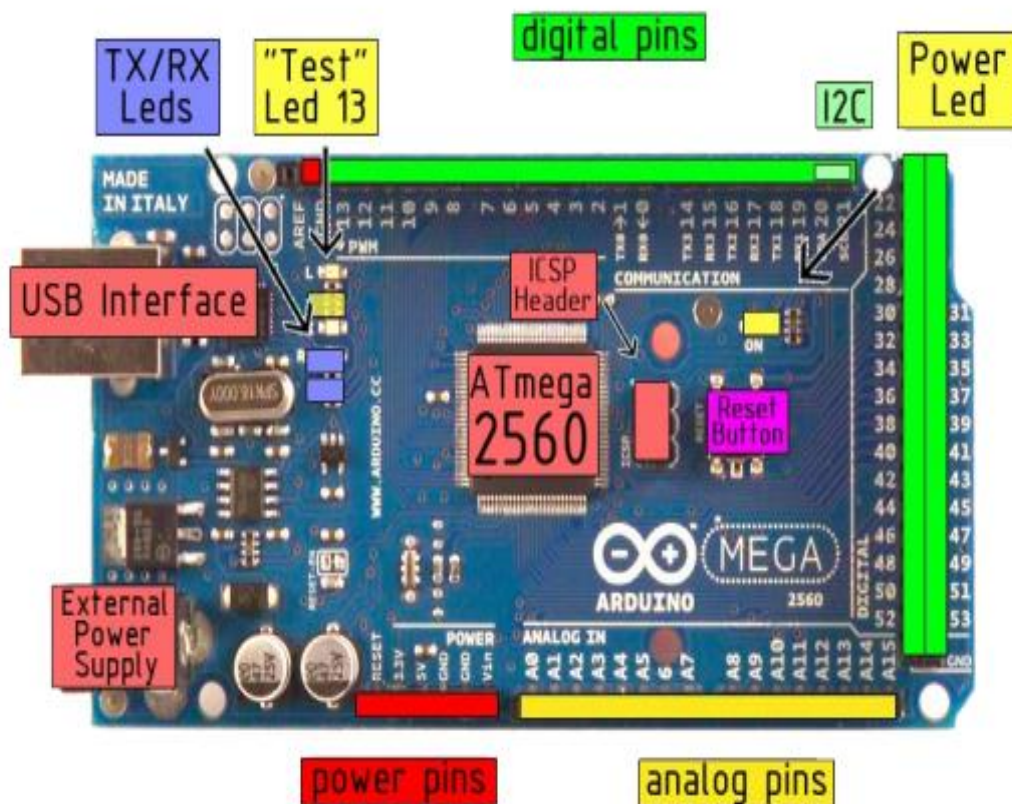


EAGLE files: [_arduino-mega2560-reference-design.zip](#)_Schematic: [arduino-mega2560-schematic.pdf](#)

Summary

Microcontroller	ATmega2560
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	54 (of which 14 provide PWM output)
Analog Input Pins	16
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	256 KB of which 8 KB used by bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Clock Speed	16 MHz

the board



- **Anexo 6 Motor DC Pololu**

Dimensiones

Tamaño:	10 × 12 × 26 mm ¹
Peso:	9,5 g
Diámetro del eje:	3 mm ²

Especificaciones generales

Relación de transmisión:	297,92: 1
Velocidad de funcionamiento libre @ 6V:	100 rpm
Corriente de funcionamiento libre @ 6V:	120 mA
Corriente a 6V:	1600 mA
Par de bloqueo @ 6V:	70 oz · in
Eje extendido del motor:	norte
¿Cepillos de carbón de larga duración ?:	Y
Tipo de motor:	1.6A parada @ 6V (HPCB 6V - cepillo de carbón)

Notas:

1 El eje de salida añade 9 mm a la longitud de 26 mm.

2 Eje D.

• Anexo 7 Programación

