

UACM

Universidad Autónoma
de la Ciudad de México

Nada humano me es ajeno

COLEGIO DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA

LICENCIATURA EN INGENIERÍA EN SISTEMAS ELECTRÓNICOS INDUSTRIALES

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS DE MANO ROBÓTICA

TRABAJO RECEPCIONAL

PARA OBTENER EL TÍTULO DE LICENCIADO EN
INGENIERÍA EN SISTEMAS ELECTRÓNICOS INDUSTRIALES

PRESENTA:

JUAN ÁNGEL VARGAS JACOB

DIRECTOR DE TRABAJO RECEPCIONAL:

ING. AMARANTO DE JESÚS DÁVILA JÁUREGUI

México DF Agosto 2014

SISTEMA BIBLIOTECARIO DE INFORMACIÓN Y DOCUMENTACIÓN



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE LA CIUDAD DE MÉXICO COORDINACIÓN ACADÉMICA

RESTRICCIONES DE USO PARA LAS TESIS DIGITALES

DERECHOS RESERVADOS ©

La presente obra y cada uno de sus elementos está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor; por la Ley de la Universidad Autónoma de la Ciudad de México, así como lo dispuesto por el Estatuto General Orgánico de la Universidad Autónoma de la Ciudad de México; del mismo modo por lo establecido en el Acuerdo por el cual se aprueba la Norma mediante la que se Modifican, Adicionan y Derogan Diversas Disposiciones del Estatuto Orgánico de la Universidad de la Ciudad de México, aprobado por el Consejo de Gobierno el 29 de enero de 2002, con el objeto de definir las atribuciones de las diferentes unidades que forman la estructura de la Universidad Autónoma de la Ciudad de México como organismo público autónomo y lo establecido en el Reglamento de Titulación de la Universidad Autónoma de la Ciudad de México.

Por lo que el uso de su contenido, así como cada una de las partes que lo integran y que están bajo la tutela de la Ley Federal de Derecho de Autor, obliga a quien haga uso de la presente obra a considerar que solo lo realizará si es para fines educativos, académicos, de investigación o informativos y se compromete a citar esta fuente, así como a su autor ó autores. Por lo tanto, queda prohibida su reproducción total o parcial y cualquier uso diferente a los ya mencionados, los cuales serán reclamados por el titular de los derechos y sancionados conforme a la legislación aplicable.

AGRADECIMIENTOS:

A mis padres los cuales siempre me apoyaron y a cada momento me daban el ánimo necesario para nunca dejar la escuela y sobre todo me hicieron ver lo difícil que puede llegar a ser esta vida si no se tienen las armas necesarias para afrontarla.

A mi madre Esperanza Jacob Varela la cual es una mujer que siempre lucho por sacarnos adelante a mí y a mis hermanos y me demostró lo fuerte que puede llegar a ser una persona cuando quiere sacar adelante a sus seres queridos. Por su paciencia para despertarme y llevarme a la escuela durante tantos años y por acudir a los citatorios que eventualmente me mandaban los profesores de la primaria y secundaria.

A mi padre Andrés Vargas Prudente que desde pequeño siempre me inspiro a hacer una persona de bien y despertó en mí el estudio a la ciencia y a los sistemas electrónicos, pero principalmente me enseñó que la vida es corta y no podemos darnos el gusto de desperdiciar el tiempo con cosas que no valen la pena.

A mis profesores: Daniel Noriega Pineda, Amaranto de Jesús Dávila Jáuregui, quienes dedicaban tiempo extra con tal de que los alumnos del Plantel Casa Libertad no se quedaran sin grupos y pudieran tener un avance más acelerado durante nuestra estancia. También por invertir en material o equipo para uso de los alumnos, el cual por cuestiones de presupuesto no eran otorgados al colegio.

A mis profesores Amaranto de Jesús Dávila Jáuregui, Daniel noriega pineda, Christian Agustín Vázquez Villanueva, Adrián Castillo Sánchez y Luis Rene Sagredo Hernández por haberme enseñado todo lo que sé.

A los profesores que se encargaron de dar revisión a este trabajo recepcional: Diana Aurora Cruz Hernández, Fermi Vázquez Villanueva, Christian Agustín Vázquez Villanueva y Daniel Noriega Pineda, por todas las aportaciones hechas a este trabajo y por el tiempo dedicado al mismo.

A mi hermana Lidia Vargas Jacob porque siempre me ha brindado su apoyo con tal de que no dejara la escuela, principalmente durante mi estancia en la prepa donde me apoyo en todos los aspectos para poder concluir mis estudios de nivel medio superior.

A mi hermano Moisés Vargas Jacob que me apoyo durante mi infancia y en mi estancia en la secundaria para poder finalizar con éxito mi taller de electrónica.

A Aranza quien fue clave para conocer gente con metas y con ambiciones lo cual siempre tenía presente para no descuidar la universidad y poder concluirla, pero principalmente por todo el apoyo económico sin el cual no hubiera podido cumplir mi objetivo. (Araceli Riva Palacio, Irazema Riva Palacio, Ana Riva Palacio, Héctor Morán)

Se agradece al SECITI el apoyo para la realización de este trabajo, como parte del proyecto: Robot móvil de servicio para vigilancia y prevención del delito (PI2011 -1R), del convenio UACM – SECITI 60-2013.

ÍNDICE

CAPÍTULO 1. PRELIMINARES	1
1.1. Introducción	1
1.2. Planteamiento del problema	3
1.2.1. Hipótesis.	4
1.2.2. Justificación.	5
1.3. Objetivos	5
1.4. Metodología	6
1.5. Alcances y limitaciones	7
Referencias	7
CAPÍTULO 2. ANATOMÍA Y DISEÑO MECÁNICO	8
2.1. Miembro (extremidad) superior	8
2.2. Funcionalidad extremidad superior	10
2.3. Selección de grados de libertad	13
2.4. Diseño mecánico de la prótesis	13
2.4.1. Diseño mecánico pinza	14
2.4.2. Diseño con transmisión de tornillo	18
2.4.3. Diseño mecánico de la muñeca.....	20
Referencias	24
CAPÍTULO 3. ELECTRÓNICA Y CONTROL MECÁNICO	25
3.1. Sensor de posición	26
3.2. Programación del microcontrolador y control ON-OFF	28
3.3. Ajuste de velocidad	36
3.4. Control de sujeción (pinza)	38
Referencias	42

CAPÍTULO 4. FISIOLOGÍA Y ELECTROMIOGRAFÍA	43
4.1. Tejido muscular	43
4.2. Señales eléctricas en las neuronas	46
4.3. Ondas cerebrales	48
4.4. Electromiografía (EMG)	49
4.4.1. Problemas generales	49
4.4.2. Características de las señales EMG	50
4.4.3. Características del ruido eléctrico en las señales EMG.....	50
4.4.4. Maximizar la fidelidad de la señal EMG	51
4.4.5. Electrodo y diseño del amplificador	51
Referencias	51
 CAPITULO 5. SEÑALES EMG Y SU PROCESAMIENTO	 53
5.1. Electrodo	56
5.2. Adquisición y acondicionamiento	57
5.3. Rectificado	59
5.4. Suavizado y ganancia ajustable	59
5.5. Filtrado y eliminación del ruido	60
5.6. Transformada en tiempo corto de Fourier	61
5.7. Wavelets	63
5.8. Extracción de características	66
Referencias	68

CAPITULO 6. EXPERIMENTOS Y RESULTADOS	69
6.1. Estructura mecánica	69
6.2. Funcionamiento encoder propuesta 1(Giro muñeca)	71
6.3. Funcionamiento encoder propuesta 2(Giro muñeca)	72
6.4. Funcionamiento encoder propuesta 3(Giro muñeca)	74
6.5. Pruebas del controlador ON-OFF	75
6.6. Resultados control de sujeción pinza	77
6.7. Pruebas adquisición de señales EMG	78
6.8. Resultados con la técnica Wavelets	80
CAPITULO 7. CONCLUSIONES	82

1. PRELIMINARES

En este trabajo se presenta el diseño e implementación de una mano robótica antropomórfica, controlada mediante un sistema de adquisición y procesamiento básico de señales EMG, el trabajo está orientado al uso de la mano robótica y su interfaz de control en el desarrollo de prótesis biónicas de bajo costo.

1.1 Introducción

En la actualidad la robótica y mecatrónica han tenido un crecimiento vertiginoso gracias a los avances en las microcomputadoras, electrónica, sistemas de control digital, sensores, actuadores y herramientas que permite construir sistemas y máquinas cada vez más pequeñas y relativamente a bajo costo. Uno de los campos en los que actualmente se está trabajando es el de los robots antropomórficos, un robot antropomórfico es un sistema electromecánico que tiene características y cualidades similares a las de un humano, el robot no necesariamente debe ser un humano completo, puede ser sólo un miembro por ejemplo una pierna o una mano. Existen una gran cantidad de aplicaciones para este tipo de robots, muchas de ellas están orientadas a mejorar la interfaces humano – robot, los robots al tener características humanas resultan menos agresivos y interacción entre un individuo y el robot resulta más agradable. Otro campo de aplicación de estos robots son las prótesis biónicas, definiremos una prótesis como un elemento que sustituye una parte faltante del cuerpo cuyo objetivo principal es permitir al individuo realizar las mismas actividades que originalmente hacía con el miembro perdido; esto se puede lograr en mayor o menor medida dependiendo del tipo de prótesis que se utilice. En la actualidad podemos encontrar prótesis mecánicas las cuales tienen el objetivo de sustituir un elemento faltante del

cuerpo ya sea por fines estéticos o por funcionalidad, desafortunadamente muchas de estas están limitadas en las actividades que pueden realizar, la popularidad de este tipo de prótesis se debe a que son económicas en comparación a una que cuenta con todo un sistema electrónico integrado con sensores y actuadores que permiten facilidad de uso y funcionalidad.

El uso de prótesis no es un tema reciente, se han encontrado indicios de momias egipcias donde se puede apreciar que usaban elementos para sustituir partes faltantes del cuerpo hechos de materiales diversos como madera, metal, fibras naturales, etc. con formas muy similares a las del cuerpo humano (Fig. 1.1), por lo que podemos inferir que el sustituir partes faltantes del cuerpo es una práctica que se ha dado desde tiempos antiguos, también podemos recordar el personaje del Capitán Garfio en la serie animada Peter Pan, este personaje es ficticio pero fue inspirado por el comandante marino Christopher Newport (1565-1617), el cual al perder su mano derecha encontró un remplazo para esta y la sustituyó por un garfio (Fig. 1.2). Muchos casos como estos han surgido en la historia de la humanidad desde simples elementos de metal o madera u otros materiales hasta nuestra actualidad con complejos mecanismos cuyo control está basado en microcomputadoras del tamaño de una moneda y sensores y actuadores con muy buenas prestaciones en cuanto a tamaño y consumo.



Fig. 1.1 Prótesis de dedo Egipcia



Fig.1.2 Christopher Newport inspirador del personaje "Capitán Garfio"

Actualmente las investigaciones y desarrollos en este campo están enfocadas al perfeccionamiento de una prótesis al grado de obtener una funcionalidad similar a la que se tenía con el elemento del cuerpo que se ha perdido y en muchos casos con una apariencia muy similar a la del cuerpo humano, la desventaja de este tipo de prótesis es que tienen un costo extremadamente alto, por tales razones para muchas personas es difícil remplazar aquellas prótesis con funcionalidad limitada por unas con alta tecnología. Una ventaja de las prótesis sencillas es que su uso es muy simple y basta con movimientos del cuerpo para provocar tensiones en alambres y provocar movimiento en los actuadores con forma de mano o pinza (Fig.1.3), otro tipo de prótesis son aquellas que no poseen algún grado de libertad, simplemente se comportan como una extensión física inmóvil del cuerpo, también conocidas como prótesis pasivas (Fig. 1.4 - 1.5).



Fig.1.3 Prótesis de antebrazo mecánica controlada por movimiento



Fig.1.4 Prótesis pasiva de pierna



Fig. 1.5 Prótesis pasiva de brazo

1.2 Planteamiento del problema

En la Ciudad de México a pesar de que existen diversos programas e instituciones que apoyan a la población con discapacidad, este es uno de los grupos que sufren mayores factores de exclusión debido a su difícil situación sobre todo en el ámbito laboral así como en diversas actividades como las culturales, deportivas, etc.. Uno de los factores que limitan la inclusión de estas personas es la

falta de recursos así como el poco acceso que existe por parte de ellas a tecnologías que permitan o faciliten su participación en estas actividades. En la Ciudad de México existen 159 mil 754 personas con discapacidad permanente. De acuerdo a las cifras del INEGI, el 50 por ciento de ellos tiene discapacidad motriz; 19.8 por ciento tiene visual, el 19.3 auditiva y de lenguaje y el 17 por ciento intelectual (Alberto, 2010).

La relación entre discapacidad y pobreza es de dos vías: la discapacidad aumenta las condiciones de riesgo de pobreza y la pobreza aumenta las condiciones de riesgo de discapacidad (Hernández, 2006).

El resultado de este círculo es que las personas con discapacidad están, la mayoría de las veces, entre los más pobres y esto se debe principalmente a que las personas con discapacidad tienen poco o casi nulo acceso a programas educativos que permitirían mejorar su desarrollo y al mismo tiempo mejorar sus oportunidades de tener acceso al campo laboral.

La falta de oportunidades de estas personas origina una marginación de oportunidades laborales y de independencia económica de la población con discapacidad, por lo que los costos económicos de la discapacidad, directos e indirectos, suelen ser altos.

La implementación de tecnologías tanto de software y hardware de bajo costo para favorecer la inclusión de la población con discapacidad de la Ciudad de México y que proporcionen equidad para favorecer su participación en los espacios y procesos que se tienen para la demás población resulta de vital importancia para el desarrollo sostenido de una sociedad.

El desarrollo de prótesis robóticas de bajo costo permitirá a la población con discapacidad tener más oportunidades sobre todo en el ámbito laboral que le permita acceder a una mejor calidad de vida con todos los beneficios sociales que esto conlleva para la sociedad.

1.2.1 Hipótesis

Es posible diseñar y construir un prototipo de una prótesis robótica de mano de bajo costo que pueda ser controlada mediante señales mioeléctricas la cual contara con dos grados de libertad uno que se dedicara a sujetar objetos y otro que tendrá la función de hacer el giro del antebrazo, con estos dos grados se tendrá la capacidad de efectuar tareas básicas como sujetar objetos, girarlos y moverlos de un lugar a otro.

1.2.2 Justificación

En la actualidad el contar con una prótesis biónica pudiera ser complicado para algunas personas, los prototipos que se están lanzando en el mercado cuentan con un precio muy elevado ya que generalmente son desarrollos extranjeros aunado a que en México no hay muchos centros de investigación y desarrollo que implementen estos dispositivos, se vuelve difícil tener accesos a ellos. Al desarrollar este sistema incursionamos en este campo en desarrollo que en los últimos años ha tenido un fuerte impulso y un avance importante a nivel mundial debido a los beneficios tanto tecnológicos como sociales que puede traer consigo. Al desarrollar un producto orientado a las de personas discapacitadas de nuestra localidad, ayudaremos a personas que generalmente son de bajos recursos y están en desventaja frente a las personas con capacidades físicas plenas, lo cual contribuye a que su situación económica sea vulnerable convirtiéndose esto en un círculo vicioso. La investigación para este primer prototipo nos ayudara a tener un panorama general y un acercamiento a las tecnologías requerida para desarrollar este tipo de sistemas, y posteriormente abarcar un campo más amplio de desarrollo, tanto prótesis de pierna, rodilla, brazo etc. Además se sentarán las bases y se desarrollará una plataforma que servirá para investigación en áreas de procesamiento de señales como son: adquisición de señales, filtrado, reconocimiento de patrones, etc., algoritmos de control, programación de microcomputadoras, etc.

1.3 Objetivos

El objetivo de este trabajo es construir una prótesis robótica de mano de bajo costo utilizando todos los conocimientos adquiridos en la carrera de Ingeniería en Sistemas Electrónicos e Industriales, la prótesis podrá ser controlada con un sistema de lazo abierto así como por un sistema de control básico utilizando señales electromiográficas.

1.3.1 Objetivos específicos

1. Generar una estructura mecánica con características similares a las de una mano humana, principalmente respecto al tamaño, peso y funcionalidad básica.
2. Dotar a la estructura metálica con actuadores adecuados los cuales serán los generadores de los dos grados de libertad de la estructura metálica.
3. Estudiar las señales eléctricas provenientes de los músculos para poder caracterizarlas y poder desarrollar tarjetas electrónicas para su posterior procesamiento.

4. Diseño e implementación de una tarjeta electrónica para la amplificación y acondicionamiento de las señales provenientes de los músculos a partir de amplificadores de instrumentación.
5. Diseño e implementación de la tarjeta electrónica encargada del control de la estructura mecánica, esto a partir de una microcomputadora.
6. Diseño de algoritmo que se implementara en la microcomputadora.
7. Validar el diseño obtenido mediante pruebas de desempeño.

1.4 Metodología

1. Investigación bibliográfica sobre prótesis, anatomía humana, fisiología humana.
2. Diseño de la estructura mecánica y selección de un material adecuado para su construcción a partir de las especificaciones requeridas para el prototipo.
3. Investigación sobre tipos de sensores existentes para medición de fuerza, posición y corriente.
4. A partir de los sensores y actuadores, escoger una fuente de suministro de energía adecuado, tomando en cuenta el rendimiento del sistema y la comodidad del usuario.
5. Caracterización de señales mioeléctricas para definir el tipo de circuitos integrados que se utilizaran para su acondicionamiento y procesamiento.
6. Diseño y construcción de tarjetas electrónicas para adquisición y amplificación de señales mioeléctricas.
7. Estudio de características de las microcomputadoras posibles a utilizar y selección de la más adecuada.
8. Optimizar el Diseño de algoritmos para la adquisición de señales de los sensores y control de lo actuadores a partir de las características de la microcomputadora a utilizar.
9. Pruebas físicas del sistema para evaluar su desempeño.

1.5 Alcances y limitaciones

La mano robótica desarrollada en este trabajo es un primer prototipo que permitirá iniciar el estudio de los sistemas robóticos para ayuda a personas con discapacidad.

La prótesis solo contará con funciones las básicas de sujetar objetos y girar la muñeca.

Se intentará realizar un control elemental de la mano robótica utilizando señales mioeléctricas, el perfeccionamiento de este tipo de control y del sistema de adquisición y procesamiento de las señales se deja como trabajo futuro.

Bibliografía

Alberto, S. B. (2010). Programa de derechos humanos del Distrito Federal. Servicios Editoriales S.A. de C.V.

Hernández, A. R. (2006). El reto de la inclusión y atención integral de niños, niñas y jóvenes con discapacidad en la Ciudad de México. . *Revista GObierno del Distrito Federal UNICEF* .

2. ANATOMÍA Y DISEÑO MECÁNICO

En este capítulo se hace una revisión de la anatomía de una mano humana lo cual nos dará una perspectiva para diseñar la estructura mecánica más adecuada manteniendo al mínimo la cantidad de actuadores para que el prototipo planteado tenga una funcionalidad aceptable, esto con el fin de reducir los costos de fabricación. Se analiza la anatomía de la mano humana y sus funcionalidades, posteriormente se propone el diseño de la estructura mecánica.

2.1 Miembro (extremidad) superior

Cada miembro superior consta de 30 huesos, estos los podemos dividir principalmente en tres grupos.

GRUPO	HUESOS	UBICACIÓN
1	1. Húmero	Brazo
2	2. Cúbito 3. Radio	Antebrazo Antebrazo
3	4-11. Carpianos 12-16. Metacarpiano 17-30. Falanges	Muñeca Palma Huesos de los dedos

Tabla 2.0 Huesos de la extremidad superior

Al analizar esta tabla y hacer una relación con sistemas mecánicos utilizados en mecatrónica, el desarrollo de un prototipo parecido a una mano humana se vuelve una tarea bastante compleja ya que observando la figura 2.0 podemos notar que existen más de 15 articulaciones del antebrazo a

CAPITULO 2: ANATOMÍA Y DISEÑO MECÁNICO

las falanges, esto quiere decir que necesitamos un número similar de actuadores para poder generar e imitar fielmente los movimientos que puede ejecutar una mano humana.

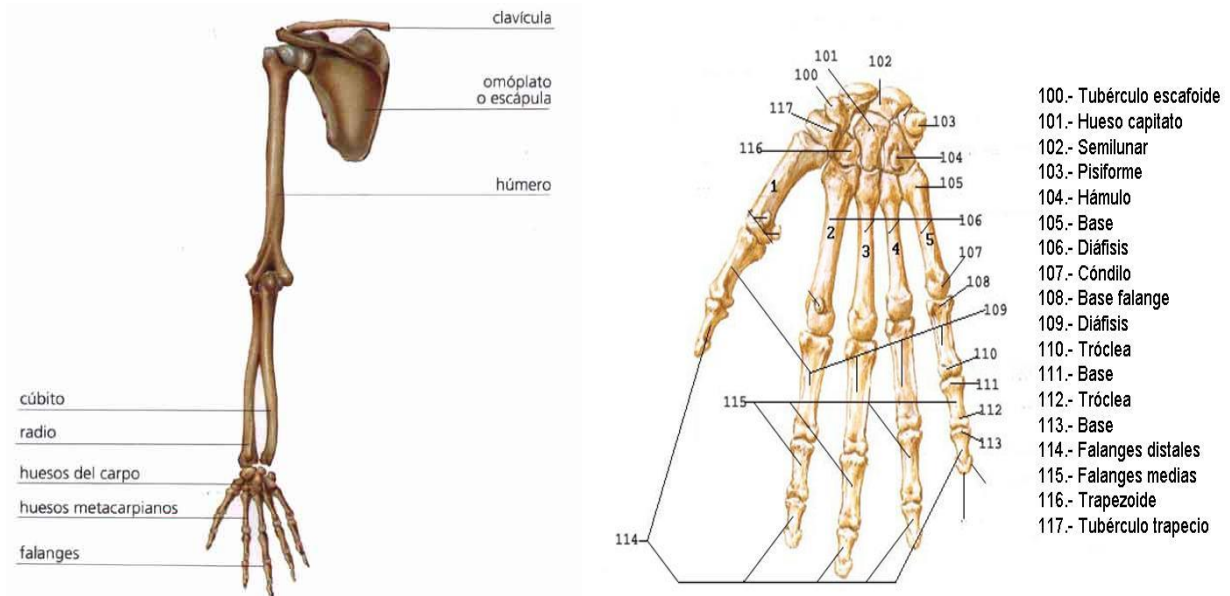


Figura 2.0 Huesos extremidad superior (Yadiprince, 2014)

Los dispositivos actuadores utilizados para el movimiento de las prótesis generalmente no cuentan con las características para integrar 15 de estos en un espacio tan reducido (un volumen aproximado del antebrazo a las falanges), se ha trabajado con algunos prototipos los cuales cuentan con un número elevado de grados de libertad muy próximos a los que normalmente cuenta la mano humana, sin embargo estos prototipos generan movimientos con motores cuya transmisión de movimiento se hace a distancia, prototipos como éste no son útiles para la aplicación que buscamos en este proyecto ya que mientras la prótesis cuenta con las dimensiones adecuadas, los generadores del movimiento tienen dimensiones exageradas, convirtiendo al sistema en un dispositivo voluminoso difícil de trasladar de forma compacta. Por otro lado existen prototipos que si cuentan con una gran cantidad de pequeños actuadores y que imitan muy bien los movimientos de la mano pero su capacidad de “agarre” y fuerza es muy limitada lo que restringe el uso de la prótesis principalmente para fines estéticos.

En este proyecto nos interesa un dispositivo mecánico que pueda sustituir el grupo 2 y 3 de la mano humana. Todo el análisis visto anteriormente nos lleva a resultados en los que la reproducción mecánica llegaría a ser muy compleja y el costo derivado de la cantidad de actuadores sería muy elevado, por lo que la propuesta del diseño mecánico se tratará de abordar desde otra perspectiva.

2.2 Funcionalidad extremidad superior

De la anatomía de la extremidad superior se llega a la conclusión de que no es lo más indicado hacer un diseño con características similares ya que los costos de fabricación pudieran ser elevados y la disponibilidad de los materiales para la realización del prototipo sería muy limitada, lo cual va en contra de uno de los objetivos de este trabajo que es el desarrollo de un sistema de bajo costo.

Para un ser humano el uso de las extremidades es muy importante ya que las utiliza para realizar todo tipo de actividades cotidianas, estas actividades se pueden dividir a grandes rasgos en tres niveles dependiendo del grado de libertad de la actividad.

Nivel de la actividad	Características principales	Actividad
Básicas	Tomar objetos y desplazarlos de un lugar a otro.	Agarrar una escoba Levantar las cobijas de una cama Mover una silla Abrir un libro Sacarle punta a un lápiz Abrir una puerta de manija
Medias	Tomar objetos y realizar una cierta actividad con ellos con una importancia mínima de aplicación de fuerzas y dirección	Escribir con un bolígrafo Sujetar un vaso de agua Afeitarse. Abrir una puerta con una llave Manipular el mouse de una computadora Maquillarse
Altas	Tomar objetos y realizar una cierta actividad con ellos con una importancia de aplicación de fuerzas importante y dirección.	Tocar algún instrumento musical (piano, guitarra, violín, etc.) Abrochar los botones de una camisa Dibujar. Deportes (Básquet ball, base ball, etc.) Manipulación de un control de video juegos de última generación.
No definido		Escribir en una computadora Utilizar una calculadora Utilizar un celular Peinarse

Tabla 2.1 Grado de dificultad de distintas actividades.

CAPITULO 2: ANATOMÍA Y DISEÑO MECÁNICO

Actividades básicas: Estas entran en este grupo ya que la principal actividad es sujetar algo sin importar mucho la dirección en la que se encuentre el objeto (Figura 2.1) ya que por lo regular esta no cambiara. Al mover una silla esta puede tomar un sinfín de direcciones mientras se hace el traslado las direcciones que esta tome no tienen demasiada importancia lo principal es sujetar la silla para poder manipularla.



Figura 2.1 Actividad básica sujeción y manipulación de objetos

Actividades Medias: Las actividades medias empiezan a tener mayor complejidad, ya que no solo se requiere de sujeción de objetos si no la dirección en las que estas se realizan (Figura 2.2), al tomar un vaso con agua no solo nos interesa mantenerlo sujeto, nos interesa que el contenido no se caiga y para esto se requiere tener un control de dirección; al afeitarse no basta con mantener sujeto el rastrillo también es importante la inclinación del rastrillo con respecto a la piel.



Figura 2.2 Actividad media sujeción y control de dirección

Actividades Altas: Las actividades de nivel alto, las catalogaremos como las más complejas, esto se debe a que existe la unión de distintas funciones como es de sujeción, control de dirección, control de fuerza y una actividad compleja de articulaciones (Figura 2.3). El tocar un instrumento y en particular el teclado requiere de cambios de la posición de la manos, hablamos de crear más de 30 posiciones diferentes, con la dirección de los dedos indicada y la fuerza necesaria para crear matices en la interpretación, esto es algo muy similar para algún tipo de deporte como por ejemplo el básquet ball donde se unen las acciones de mantener el objeto suspendido, aplicar el movimiento necesario para darle dirección al balón y complementar la fuerza de empuje con los dedos.



Figura 2.3 Actividad de nivel alto

Actividades no definidas: Dado que no existe una forma normada de escribir sobre una computadora (Figura 2.4) este tipo de actividad entra dentro de las actividades con nivel no definido, pensemos en una mecanógrafa la cual tiene la capacidad de escribir a velocidades muy altas con una utilización muy considerable de las manos; por el contrario pensemos en un niño el cual empieza a utilizar el teclado de una computadora, él no tiene la capacidad de la mecanógrafa para realizar ésta tarea pero sin importar eso, el niño también será capaz de escribir algo sobre la computadora aunque su forma de conseguirlo sea con una habilidad menor, muy probablemente el niño será capaz de escribir un texto con la utilización de solamente un dedo, claro que las velocidades de uno con respecto a otro serán muy distintas pero ambos serán capaz de lograr el objetivo.



Fig. 2.4 Actividad de nivel no definido

2.3 Selección de grados de libertad

Una vez que se han catalogado ciertas actividades de acuerdo a su complejidad, el siguiente paso es definir qué tipo de funciones o actividades queremos que sea capaz de realizar el prototipo y en consecuencia definir los grados mínimos de libertad.

Comencemos con las actividades básicas, algunas de estas podrían realizarse con una prótesis pasiva eso quiere decir que no es necesario contar con algún grado de libertad, simplemente con una extensión de algún elemento fijo es suficiente para lograr el objetivo, en algunas otras actividades se requiere la sujeción de objetos para esto es necesario una pinza que cuente con por lo menos un grado de libertad y se pueda controlar tanto el cierre como la abertura. Para las actividades de nivel medio aunado a la sujeción de objetos tenemos que tomar en cuenta la dirección del objeto, para una de las actividades marcadas como la de sujetar un vaso con agua sin que esta se caiga, son necesarios dos grados de libertad. Dentro de las actividades medias con dos grados de libertad se pueden abarcar una cantidad considerable de actividades cotidianas.

Las actividades de nivel alto tienen la característica de utilizar sus manos en su máxima expresión por tal razón las articulaciones tienen una gran importancia, hablando de la estructura mecánica es difícil lograr algo parecido sin tratar de igualar los grados de libertad de una mano humana por tal razón descartaremos estas actividades y nos concentraremos en las de nivel medio.

2.4 Diseño mecánico de la prótesis

Como se mencionó anteriormente, dos grados de libertad es una posible solución a nuestro problema y además relativamente simple en la estructura mecánica comparado con un brazo de más de 10 grados de libertad, a continuación se analiza un diseño mecánico propuesto con dos grados de libertad hecho en **solid edge** un programa para efectuar dibujos en 2d y 3d y su posible expansión a tres grados de libertad, donde el tercer grado de libertad tiene que ver con la independencia de movimiento entre los dedos de la pinza.

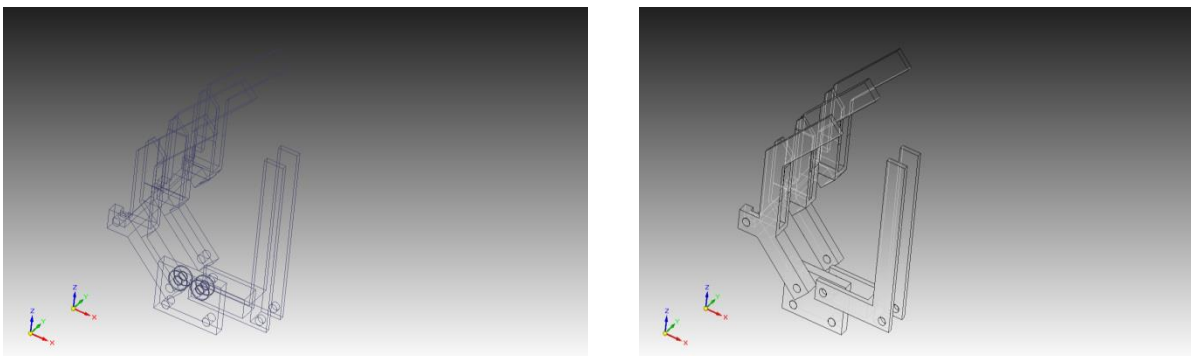


Figura. 2.5 posición estática de la pinza.

2.4.1 Diseño mecánico pinza

La función básica de una pinza mecánica es la de sujetar objetos, para lograr su objetivo ésta solo tiene que constar de dos elementos que al aplicar una fuerza externa coincidan en el punto de sujeción y en consecuencia poder sostener al objeto; para nuestro mecanismo basta con 2 elementos opuestos, sin embargo se optó en diseñar la estructura parecida a una mano humana con la finalidad cubrirla con algún material sintético y darle un aspecto más real.

La figura 2.5 nos muestra la posición de la estructura mecánica de la pinza, en la acción de tomar un objeto, podríamos semejar mucho a la mano humana, pero en este diseño se tienen sólo 4 dedos. Para provocar el cierre de la pinza necesitamos un actuador con la fuerza necesaria para sujetar objetos de mediano peso, de aproximadamente de 1.5 Kg. Dado que trabajaremos con una pinza es muy importante definir el número de actuadores a utilizar, podemos escoger entre uno o dos motores los cuales se colocarían en cada uno de los ejes tal como se muestra en la figura 2.6.

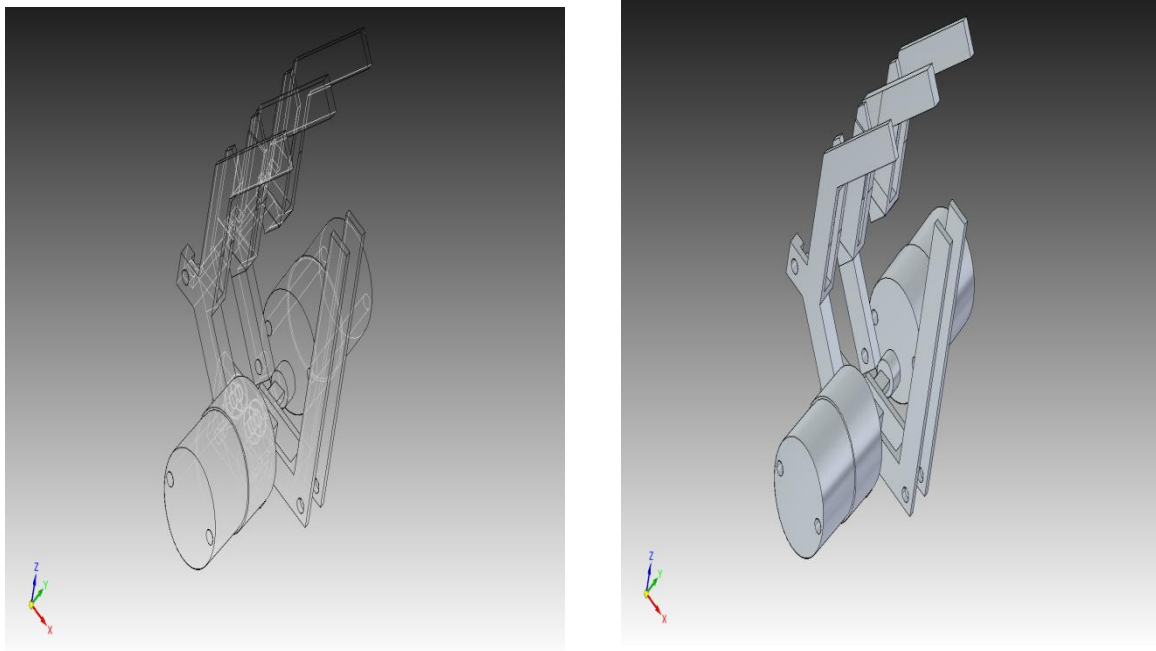


Figura 2.6 Pinza con 2 ejes de movimiento

Cualquiera que sea la opción elegida ya sea un motor o dos, tenemos el problema del torque máximo de los motores y de la velocidad de estos, ya que si se conectan de forma directa el

consumo de corriente puede ser excesivo al igual que la velocidad y el tamaño del motor, todos estos problemas se originan con el objetivo de lograr una fuerza capaz de sujetar 2.0 Kg.

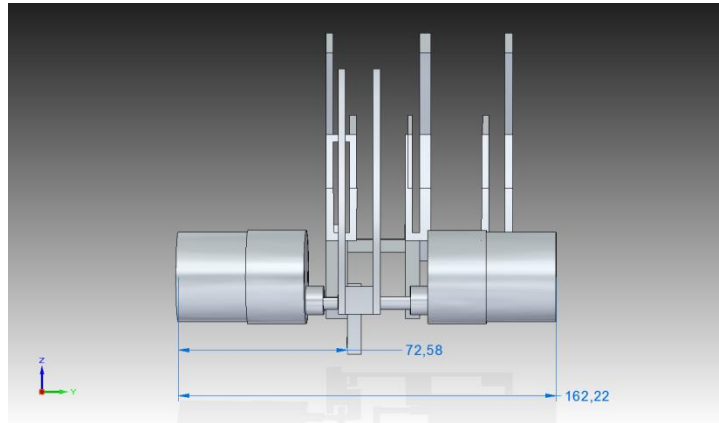


Figura 2.7 Dimensiones para dos motores con dos ejes de movimiento

En la figura 2.7 se muestran las dimensiones requeridas para dotar la pinza con dos motores y poder ejercer una fuerza capaz de sostener objetos de 2kg. Como se muestra en la figura las dimensiones en una de las vistas exceden los 16cm que es una medida fuera del rango de una mano humana la cual tiene una distancia máxima de 10cm.

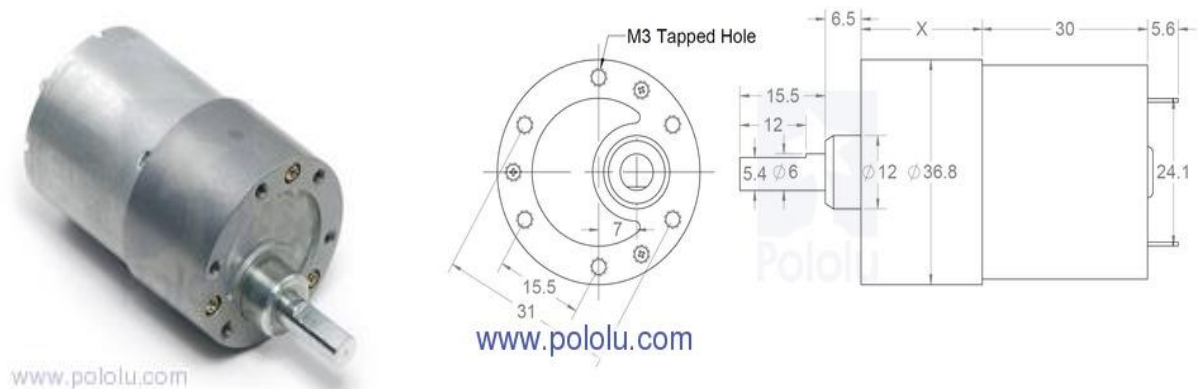


Fig. 2.8 Motorreductor metálico 29:1 (robodacta, 2014)

CAPITULO 2: ANATOMÍA Y DISEÑO MECÁNICO

Los motores disponibles en este proyecto se muestran en la figura 2.8 son motores de corriente continua con caja de reducción. Algunas de las características principales se muestran en la siguiente tabla:

	6v	12v
VELOCIDAD	40 RPM	80 RPM
CORRIENTE SIN CARGA	250 mA	300 mA
CORRIENTE MAXIMA	2.5A	5A
TORQUE MAXIMO	9 Kg-cm	18 Kg-cm

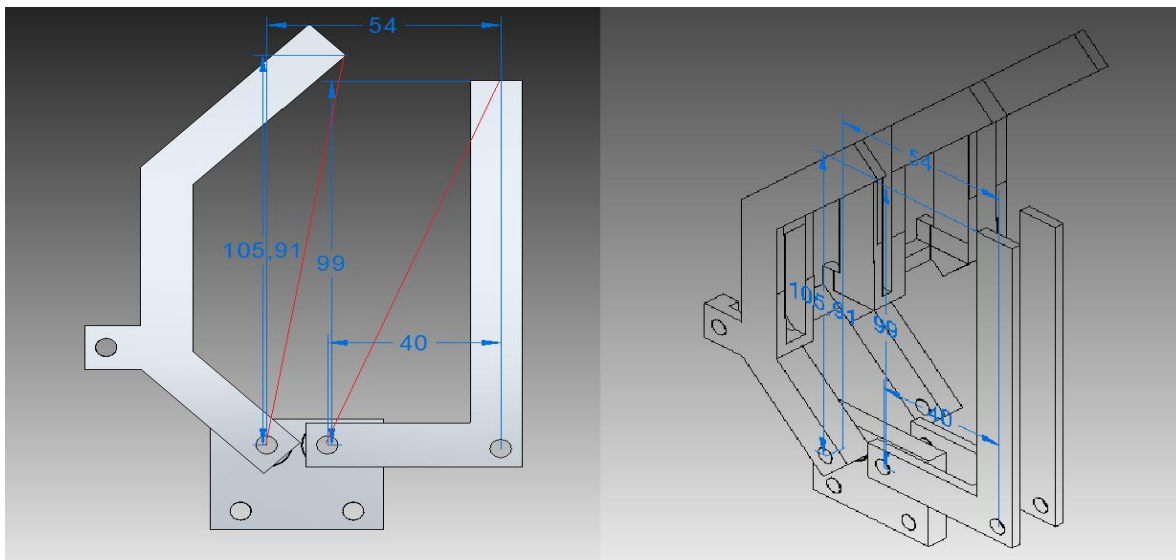
Tabla 2.2. Rango de operación máximo y mínimo motorreductor

El torque está definido como el producto de la distancia por la fuerza.

$$\tau = F \times D$$

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

Para nuestro prototipo tomando en cuenta la figura 2.9 y considerando un voltaje en el motor de 12v tendríamos el siguiente caso:



La fuerza aplicada en el punto final de la pinza la cual es la fuerza mínima por ser el extremo de mayor distancia se calcula con la distancia en rojo la cual es de aproximadamente 106mm.

CAPITULO 2: ANATOMÍA Y DISEÑO MECÁNICO

Dado que el torque que me da el motor es fijo, al aumentar la distancia de aplicación, nuestra fuerza disminuirá tal como se muestra en la tabla 2.3. Las siguientes relaciones se dan al aplicar un voltaje máximo de 12v.

TORQUE	DISTANCIA	FUERZA
18kg-cm	1cm	18kg
18kg-cm	5cm	3.6kg
18kg-cm	10cm	1.8kg
18kg-cm	10.6cm	1.69kg

Tabla 2.3 Fuerza de aplicación para distintas distancias

Dado que la fuerza a una distancia aproximada de 10cm es de 1.8kg, con los dos actuadores podremos lograr una fuerza de 3.6 kg, muy aceptables, pero en cuanto a su dimensiones sobrepasamos por mucho los límites permitidos. Ante esta problemática es necesario recurrir a una transmisión para generar el mismo torque usando el mínimo de motores y de menor tamaño posible. Los motores utilizados son motores de corriente directa con caja de reducción, éstos ya cuentan con una transmisión de engranes sin embargo para lograr la fuerza requerida manteniendo las dimensiones adecuadas en necesario utilizar motores extremadamente costosos y difíciles de conseguir, debido a esto se agrega una transmisión externa a los motores, como se muestra en la figura 2.10, esta configuración permite ahorrar espacio y reduce los requerimientos de torque en el motor.

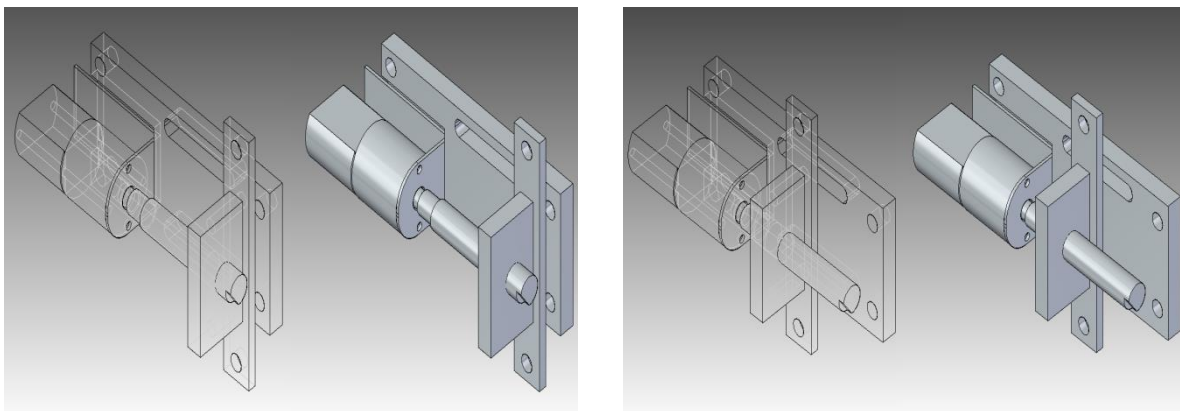


Figura. 2.10 Transmisión con tornillo para generar movimiento

2.4.2 Diseño con transmisión de tornillo

Los tornillos de potencia, llamados también tornillos de avance convierten el movimiento giratorio en movimiento lineal en actuadores (figura 2.10b), máquinas de producción y gatos mecánicos, entre muchas otras aplicaciones. Son capaces de obtener ventajas mecánicas muy grandes; por consiguiente, pueden elevar o mover grandes cargas (Norton, 2011), para nuestra aplicación se utiliza este principio con un tornillo convencional y una cuerda en una placa la cual se encargara de mover el actuador, la fuerza de conversión del motor al actuador depende del diámetro del tornillo y del paso del mismo así como de los coeficientes de fricción, para fines prácticos la fuerza generada con el motor se obtuvo mediante pruebas físicas convirtiendo un movimiento rotacional de 120 revoluciones por minuto en un movimiento traslacional de 80 mm por segundo siendo capaces de mover una masa de 1.5kg sobre una superficie con coeficiente de fricción bajo.



Figura 2.10b tornillos de potencia (SFK, 2014)

El diagrama de la figura 2.10 muestra una transmisión hecha con un tornillo en donde se aprovecha la curvatura de la cuerda para generar movimiento traslacional mediante movimiento rotacional del eje del motor, gracias a esta se ha podido optimizar el espacio de la prótesis, dejando más posibilidades de capacidad para el actuador del giro de la muñeca además de ser una transmisión económica. La tabla 2.3 nos muestra las características del motor usado para generar el movimiento.

	6v
VELOCIDAD	180 RPM
CORRIENTE SIN CARGA	250 mA
CORRIENTE MAXIMA	2.5A
TORQUE MAXIMO	4 Kg-cm



Tabla 2.4 Características motorreductor para pinza (robodacta, 2014)

Una de las ventajas de usar este tipo de transmisión es que las perturbaciones que se presenten en la pinza, tienen que ser muy grandes para provocar algún cambio en la abertura de la pinza, otra ventaja es que el tamaño del motor se reduce notablemente y es suficiente para igualar el torque que se estaba generando con un motor de dimensiones tres veces más grande.

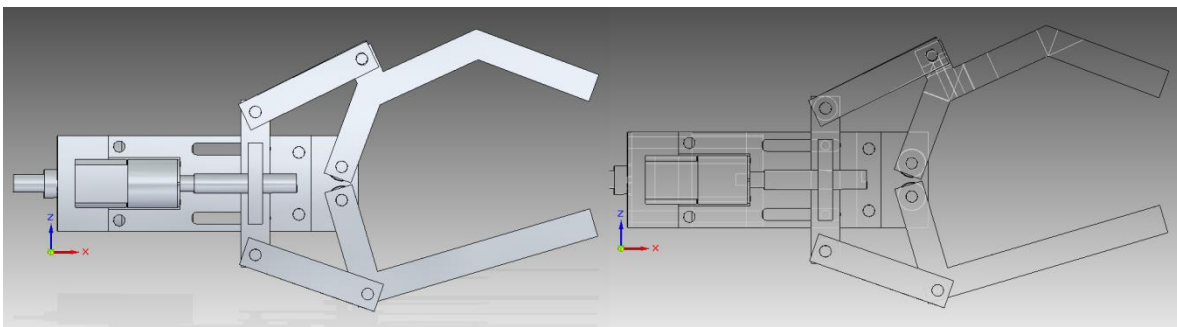


Figura. 2.11 Movimiento rotacional a partir de movimiento traslacional.

2.4.3 Diseño mecánico de la muñeca

Para el caso de la muñeca se requiere un actuador que provoque el giro de esta, dadas las características de los movimientos de las muñecas de la mano humana, es necesario un actuador con una fuerza media y de movimientos lentos, en este caso se usara el motor que se propuso anteriormente para la pinza.

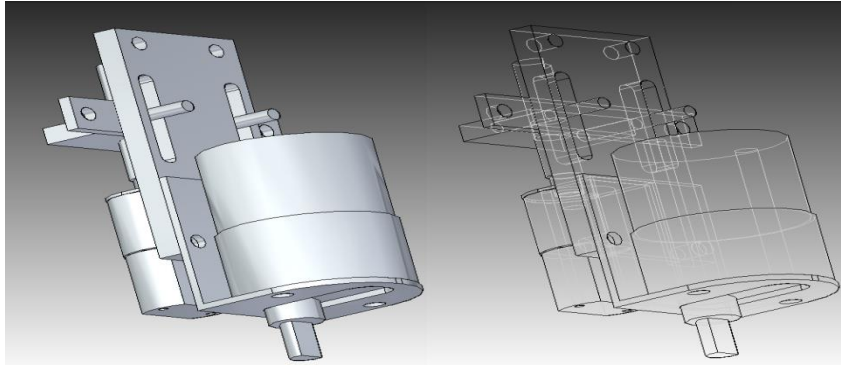


Figura. 2.12 Actuator para el giro de la muñeca

La fuerza requerida para mover objetos puede ser muy variada ya que depende de la forma en la que son sujetados, los casos extremos se pueden presentar cuando la pinza sujete objetos "largos", como se muestra a continuación.

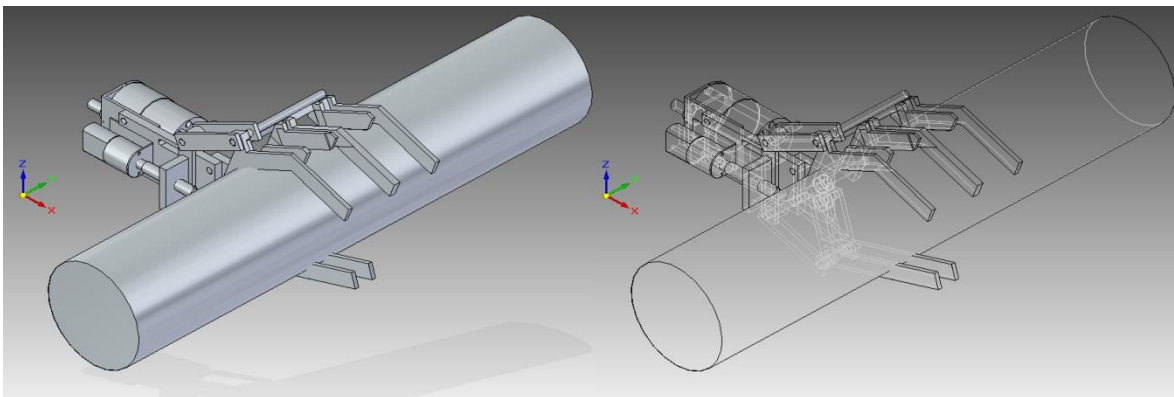


Figura. 2.13 Esfuerzo mínimo para el actuador de giro

Para la figura 2.13 el motor de giro de la muñeca efectuara un esfuerzo mínimo ya que el objeto se encuentra centrado, en consecuencia la suma de fuerzas en los extremos del objeto serán igual a cero.

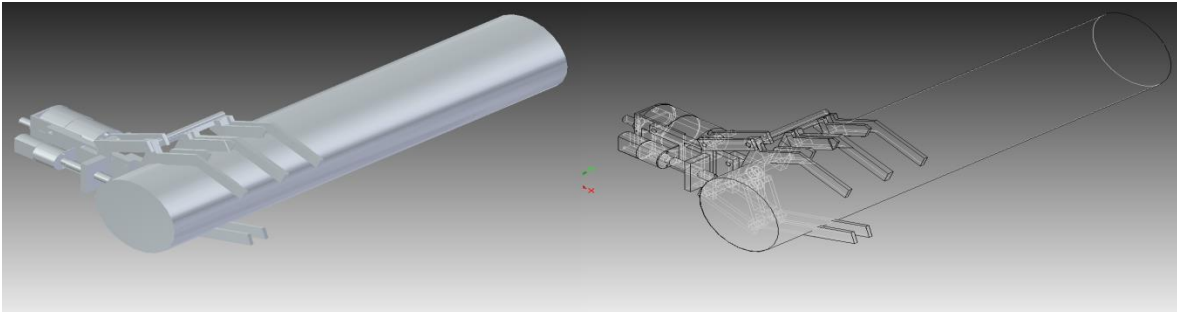
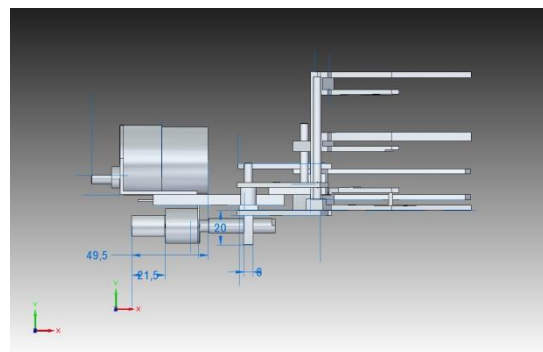
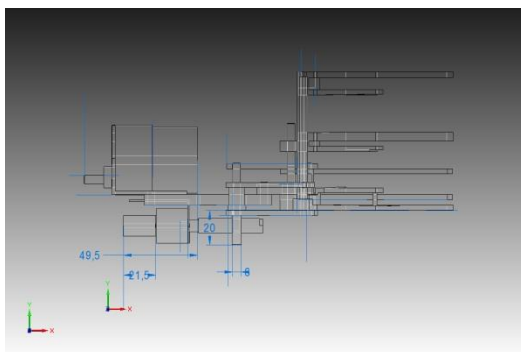
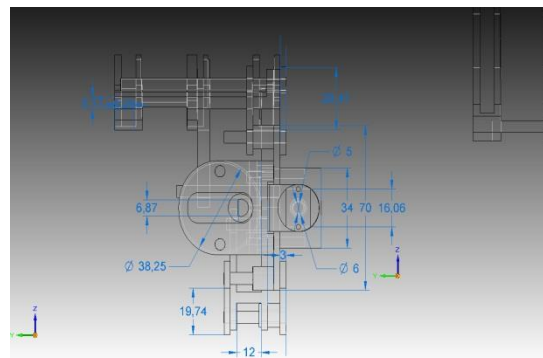
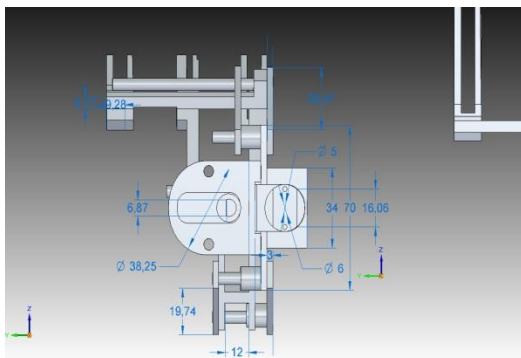
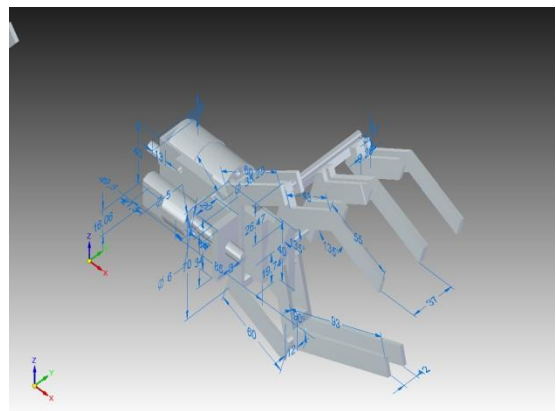
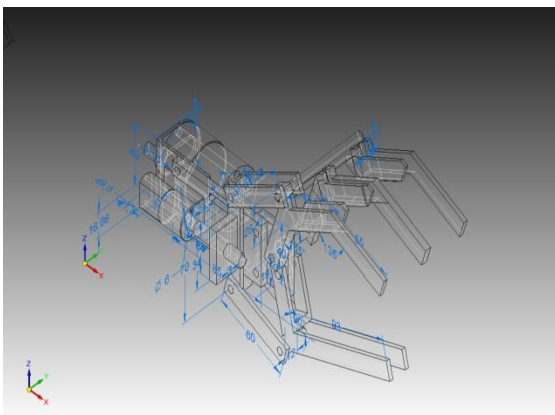
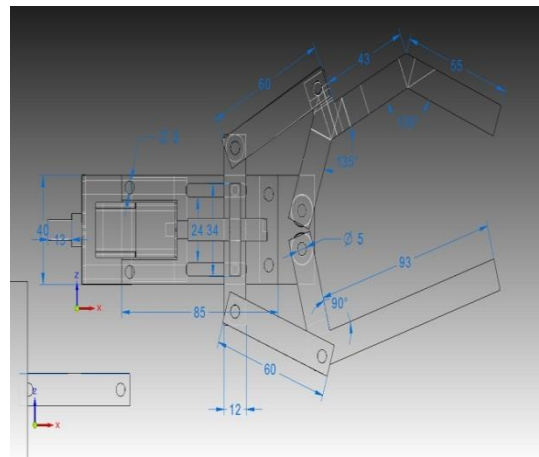
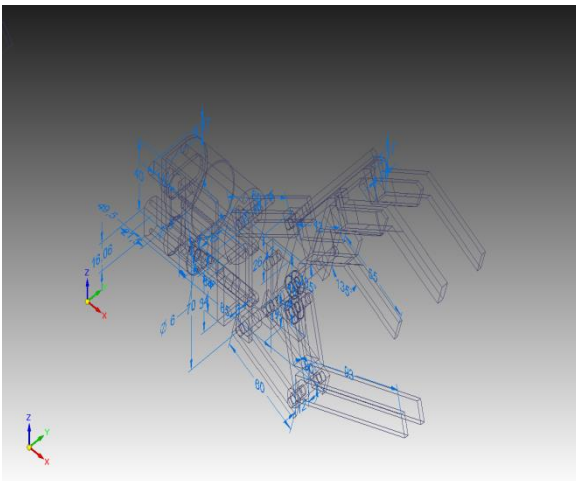
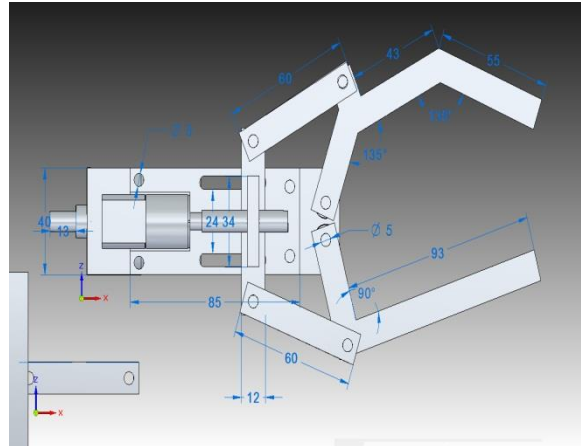
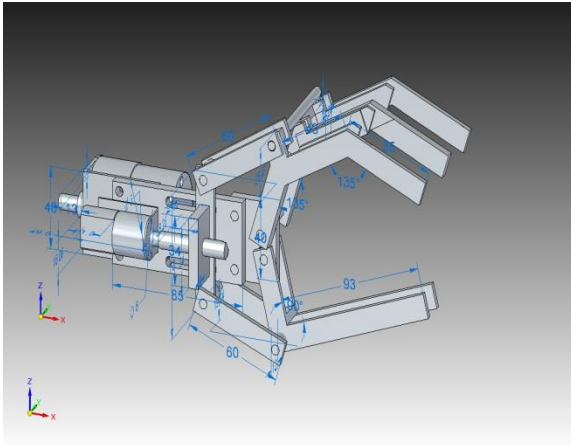


Figura.2.14 Centro de masa en desequilibrio

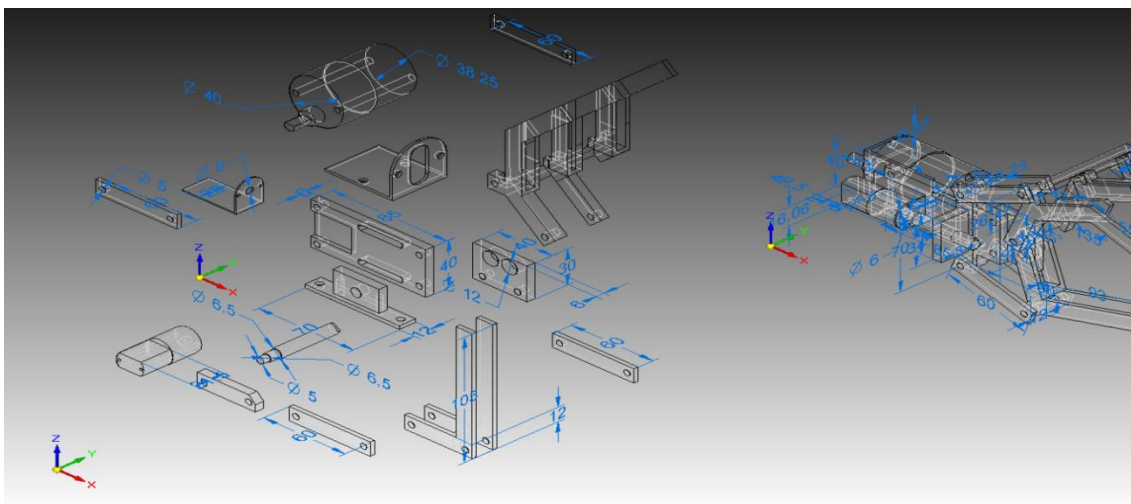
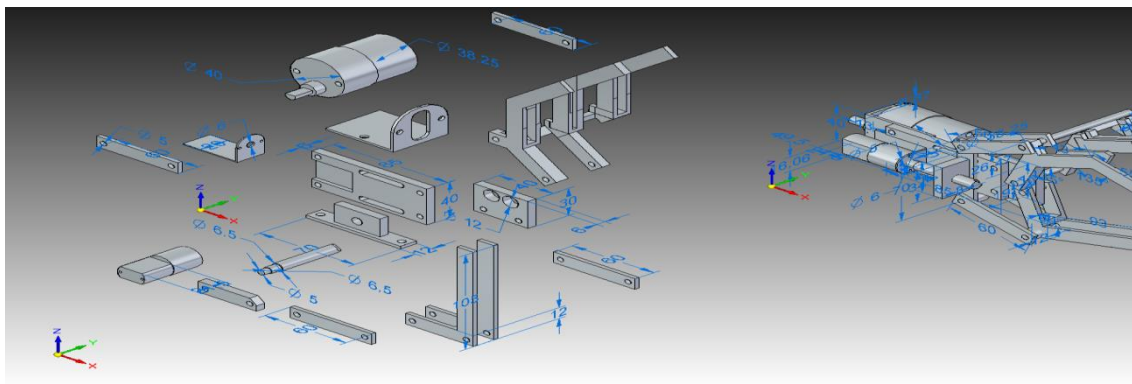
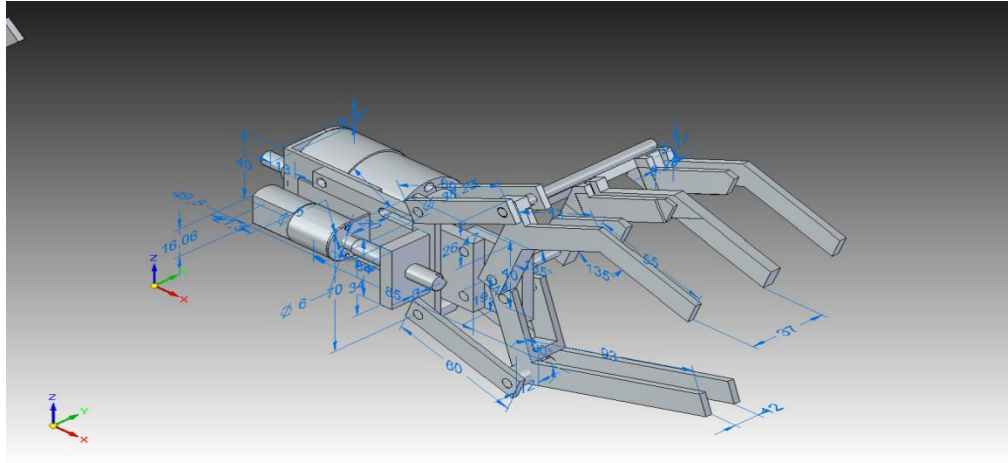
La figura 2.14 nos muestra un posible problema para controlar la posición en la sujeción de objetos, esta se da cuando se genera un torque grande sobre la prótesis debido a que el centro de masa del objeto se encuentra fuera del centro de la muñeca, mediante técnicas de control es posible corregir estos problemas sin embargo dependerá del peso del objeto y del torque máximo de nuestro motor para el buen funcionamiento del prototipo, el motor genera un torque máximo de 18Kg-cm y tal como se muestra en la tabla 2.3 a una distancia de 10cm el motor será capaz de aplicar una fuerza de 1.8Kg; para estos casos lo más viable será recomendar al usuario a procurar no alejarse mucho del centro de masa de los objetos al sujetarlos.

Finalmente el prototipo completo con dos grados de libertad y sus dimensiones se muestra en las siguientes figuras.





CAPITULO 2: ANATOMÍA Y DISEÑO MECÁNICO



REFERENCIAS

- Norton, R. L. (2011). En *Diseño de elementos de máquina* (pág. 727). México: Pearson.
- robodacta*. (Junio de 2014). Recuperado el Agosto de 2012, de http://www.robodacta.mx/index.php?dispatch=products.view&product_id=66
- robodacta*. (Julio de 2014). Recuperado el Agosto de 2012, de http://www.robodacta.mx/index.php?dispatch=products.view&product_id=59
- SFK*. (Febrero de 2014). Recuperado el Agosto de 2012, de <http://www.skf.com/co/industry-solutions/medical-health-care/products/roller-screws/index.html>
- ST. (13 de julio de 2012). *Datasheet*. Recuperado el 13 de julio de 2012, de https://www.sparkfun.com/datasheets/Robotics/L298_H_Bridge.pdf
- Yadiprinse*. (Febrero de 2014). Recuperado el Agosto de 2012, de <http://yadyprinse.blogspot.mx/p/huesos-del-miembro-superior.html>

3. ELECTRÓNICA Y CONTROL MECÁNICO

En este capítulo se diseñara la electrónica necesaria para hacer funcionar nuestro prototipo, desde algunos sensores (corriente, optoelectrónicos), la etapa de potencia y el procesamiento el cual se llevará acabo de una microcomputadora de la familia de microcontroladores de la compañía de MICROCHIP, las propuestas para la instrumentación electrónica se ha elegido en base a circuitos de bajo costo y fáciles de conseguir.

3.1 Sensor de posición

Para realizar el control de posición de la muñeca, se propone un sensor infrarrojo el cual cuenta con un fotodiodo un fototransistor (Figura 3.1) y un encoder en escala de grises (figura 3.2). El prototipo llevara integrado el encapsulado con el fotodiodo y el fototransistor mientras que en la base del prototipo estará colocado el encoder en escala de grises; dado que la base es fija el encoder también estará fijo, por otra parte el dispositivo óptico tendrá movimiento rotacional sobre el eje de la muñeca. Dependiendo de la posición a la que se encuentre apuntando el emisor infrarrojo sobre el encoder, se dará en mayor o menor medida el reflejo de la luz infrarroja. Aprovechando esta propiedad de la absorción de la luz infrarroja sobre el encoder se implementara un circuito básico para el fototransistor el cual nos entregara un voltaje proporcional a la cantidad de energía infrarroja recibida y de esta forma podremos calcular la posición en la que se encuentra la muñeca, este dato será útil para controlar la posición de la muñeca.

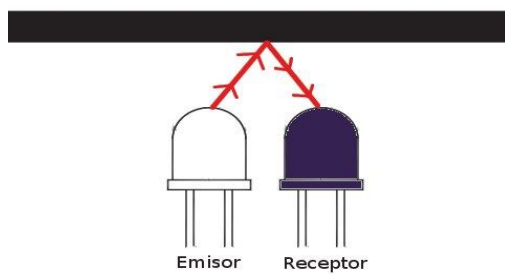


Figura. 3.1 Emisor y receptor de luz infrarroja



Figura. 3.2 Encoder en escala de grises

La propuesta de circuito para el dispositivo óptico es la siguiente:

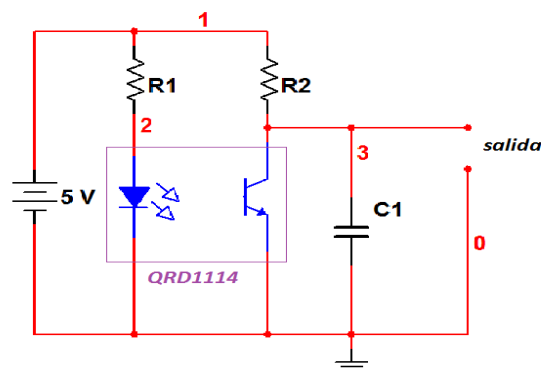


Figura. 3.3 Diagrama básico del QRD1114

El diagrama de la figura 3.3, nos muestra el circuito eléctrico del QRD1114. Este cuenta con una resistencia R1 la cual está encargada de limitar la corriente del fotodiodo, esta resistencia la podemos calcular a partir del consumo recomendado de corriente a partir de la hoja de datos del dispositivo; la resistencia R2 juega un papel importante ya que dependiendo de su valor podremos alcanzar mayores distancias al mismo tiempo que el circuito empieza a volverse poco robusto a la luz exterior; el valor de esta resistencia se escogerá mediante calibración partiendo de la propuesta de una resistencia de 10 KΩ. El capacitor C1 se encargara de filtrar ruido en caso de que exista, recordando que para corriente directa el capacitor no tendrá efecto ya que se comportara como un circuito abierto, la propuesta para el capacitor es de un microfaradio.

La siguiente figura es proveniente de la hoja de datos (Microchip, 2012):

ELECTRICAL / OPTICAL CHARACTERISTICS (T _A = 25°C)						
PARAMETER	TEST CONDITIONS	SYMBOL	MIN	TYP	MAX	UNITS
EMITTER						
Forward Voltage	I _F = 20 mA	V _F	—	—	1.7	V
Reverse Current	V _R = 5 V	I _R	—	—	100	μA
Peak Emission Wavelength	I _F = 20 mA	λ _{PE}	—	940	—	nm
SENSOR						
Collector-Emitter Breakdown	I _C = 1 mA	BV _{CEO}	30	—	—	V
Emitter-Collector Breakdown	I _E = 0.1 mA	BV _{ECO}	5	—	—	V
Dark Current	V _{CE} = 10 V, I _F = 0 mA	I _D	—	—	100	nA

Fig. 3.4 Características ópticas y eléctricas QRD1114 (Fairchild)

Con base en la figura 3.4 tomaremos la corriente promedio de 20mA; con este valor de flujo y un voltaje máximo de 5V (Voltaje máximo aceptado por el microcontrolador) obtendremos una resistencia R1 del siguiente valor:

$$R_1 = \frac{5 \text{ v}}{20 \text{ mA}} = 250 \Omega$$

3.2 Programación del microcontrolador y control ON-OFF

La computadora que se utilizó es la mostrada en la figura 3.11. Es un microcontrolador con un microprocesador RISC. Cuenta con 5 puertos configurables de entrada\salida y que son compartidos por los diferentes periféricos con los que cuenta la microcomputadora. El puerto A esta asignado al convertidor analógico digital del microcontrolador el cual será utilizado para adquirir la información proveniente del sensor óptico para su respectivo procesamiento. En el diagrama dela figura 3.12. Se muestra la arquitectura de la microcomputadora que vamos a utilizar. En él se incluyen los módulos con los que cuenta el microcontrolador y los puertos disponibles, que para algunos casos son multifuncionales.

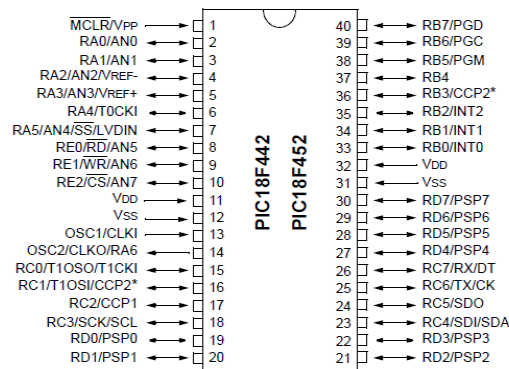


Figura. 3.11. Diagrama de pines del microcontrolador 18f452

El microcontrolador utilizado cuenta con un convertidor analógico digital de 10 bits de resolución, esto quiere decir que en un rango de 0 a 5V podríamos identificar 1024 niveles de cuantización. de 4.88 mV cada uno.

$$2^{10} = 1024 \text{ niveles}$$

$$\frac{5 \text{ V}}{1024} = 4.88 \text{ mV}$$

Esta resolución es suficiente para cumplir detectar los cambios del encoder ya que para nuestro caso la variación mínima de voltaje en los niveles obtenidos es de aproximadamente 600mV, 122 veces más grande que el mínimo (4.88 mV).

complemento de un driver de entradas digitales para motores de corriente directa. Un panorama más general de las conexiones se muestra en el diagrama de bloques de la figura 3.12 b)

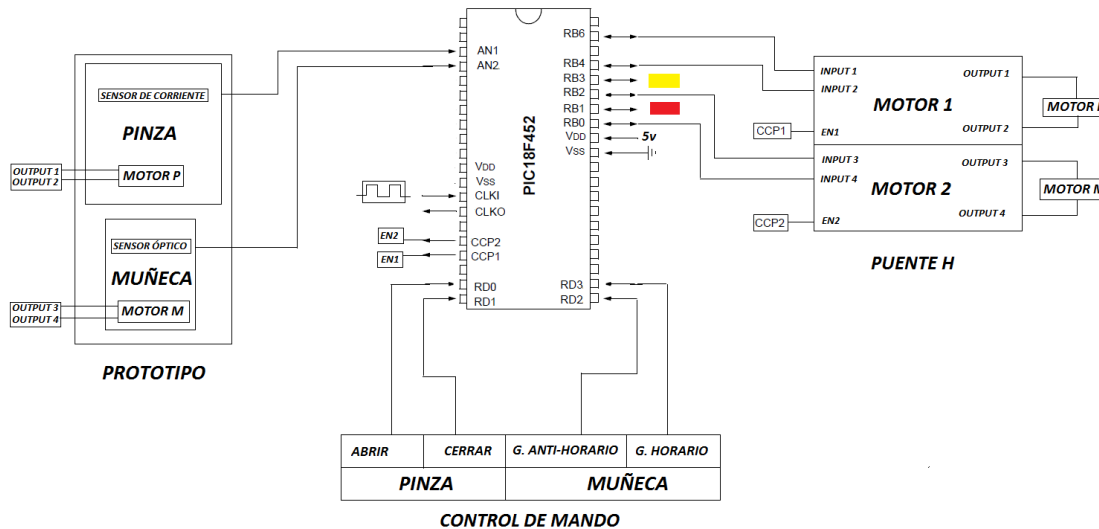


Figura. 3.12b) Diagrama de bloques del sistema físico

El diagrama de la figura 3.12 muestra un panorama muy general del sistema físico, hasta este punto las señales de control son señales digitales (0 a 5V) las cuales nosotros como usuarios podemos manipularlas mediante switches (Control de mando), esto con la finalidad de poder simular las señales mioelectricas provenientes del cuerpo y en base a estas poder generar los algoritmos para desarrollar la lógica y el control del prototipo en ausencia de las reales. A partir de la naturaleza de las señales mioelectricas que se estudiaran posteriormente, la finalidad será traducirlas a señales digitales donde una vez que se logre el objetivo, sin ningún problema podremos acoplarlo al sistema de la figura 3.12b).

Nuestro prototipo cuenta con dos entradas y dos salidas, las entradas son las encargadas de alimentar a los motores, mientras que las salidas para el caso de la pinza es un sensor de corriente el cual se encarga de monitorear la corriente de consumo del actuador de la pinza, teniendo este una salida de voltaje la cual entrara al canal 1 del convertidor analógico digital, para el caso de la muñeca su salida es proveniente de un sensor óptico la cual entra en el canal 2 del convertidor analógico digital para su respectivo procesamiento. El puente H es el encargado de activar y desactivar los motores así como darles la dirección de giro respectiva, limitando la velocidad de estos mediante las entradas enable 1 y enable 2, controladas por las señales PWM provenientes de los pines CCP1 y CCP2 del microcontrolador, la dirección de giro de los motores es controlada por los pines RB0 y RB2 para el caso del motor 2; RB4 y RB6 para el motor 1. Los pines RB1 y RB3 su salida está conectada a un indicador visual (Diodo led) estos se activan en caso de consumos

elevados de corriente (Sensor de corriente para el caso de la pinza), ya sea al límite de cierre o al límite de la abertura. Las acciones de estos indicadores así como de los motores estarán directamente relacionadas con la programación del microcontrolador, la cual se verá a continuación.

El software que vamos a utilizar para escribir el código de control de la pinza es un compilador de C para los microcontroladores de la compañía Microchip (MicroC PRO for PIC versión 5.6.1), antes de empezar a programar es muy importante conocer algunas referencias de software a hardware para poder tener un mejor entendimiento del programa que se va a realizar y su relación con las conexiones realizadas, la tabla 3.0 nos muestra lo antes comentado.

REFERENCIA HARDWARE	REFERENCIA SOFTWARE	FUNCIÓN
AN1	ADC_Read(1)	Convertidor analógico digital canal 1
AN2	ADC_Read(2)	Convertidor analógico digital canal 2
CCP1	PWM1_Set_Duty()	Señal PWM 1
CCP2	PWM2_Set_Duty()	Señal PWM 2
RD0	PORTD.F0	Entrada digital puerto D pin 0
RD1	PORTD.F1	Entrada digital puerto D pin 1
RD2	PORTD.F2	Entrada digital puerto D pin 2
RD3	PORTD.F3	Entrada digital puerto D pin 3
RB0	PORTB.F0	Salida digital puerto B pin 0
RB1	PORTB.F1	Salida digital puerto B pin 1 (LED)
RB2	PORTB.F2	Salida digital puerto B pin 2
RB3	PORTB.F3	Salida digital puerto B pin 3 (LED)
RB4	PORTB.F4	Salida digital puerto B pin 4
RB6	PORTB.F6	Salida digital puerto B pin 6

Tabla 3.0 Referencias hardware a software

La interfaz del programa es la mostrada en la figura 3.13. Junto con el programa básico para adquirir una señal analógica por el canal 2 del ADC (Convertidor analógico digital).

```

// ADC = convertidor analogico digital
unsigned int optico; // inicializamos el registro para guardar el valor del ADC
void main() {
    // PORTA=0;
    // ADCON1=0x11;
    // TRISA=0;
    TRISB=0; // Todos los pines del puerto B como salidas

    do {
        optico = ADC_Read(2); // Adquirimos el valor del ADC
        PORTB = optico >> 2; // mostramos los 8 bits mas significativos en el
                               // puerto B
    } while(1);
}

```

Fig. 3.13 Programa para adquirir una señal analógica

El programa anterior se encarga de adquirir la señal proveniente del canal 2 del microcontrolador, (para nuestro caso es la salida del sensor óptico) una vez que se digitaliza, el valor de la conversión es guardado en una variable llamada "óptico". Para fines de estudio de la señal, desplegaremos el resultado de la conversión de los 8 bits más significativos en un indicador conectado al puerto B para saber el valor digital de la conversión y de esta forma poder hacer los intervalos para cada uno de los niveles. Los resultados se muestran en la tabla 3.1:

Nivel	Valor Binario	Máximo Valor
1	00001111xx	63
2	01001011xx	303
3	01110111xx	479
4	10001111xx	575
5	10101011xx	687
6	11001111xx	831

Tabla 3.1 Valores cuantificados de los niveles

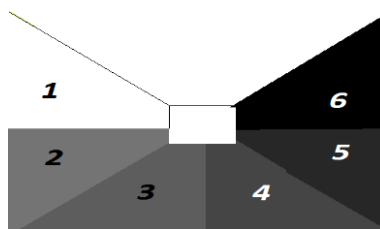


Figura. 3.9 Encoder de 6 niveles 270 grados

De la tabla 3.1 los valores máximos los obtenemos al considerar los dos bits menos significativos con un valor de 1, si se hubiera tomado en caso contrario (Los dos bits menos significativos con un valor de 0) la diferencia seria de 3 unidades, un valor insignificante con respecto a la diferencia de valores de un nivel a otro.

Partiendo de los valores de la tabla 3.1 empezaremos a dar estructura a nuestro programa. La idea general para implementar nuestro controlador ON-OFF es capturar los valores obtenidos como referencias internas para nuestro programa las cuales solo se modificaran con bits específicos (PORTD.F2 y PORTD.F3) en donde la función principal es incrementar o decrementar en una unidad, el registro llamado "i" cuya función es direccionar a la referencia requerida. En la figura 3.10b se muestra parte del programa y en la 3.10a el diagrama de bloques del controlador .

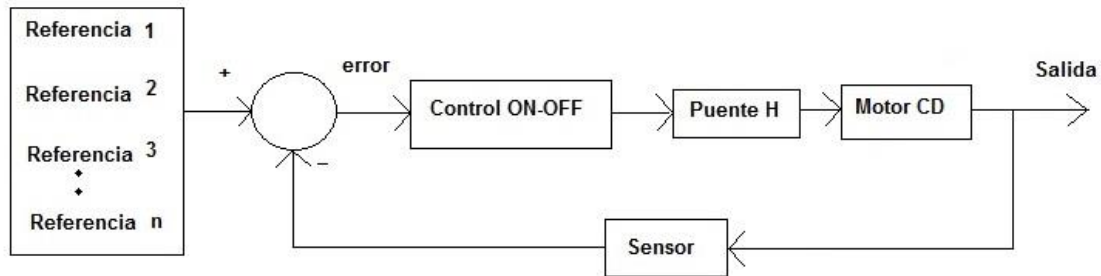


Figura. 3.10a Referencias y posición inicial

```

· unsigned int optico; // inicializamos el registro para guardar el valor del ADC
· unsigned int referencia[10];
· unsigned int i;
· int error=0;
· void main() {
·     referencia[0]=63; |
·     referencia[1]=63;
·     referencia[2]=303;
·     referencia[3]=479;
·     referencia[4]=575;
·     referencia[5]=687;
·     referencia[6]=831;
·     referencia[7]=831;
·
·     i=3;           // inicializamos la muñeca en la referencia 3
·     PORTB=0;      // inicializamos puerto B en cero
·     TRISD=0xff;   // Todos los pines del puerto D como entradas
·     TRISB=0x00;   // RB0 a RB7 Salidas
·     delay_ms(1000); //retardo de un segundo

```

Figura. 3.10b Referencias y posición inicial

En el código anterior podemos notar que el valor de *i* esta inicializado en el valor de “3” esto quiere decir que cuando la prótesis se encienda el controlador buscara la posición “3”. En la figura 3.11 se muestra la sección de código que se encarga de aumentar o disminuir la referencia.

```

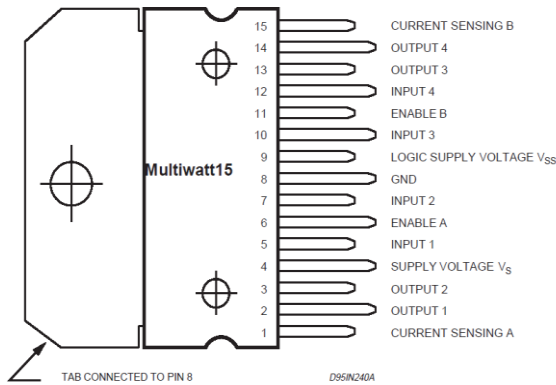
do {
//PORTB=referencia[i]>>2; Pruebas para checar la ref inicial visualmente
    if (PORTD.F2==1)
    {
PORTB.F0=0; // Apagamos motores
PORTB.F2=0; // Apagamos motores
i=i-1; // Disminuimos la referencia
delay_ms(300);
    }
    if (PORTD.F3==1)
    {
PORTB.F0=0;
PORTB.F2=0;
i=i+1; // Aumentamos la referencia
delay_ms(300);
    }
}

```

Figura. 3.12 Cambio de referencia

CAPITULO 3: ELECTRÓNICA Y CONTROL MECÁNICO

Dentro de este código se puede apreciar los comandos PORTB.F0=0 y PORTB.F1=0, estos hacen referencia al pin cero y uno del puerto B respectivamente, estos pines controlan el sentido de giro del motor de la muñeca, las salidas están conectadas a un driver para motores de corriente directa (lm298n) como el mostrado en la figura 3.13. Este driver puede controlar dos motores con un consumo máximo de 4 amperes para ambos, cuenta con habilitador para cada uno de los motores y tiene un pin disponible en caso de que se quiera sensar la corriente consumida. La tabla lógica de funcionamiento se muestra en la tabla 3.2 la cual fue tomada de la hoja de datos (ST, 2012).



Input 1	Input 2	Enable	Giro
0	0	0	----
0	0	1	----
0	1	0	----
0	1	1	Horario
1	0	0	----
1	0	1	Anti horario
1	1	0	----
1	1	1	----

Fig.3.13 Driver para motor DC (Puente H)

Tabla 3.2 Tabla lógica para Puente H

El sentido de giro de los motores (Horario- Anti horario) es relativo ya que depende de la forma en la que lo estemos viendo, la esencia de la tabla 3.2. Es que para solo estos dos casos existirá giro en el motor y que además será inverso uno con respecto a otro.

Con la finalidad de proteger el sistema mecánico se limitaran los valores del registro "i" tal como se muestra en la figura 3.14. Esto se hace debido a que si el usuario sigue incrementado el valor del registro "i" puede que se entren a valores no inicializados del arreglo "referencia" lo que puede ocasionar que el control trate de ir a una referencia que no existe, ocasionando un mal funcionamiento del prototipo, lo mismo ocurriría al decrementar el valor de "i" por debajo de 1, nuestro programa toma en cuenta ambos casos.

```

if(i==7)
{
.....
i=6;
}
delay_ms(10);
if(i==0)
{
.....
i=1;
}
delay_ms(10);

```

Fig. 3.14 Límite superior e inferior de referencia

CAPITULO 3: ELECTRÓNICA Y CONTROL MECÁNICO

Recordando que solo tenemos 6 niveles en caso de que se llegue al nivel 0 o nivel 7, el programa simplemente no dejara que caiga a estos valores, en el momento que sea requerida la referencia solo tendremos acceso a los valores inicializados.

Para generar el control ON-OFF el código es el que se muestra en la figura 3.15. La idea principal es obtener un error el cual se calcula a partir de la diferencia entre la referencia y el valor proveniente del sensor óptico; para fines de evitar oscilaciones en el sistema mecánico, si la magnitud del error se encuentra en un rango definido por nosotros, el control simplemente deja de tener efecto. Para el caso de la dirección simplemente nos preguntaremos si el error es positivo o negativo y en base a esto activaremos el sentido de giro, una vez que nuestro error es menor a 35 unidades las señales en los motores se desactivaran. Recordemos que el driver para los motores trabaja con señales digitales, estas provienen de los pines PORTB.F0 y PORTB.F1.

```
optico = ADC_Read(2); // Adquirimos el valor del ADC
error=referencia[i]-optico;

if(abs(error)<35)
{
    PORTB.F0=0;
    PORTB.F2=0;
}
else{
    if (error>0)
    {
        PORTB.F0=1;
        PORTB.F2=0;
    }

    if (error<0)
    {
        PORTB.F0=0;
        PORTB.F2=1;
    }
}
```

Fig. 3.15 Controlador ON-OFF

3.3 Ajuste de velocidad

Dado que el actuador de la muñeca está conectado de forma directa, además de que puede ser perturbado y cambiar la posición en la que se encuentra tenemos el problema de que el giro es muy rápido, el disminuir el voltaje es la opción menos recomendable para tener la velocidad adecuada, ya que se pierde el torque y en consecuencia el control se haría inservible para la aplicación.

Para solucionar este problema nos apoyaremos de la microcomputadora y utilizaremos el modulo dedicado a generar señales de PWM. La idea básica de una señal de PWM es la mostrada en la figura 3.16. Donde podemos ver que se trabaja sobre un periodo fijo el cual es inversamente proporcional a la frecuencia, nosotros tenemos la opción de escoger el tiempo de encendido el cual es representado por un porcentaje siendo 100% durante todo el ciclo, 50% durante la mitad del ciclo y así consecutivamente para cada uno de los casos.

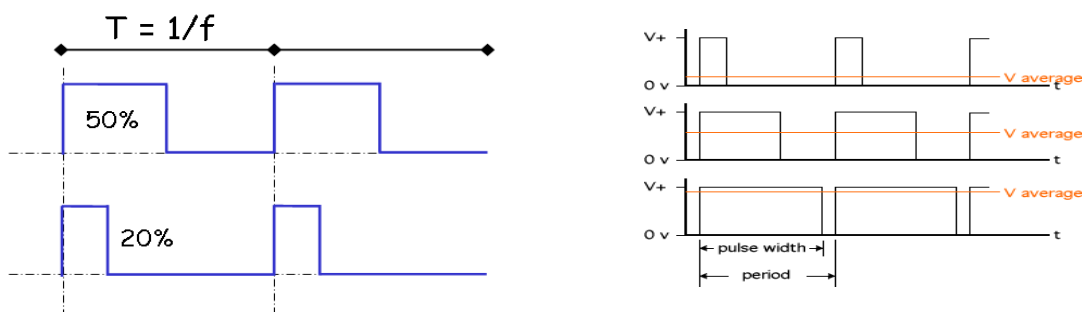


Fig. 3.16 Señal PWM (Modulación por Ancho de Pulso)

El efecto de este tipo de señales conectadas a un actuador es muy parecido al efecto de aumentar o disminuir el voltaje con la diferencia de que las pérdidas del torque son mínimas ya que en todo momento la alimentación al actuador es el voltaje nominal (V+). Hasta este momento para generar el control simplemente mandamos las señales para dar la dirección del motor, la señal "enable" siempre estuvo conectada a un estado alto, lo que vendría a ser el equivalente a una señal PWM del 100%, tomando todo esto en cuenta la señal de PWM que generaremos en el microcontrolador será conectada al "enable" del motor de la muñeca, para poder disminuir la velocidad trabajaremos en un porcentaje menor al 100%. La configuración básica para el módulo PWM del Microcontrolador se muestra en la figura 3.17.

```
//TRISC=0;
PWM1_Init(1500); // Se establece una frecuencia de 1.5 kHz
PWM1_Start(); // Se enciende el modulo PWM
PWM1_Set_Duty(200); // Ancho de pulso (0 a 255)
```

Fig. 3.17 Configuración PWM

CAPITULO 3: ELECTRÓNICA Y CONTROL MECÁNICO

Recordemos que los registros TRISX configuran los puertos como entradas y salidas, para el caso del módulo PWM y el convertidor analógico digital, estos registros se configuran automáticamente al usar alguno de los comandos preestablecidos. La frecuencia para la señal de PWM se establece en 1.5 kHz que son de las frecuencias más bajas que soporta el comando PWM_Init, no nos interesa trabajar con altas frecuencias ya que el tiempo de respuesta de los actuadores es bajo comparado con la frecuencia que trabaja el microcontrolador.

$$f = 1500 \text{ hz} \quad T = \frac{1}{f} = \frac{1}{1500 \text{ hz}} = 666 \mu\text{s}$$

Para el ancho de pulso trabajaremos con un registro de 8 bits eso quiere decir que podemos abarcar del 0% al 100% del ancho de pulso haciendo variar nuestro registro de 0 a 255. Haciendo las respectivas pruebas con el microcontrolador obtenemos las siguientes señales a la salida de nuestro microcontrolador. En base a una regla de tres y partiendo del valor central 125 tenemos los valores mostrados en la tabla 3.3. Y su respectiva salida del microcontrolador para los distintos valores (figura 3.17).

Valor numérico	Ancho de pulso
25	10%
125	50%
225	90%

Tabla 3.3 Correspondencia valor numérico a ancho de pulso

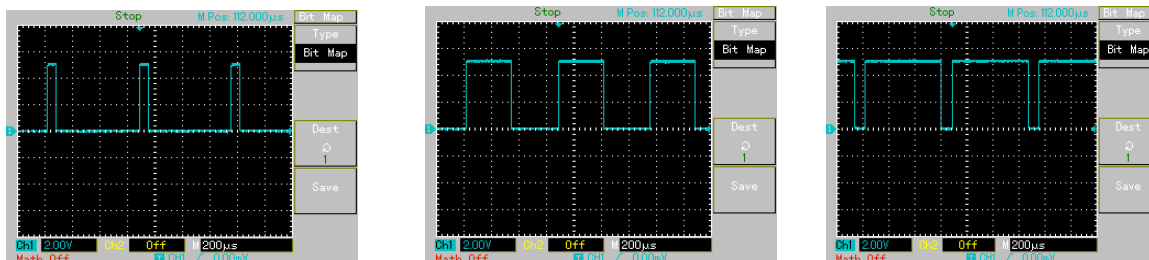


Figura. 3.17. Ancho de pulso 10% (25) Ancho de pulso 50% (125) Ancho de pulso 90% (225)

Para nuestro caso dejaremos la señal de PWM al 50% donde en pruebas físicas la velocidad es muy aceptable y el torque el adecuado para que nuestro controlador funcione sin problemas.

3.4 Control de sujeción (pinza)

Una vez que se cuenta con un control para el posicionamiento de la muñeca lo que resta es algún algoritmo que se encargue de la sujeción de objetos, para hacer esto nos apoyaremos de un sensor de corriente el cual nos entrega una señal en voltaje a partir del flujo de corriente que atraviesa por él, teniendo la opción de detectar el sentido de la corriente.

El sensor usado es el ACS714-05B-T (Figura 3.20) este opera con un voltaje de 5V y puede sensor corrientes en un rango de -5 a 5 Amperes. Su valor sin entrada de corriente está centrado en un voltaje de 2.5V, a partir de este valor tiene incrementos o decrementos de 185mV/A, los valores anteriores se respetan siempre y cuando la temperatura de operación se encuentre entre los -40 y 85 grados centígrados.

Part Number	Optimized Range, I _p (A)	Sensitivity, Sens (Typ) (mV/A)	T _A (°C)
ACS714ELCTR-05B-T	±5	185	-40 to 85
ACS714ELCTR-20A-T	±20	100	
ACS714ELCTR-30A-T	±30	66	
ACS714LLCTR-05B-T	±5	185	-40 to 150
ACS714LLCTR-20A-T	±20	100	
ACS714LLCTR-30A-T	±30	66	



Figura. 3.20 Sensor de corriente ACS714-05B-T

La tabla 3.4, nos ejemplifica un poco el funcionamiento de este sensor tomando en cuenta los valores ideales de la hoja de datos (Allegro, 2012).

Corriente del actuador (A)	Dirección	Salida (V)
3	(-) a (+)	1.945
2	(-) a (+)	2.130
1	(-) a (+)	2.315
0	-----	2.500
1	(+) a (-)	2.685
2	(+) a (-)	2.870
3	(+) a (-)	3.055

Tabla 3.4 Funcionamiento teórico del sensor de corriente

La idea para la implementación del control sobre la pinza es muy simple. Tomando en cuenta que tenemos dos botones en el control de mando, cada uno de ellos se encargara de activar o desactivar el movimiento en un sentido u otro del motor, para el caso del cierre de la pinza la cual se activa con el pin PORTD.F1, la activación será por enclavamiento eso quiere decir que al detectar un estado alto el motor permanecerá en movimiento aunque el botón haya sido soltado, en caso de que se quiera desactivar el movimiento bastara con un toque del mismo botón para detener el actuador, para el caso de abertura esta será activada por el pin PORTD.F0 y el funcionamiento será de igual forma por enclavamiento. El código correspondiente para controlar ambos sentidos se muestra en la figura 3.21.

```
if (PORTD.F0==1)
{
  if(PORIB.F4==1 && PORIB.F6==0)
  {
    PORTB.F4=0; // Suelta
    PORTB.F6=0; // aprieta
    delay_ms(300);
  }
  else{
    PORTB.F4=1; // Suelta
    PORTB.F6=0; // aprieta
    delay_ms(300);
  }
}
```

Figura. 3.21a) Código para abrir la pinza

```
if (PORTD.F1==1)
{
  if(PORIB.F4==0 && PORIB.F6==1)
  {
    PORTB.F4=0; // Suelta
    PORTB.F6=0; // aprieta
    delay_ms(300);
  }
  else{
    PORTB.F4=0; // Suelta
    PORTB.F6=1; // aprieta
    delay_ms(300);
  }
}
```

Figura. 3.21b) Código para cerrar la pinza

La estructura para ambos códigos es muy parecida la diferencia radica en el botón que presionemos ya sea para abrir o para cerrar el actuador, dentro de cada código tenemos una condición if-else la cual dependiendo del estado en el que se encuentra el motor podrá elegir la opción a realizar, si está en reposo éste se moverá y si está activado éste se detendrá.

La forma de operar la pinza por parte del usuario seria de la siguiente manera: La primera como se describió anteriormente a partir de los switches mediante los cuales es posible abrir o cerrar la pinza, la segunda es activar el cierre de la pinza y cuando la pinza detecte un objeto esta automáticamente se detendrá al mismo tiempo que encenderá un led como indicador de que esta sujetando algo o de que llego al límite permitido, para el caso contrario pasara algo similar donde al activar la abertura de la pinza si esta no se detiene por parte del usuario esta se detendrá al límite permitido para la abertura que de igual forma encenderá un led indicando que se encuentra en el límite.

CAPITULO 3: ELECTRÓNICA Y CONTROL MECÁNICO

El control de encendido de los motores descrito anteriormente se logra gracias al sensor de corriente, el cual dependiendo del consumo activara o desactivara el motor de la pinza; recordando un poco, la salida del sensor es una salida de voltaje la cual entra al pin AN1 (Convertidor analógico digital canal 1), dentro del programa se hará el algoritmo necesario para procesar los consumos elevados de corriente esto en base a la figura 3.22 donde se muestra la corriente de consumo para el motor.

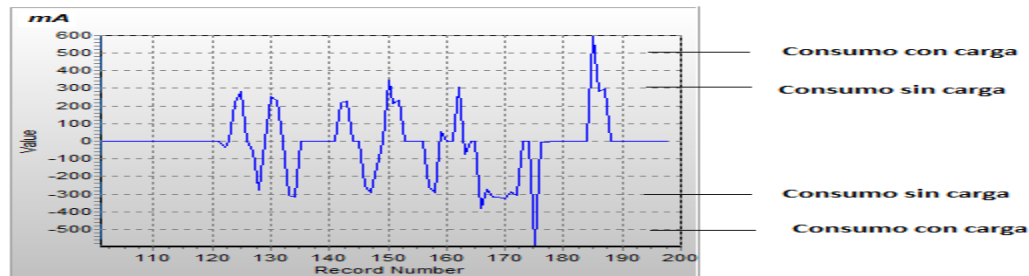


Figura. 3.22 Consumo en corriente C/S carga

La gráfica anterior nos muestra el consumo en corriente tanto en un sentido como en otro podemos ver que sin carga el consumo se encuentra aproximadamente en 300 y -300 mA, mientras que para un consumo excesivo ya sea por sujetar algún objeto o por llegar al límite, este llega aproximadamente a los 600 mA e inmediatamente el consumo se hace cero, esta grafica se obtuvo una vez que se ejecutó el siguiente algoritmo dentro del microcontrolador (Figura 3.23).

```
// pinza = ADC_Read(1);
if(pinza<451) // si el motor excede la corriente promedio al Abrir
// la pinza entra a esta parte del codigo
{
PORTB.F3=1; // indicador visual consumo elevado de corriente
PWM2_Set_Duty(5); // Ancho de pulso (0 a 255)
}

if (PORTB.F3==1) // Si el consumo fue elevado
{
if(PORTD.F1==1)
{
PWM2_Set_Duty(250);
PORTB.F4=0; // Suelta
PORTB.F6=1; // Aprieta
delay_ms(500);
PORTB.F3=0; // Apaga indicador de sobrecorriente
PORTB.F4=0; // Suelta
PORTB.F6=0; // Aprieta
PWM2_Set_Duty(170);
}
}
}
```

Figura. 3.23a) Protección para la abertura de la pinza

Para crear el control de la pinza notemos que es muy importante adquirir el valor del sensor de corriente, este lo obtenemos mediante el canal 1 del convertidor analógico digital y lo guardamos en la variable llamada "pinza". El valor de la variable estando el motor en reposo estará aproximadamente en un valor de 512 que es el valor numérico equivalente a un voltaje de 2.5V, que es proveniente del sensor ante un flujo de corriente cero. Dado que en condiciones nominales sin carga nuestro motor consume una corriente promedio de 300mA estableceremos las condiciones para cuando el consumo sea mayor a 300mA y menor a -300mA. En la figura 3.23.a. se escogió un valor numérico de 451 que en voltaje corresponde a 2.2V, lo que quiere decir que esta parte de código se ejecutara cuando exista un sobre flujo en una dirección la cual para este caso es menor a los -300mA.

Una vez que el voltaje se encuentre por debajo del nivel establecido encenderemos un indicador visual PORTB.F3 y la señal de PWM que activa el motor de la pinza la llevaremos a un porcentaje de ancho de pulso casi cero de modo que ya no pueda actuar sobre el motor; una vez que ocurra esto la dirección en la que ocurrió la saturación ya no estará disponible, la única forma de activarla nuevamente será pulsando el botón de la dirección contraria a la saturación y de este modo se nuevamente se activara el ancho de pulso establecido en un principio y el indicador se apagara indicando que el prototipo regreso al estado normal de operación.

El código de la figura 3.23b es muy parecido al anterior lo único que cambia es la condición para la saturación la cual se establece en un valor numérico de 565 cuyo voltaje equivalente es 2.7V, también cuenta con un indicador visual el cual está conectado en PORTB.F1, en caso de saturación al cierre de la pinza este tendrá el mismo funcionamiento que el caso anterior, donde en caso de saturación se regresara al modo normal activando el botón contrario al sobre flujo.

```
// pinza = ADC_Read(1);
   if(pinza>565) // si el motor excede la corriente al cerrar
                // la pinza entra a esta parte del codigo
   {
PORTB.F1=1;    // indicador visual consumo elevado de corriente
PWM2_Set_Duty(5); // Ancho de pulso (0 a 255)
   }
   if (PORTB.F1==1) // Si el consumo fue elevado
   {
       if(PORTD.F0==1)
       {
           PWM2_Set_Duty(250);
           PORTB.F4=1; // Suelta
           PORTB.F6=0; // Aprieta
           delay_ms(500);
           PORTB.F1=0; // Apaga indicador de sobrecorriente
           PORTB.F4=0; // Suelta
           PORTB.F6=0; // Aprieta
           PWM2_Set_Duty(170);
       }
   }
}
```

Figura. 3.23b) Protección para el cierre de la pinza

REFERENCIAS

Allegro. (20 de septiembre de 2012). *Datasheet*. Recuperado el 20 de septiembre de 2012, de <file:///C:/Users/JUAN/Downloads/ACS714-Datasheet.pdf>

Microchip. (15 de agosto de 2012). *Datasheet*. Recuperado el 15 de agosto de 2012, de <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39632c.pdf>

ST. (13 de julio de 2012). *Datasheet*. Recuperado el 13 de julio de 2012, de https://www.sparkfun.com/datasheets/Robotics/L298_H_Bridge.pdf

Fairchild. (s.f.). Recuperado el Agosto de 2012, de <http://www.solarbotics.net/library/datasheets/QRD1114.pdf>

robodacta. (s.f.). Recuperado el Junio de 2012, de http://www.robodacta.mx/index.php?dispatch=products.view&product_id=70

Microchip. (s.f.). Recuperado el febrero de 2011, de <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39564c.pdf>

4. FISIOLÓGÍA Y ELECTROMIOGRAFÍA

En este capítulo se describe la fisiología de algunos de los músculos del cuerpo, y principalmente se estudian las características básicas de las señales eléctricas generadas por los músculos las cuales se encargan de generar el movimiento de los mismos, este estudio es muy importante ya que para lograr controlar la prótesis mediante estas señales se deben diseñar circuitos de adquisición y acondicionamiento con base a estas características.

4.1 Tejido muscular

El tejido muscular es el principal responsable de los movimientos corporales que experimentamos en cada momento, aun cuando nosotros no lo ordenemos tal como los músculos que se encuentran en el corazón y otros órganos vitales los cuales trabajan de forma involuntaria para garantizar que nuestro organismo trabaje de forma correcta. El tejido muscular está constituido por células alargadas (figura 4.0) las cuales son llamadas fibras musculares, estas utilizan ATP para generar fuerza y en consecuencia movimiento. El ATP (Adenosin trifosfato) es una molécula la cual interviene en todos los cambios de energía que se llevan a cabo entre las células.

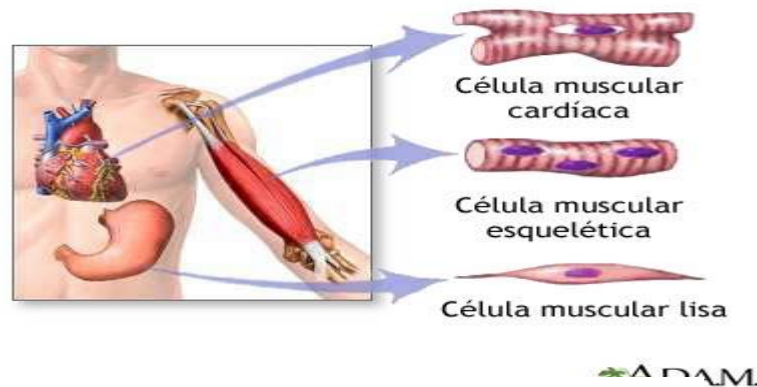


Figura. 4.0 Tipos de músculos (Mileydis)

El **tejido muscular esquelético** se denomina así porque está unido a los huesos del esqueleto. Una de las características de este músculo son las estriaciones que presentan, bandas claras y oscuras alternantes dentro de las fibras. El músculo esquelético se considera voluntario ya que nosotros, en el mayor de los casos, podemos decidir cuándo debe reaccionar, salvo algunas personas que pueden sufrir enfermedades musculares y debido a esto no tener control total de algunos músculos. Una fibra muscular esquelética puede llegar a medir de 30 a 40cm en el músculo más largo del cuerpo (músculo sartorio) Su forma es cilíndrica y presenta varios núcleos, localizados periféricamente. Dentro de un mismo músculo las fibras que lo componen son paralelas entre sí.

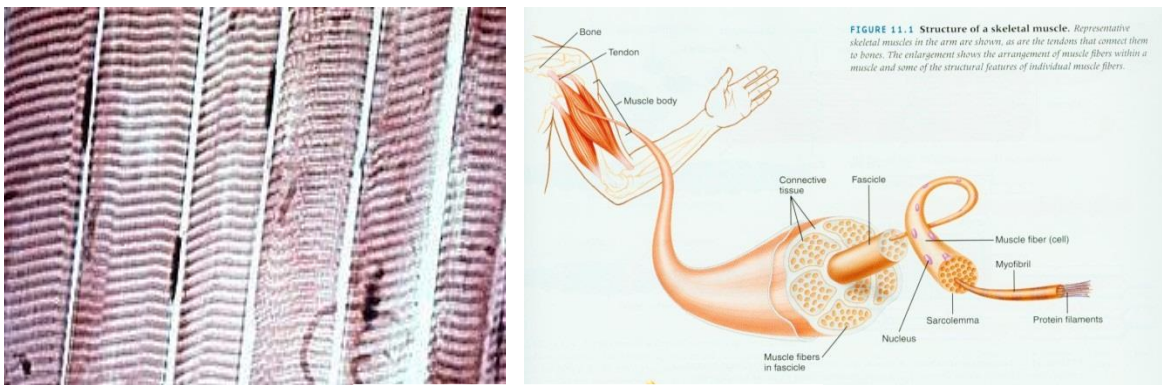


Figura. 4.1 Tejido muscular

El **tejido muscular cardíaco** forma la mayor parte de las paredes del corazón este músculo al igual que el esquelético también es estriado, una de las diferencias de estos dos es que el tejido muscular cardíaco es involuntario; su contracción es controlada de manera subconsciente por el cerebro. Las fibras musculares cardíacas son ramificadas y por lo regular tienen un solo núcleo en el centro y ocasionalmente pueden llegar a tener dos, se unen unas con otras mediante prolongaciones de la membrana plasmática transversales llamadas discos intercalares, que contienen desmosomas y uniones en hendidura. Los discos intercalares son exclusivos del tejido

cardíaco. Los desmosomas refuerzan el tejido y mantienen unidas las fibras durante sus vigorosas contracciones. Las uniones en hendidura permiten la conducción rápida de los potenciales de acción a través del corazón.

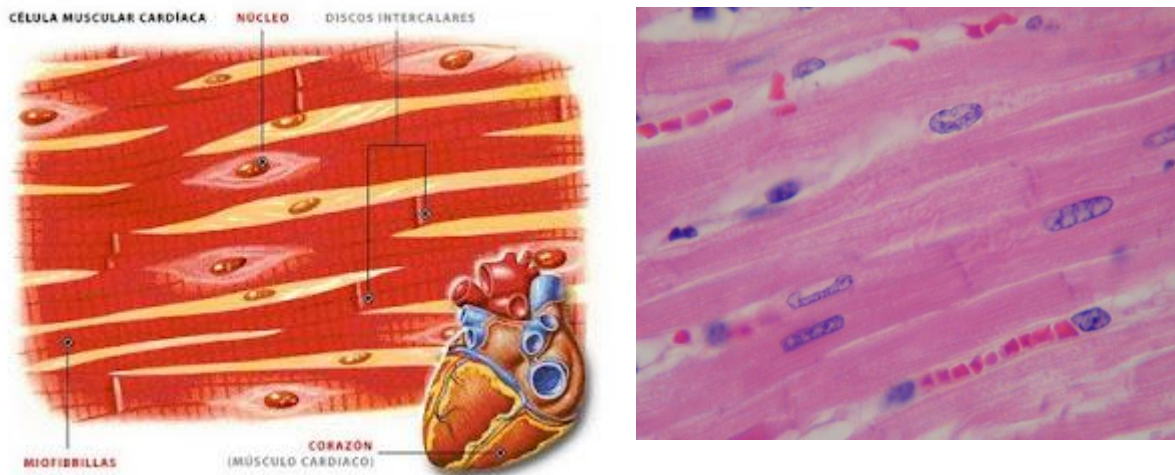


Figura. 4.2 Tejido muscular cardíaco (Fransaval)

El tejido muscular liso se dispone en las paredes de las estructuras internas huecas como vasos sanguíneos, vías aéreas, tubo digestivo, vesícula biliar y vejiga urinaria. Su contracción reduce el calibre de los vasos sanguíneos y ayuda a movilizar los alimentos dentro del tubo digestivo, a distribuir los líquidos corporales y a eliminar los desechos. Las fibras musculares lisas son generalmente involuntarias y no son estriadas de ahí el término liso. Una fibra muscular lisa es pequeña ancha en medio y se angosta hacia los extremos. Contiene un único núcleo central. Las uniones en hendidura conectan varias fibras individuales en algunos tejidos individuales lisos, por ejemplo, en la pared del intestino. Los músculos pueden contraerse vigorosamente en la medida que las fibras musculares que los componen se contraigan de manera conjunta. En otros lugares del cuerpo, como el iris del ojo, las fibras musculares lisas se contraen en forma individual por falta de uniones en hendidura.

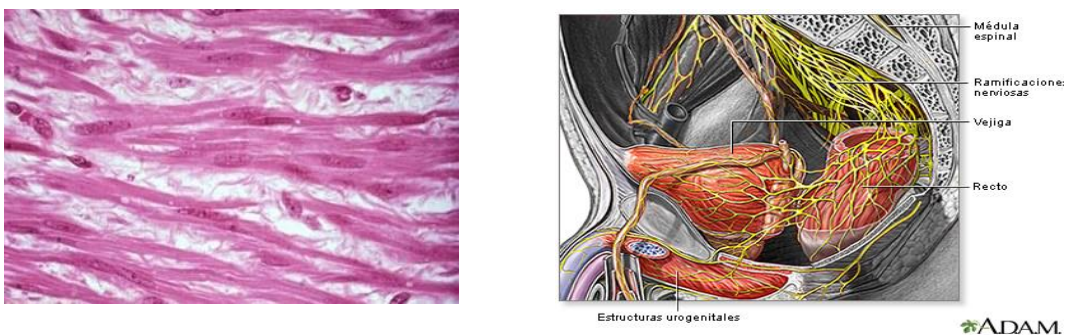


Figura.4.3 Tejido muscular liso (Tejido muscular)

Como podemos notar existen tres tipos de músculos en el cuerpo humano aunque tienen características distintas cada uno de ellos la forma de controlarlos no varía mucho entre ellos. A continuación introduciremos algunos conceptos los cuales nos introducirán en el tema para poder adquirir las señales de interés.

4.2 Señales eléctricas en las neuronas

Como las fibras musculares, las neuronas son eléctricamente excitables. Se comunican entre sí mediante dos tipos de señales eléctricas: 1) Los potenciales graduados se utilizan solo para cortas distancias. 2) Los potenciales de acción permiten la comunicación con lugares cercanos y lejanos dentro de la economía. Mientras que los potenciales de acción en una fibra muscular se denominan potenciales de acción musculares, cuando se produce un potencial de acción en una neurona (célula nerviosa), recibe el nombre de potencial de acción nervioso (impulso nervioso).

La generación de potenciales graduados y de potenciales de acción depende de dos características básicas de la membrana plasmática de las células excitables: la presencia de un potencial de membrana de reposo y la presencia de tipos específicos de canales iónicos. Como todas las otras células del organismo, la membrana plasmática de las células excitables presenta un potencial de membrana, una diferencia de potencial eléctrico a través de la membrana. En las células excitables, este voltaje se denomina potencial de membrana de reposo. El potencial de membrana es similar al voltaje que se acumula en un acumulador. Si se conectan las terminales positivo y negativo de un acumulador con un cable, los electrones fluirán a lo largo de éste. Este flujo de partículas cargadas se llama corriente. En las células vivas, el flujo de iones (más que electrones) constituye las corrientes eléctricas.

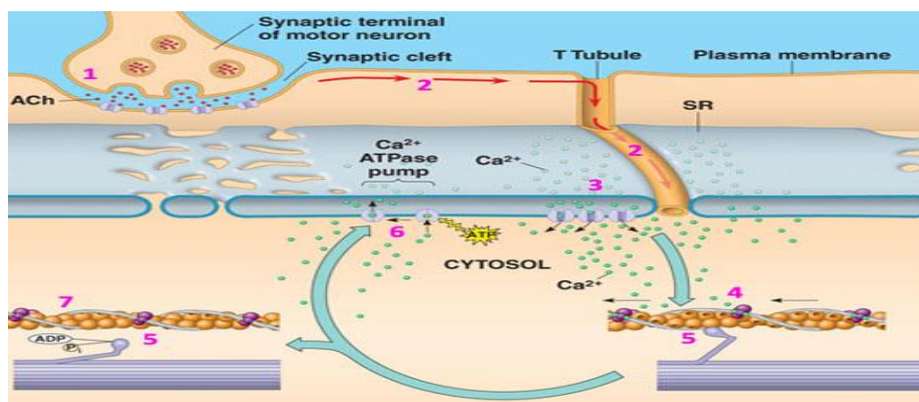


Figura. 4.7 Proceso de contracción muscular (antón)

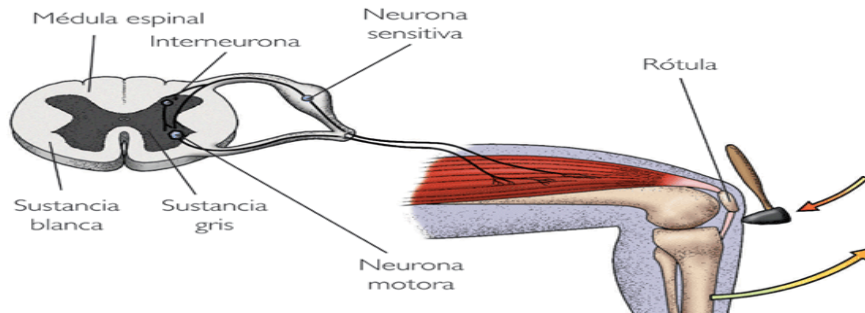


Figura. 4.8 Sensado y activación del músculo

Para transmitir información entre distintos sectores del organismo, los impulsos nerviosos deben trasladarse desde la zona gatillo, donde se originan, hasta los terminales axónicos. Esta forma de traslado se denomina propagación o conducción, y depende de la retroalimentación positiva. Cuando los iones de sodio ingresan a la célula, determinan la apertura de los canales de Na^+ dependientes de voltaje que se haya en los segmentos adyacentes de la membrana. De tal manera, el impulso nervioso viaja a lo largo de la membrana en forma similar a lo que ocurriría con aquella larga hilera de piezas de dominó. Un impulso nervioso se propaga, normalmente en una sola dirección: desde la zona gatillo hacia los terminales axónicos

Un punto muy importante a considerar para el procesamiento adecuado de estas señales es: la variabilidad que pueden presentar en el proceso de generación lo cual resulta en cambios, ya sea en amplitud o en frecuencia o en la forma de la señal; por ejemplo “algunos moluscos y otros organismos, contienen neurotoxinas, sustancias químicas que producen sus efectos tóxicos actuando sobre el sistema nervioso lo cual puede modificar las características de las señales, asimismo los analgésicos locales que son fármacos que bloquean el dolor y otras sensaciones somáticas lo pueden hacer, algunos ejemplos de estas sustancias son la procaína (Novocaína) y la lidocaína, que pueden utilizarse para producir anestesia en la piel durante la sutura de una herida, en la boca durante un arreglo dental o en la zona pubiana durante el parto. Como la TTX, estos fármacos actúan bloqueando las aperturas de los canales de Na^+ . Los impulsos nerviosos no se pueden propagar a través de la región bloqueada, a causa de lo cual las señales de dolor no llegan al SNC (sistema nervioso central)”.

“El enfriamiento localizado de un nervio también puede producir un efecto anestésico ya que los impulsos se propagan a través de los axones con una velocidad menor cuando estos se enfrían. La aplicación del hielo sobre una herida puede reducir el dolor como consecuencia del bloqueo parcial de la propagación de las sensaciones dolorosas a través de los axones.”

4.3 Ondas cerebrales

“En todo momento, las neuronas cerebrales generan millones de impulsos nerviosos (potenciales de acción). Estas señales eléctricas se conocen con el nombre de ondas cerebrales. Las ondas cerebrales producidas por las neuronas próximas a la superficie cerebral, principalmente de la corteza, pueden detectarse con sensores llamados electrodos que se aplican en la frente y en el cuero cabelludo. El registro de estas ondas se conoce como electroencefalograma o EEG”. A continuación se muestra en la tabla 4.0 los distintos tipos de ondas que el cerebro puede producir así como sus características en amplitud y en frecuencia.

TIPO DE ONDA	AMPLITUD DE VOLTAJE	FRECUENCIA	SITUACION MENTAL RELATIVA A LA QUE CORRESPONDE
DELTA	10 – 50 micro volts	0.2 a 3.5 Hz	Estado hipnótico, hemisferio cerebral derecho en plena actividad, sueño profundo, meditación.
THETA	50 – 100 micro volts	3.5 a 7.5 Hz	Estado de vigilia, equilibrio entre los hemisferios izquierdo y derecho, plenitud, armonía.
ALFA	100 – 150 micro volts	7.5 a 13 Hz	Relajación, tranquilidad, creatividad inicio de actividad plena del hemisferio izquierdo y desconexión del hemisferio derecho.
BETA	150 – 200 micro volts	13 a 28 Hz	Estado de alerta máxima, vigilante, miedo, es la situación normal cuando estamos despiertos, conduciendo, o trabajando, ansiedad.
RAM-ALTA	> 200 micro volts	> 28 Hz	Estado de stress y confusión.

4.4 Electromiografía (EMG)

La electromiografía o EMG es una prueba que mide la actividad eléctrica (potenciales de acción musculares) de los músculos en contracción y relajación. Normalmente, los músculos en reposo no producen actividad eléctrica; una pequeña contracción produce cierta actividad; y en una contracción más fuerte se desarrolla una actividad mayor. En el procedimiento se ubica primero un electrodo conectado a tierra para eliminar actividad eléctrica del entorno. Después se inserta en el musculo una fina aguja conectada por medio de un cable a un instrumento de registro. La actividad del musculo se registra en forma de ondas en un osciloscopio y se oye a través de un altavoz.

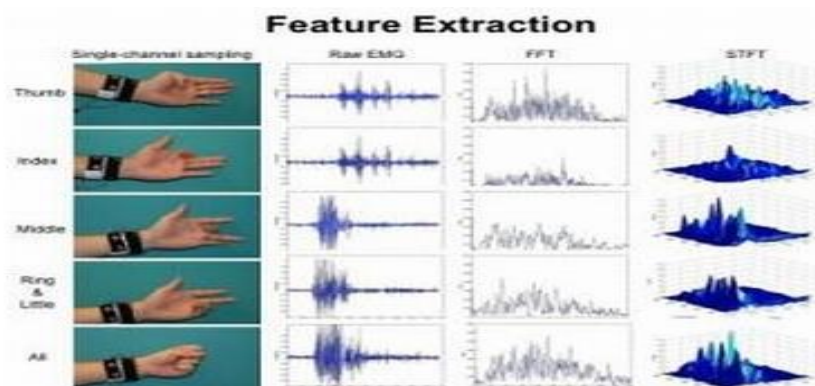


Figura.4.4 Respuesta en amplitud y frecuencia de señales mioelectricas de una mano.

La electromiografía ayuda a determinar si la debilidad o la parálisis muscular se deben a alteraciones propias del musculo o de las señales que llegan a él. También se utiliza para diagnosticar ciertos trastornos musculares, como la distrofia muscular.

4.4.1 Problemas generales

Al detectar y registrar la señal EMG, hay dos temas principales de interés que influyen en la fidelidad de la señal. La primera es la relación señal a ruido. Es decir, la relación de la energía en la señal EMG a la energía en la señal de ruido. En general, el ruido se define como señales eléctricas que no son parte de la señal EMG. El otro es la distorsión de la señal, lo que significa que la contribución relativa de cualquier componente de frecuencia en la señal EMG no debe ser alterado.

4.4.2 Características de las señales EMG

Está bien establecido que la amplitud de la señal de EMG es estocástica (aleatoria) en la naturaleza y se puede representar razonablemente por una función de distribución gaussiana. La amplitud de la señal puede variar de 0 a 10 mV (pico a pico) o de 0 a 1,5 mV (rms). La energía útil de la señal está limitada a la gama de frecuencia de 0 a 500 Hz, con la energía dominante en el intervalo de 50-150 Hz. Señales utilizables son las que tienen energía por encima del nivel de ruido eléctrico.

4.4.3 Características del ruido eléctrico en las señales EMG

El ruido eléctrico en las señales EMG puede provenir de diversas fuentes, algunas de ellas se muestran a continuación:

- El ruido inherente a los componentes electrónicos y en la detección y equipo de grabación, Todos los equipos electrónicos generan ruido eléctrico. Este ruido tiene componentes de frecuencia que van desde 0 Hz a varios miles de Hz. Este ruido no se puede eliminar; sólo se puede reducir mediante el uso de componentes electrónicos de alta calidad, diseño de circuitos inteligentes y mediante técnicas de construcción.
- Ruido Ambiental - Este ruido se origina a partir de fuentes de radiación electromagnética, como la radio y la transmisión de televisión, cables de potencia eléctrica, bombillas, lámparas fluorescentes, etc. De hecho, cualquier dispositivo electromagnético genera y puede contribuir ruido. Las superficies de nuestros cuerpos están constantemente inundadas de radiación eléctrica magnética y es prácticamente imposible evitar la exposición a la misma en la superficie de la tierra. La preocupación dominante para el ruido ambiental surge en los 60 Hz (o 50 Hz) de la radiación de fuentes de energía. La señal de ruido ambiental puede tener una amplitud tres veces mayor a la magnitud de la señal de EMG.
- Artefactos de Movimiento – Existen dos fuentes principales de artefactos de movimiento: uno de la interfaz entre la superficie de detección del electrodo y la piel, el otro de movimiento del cable que conecta el electrodo al amplificador. Ambas fuentes se puede reducir esencialmente por un diseño adecuado de la circuitería electrónica. Las señales eléctricas de fuentes ambos ruidos tienen la mayor parte de su energía en la gama de frecuencia de 0 a 20 Hz.

4.4.4 Maximizar la fidelidad de la señal EMG

Es deseable obtener una señal de EMG que contiene la máxima cantidad de información de la EMG señal y la cantidad mínima de contaminación de ruido eléctrico. Por lo tanto, la maximización de la relación señal-ruido se debe hacer con una distorsión mínima de la señal EMG. Por lo tanto, es importante que cualquier proceso de detección y registro del dispositivo de la señal linealmente. En particular, la señal no debe ser recortada, es decir, los picos no deberían ser distorsionados y no ser filtrados innecesariamente.

Debido a que la radiación de la línea de alimentación (50 ó 60 Hz) es una fuente dominante de ruido eléctrico, es tentador dispositivos de diseño que tienen un filtro de muesca a esta frecuencia. En teoría, este tipo de filtro sólo suprime la frecuencia de red no deseado, sin embargo, las implementaciones prácticas también eliminan porciones de los componentes de frecuencia adyacentes. Debido a que la energía dominante de la señal de EMG se encuentra en el rango de 50-100 Hz, el uso de filtros de muesca no es aconsejable.

4.4.5 Electrodo y diseño del amplificador

El diseño de la unidad de censado es el aspecto más crítico del aparato de la electrónica que se utilizará para obtener la señal. La fidelidad de la señal EMG detectado por el electrodo influye en todos los posteriores tratamiento de la señal. Es muy difícil (casi imposible) para mejorar la fidelidad y la relación señal-ruido relación de la señal más allá de este punto. Por lo tanto, es importante diseñar una unidad de electrodo que proporciona una distorsión mínima y la más alta relación de señal a ruido. Las siguientes características son importantes para la consecución de este requisito.

- **Amplificación diferencial:** Con el fin de eliminar la mayor señal de ruido de las fuentes, se recomienda utilizar una configuración diferencial. La premisa es simple, se detecta la señal en dos sitios, la circuitería electrónica resta las dos señales y entonces amplifica la diferencia. Como resultado, cualquier señal que es "común" a las entradas será eliminada y solo la diferencial es la que se amplifica. Cualquier señal que se origina lejos de la detección sitios aparecerá como una señal común, mientras que las señales en la vecindad inmediata de las superficies de detección serán diferentes y, en consecuencia será amplificado. Por lo tanto, relativamente alejado del ruido de líneas eléctricas señales serán eliminados y señales relativamente locales EMG se amplificarán. Esta explicación requiere la disponibilidad de un "restador". En la práctica, incluso con la electrónica avanzada de hoy en día, es muy difícil para restar las señales perfectamente. La precisión con la que el amplificador diferencial puede restar las señales es medible por la relación de rechazo común (CMRR). Un restador perfecto tendría un CMRR infinito.

REFERENCIAS

- antón, J. (s.f.). *Fisiología del ejercicio*. Recuperado el Abril de 2012, de
<http://fisiocodex.blogspot.mx/2010/04/acoplamiento-excitacion-contraccion.html>
- Fransaval. (s.f.). *El mundo y yo*. Recuperado el febrero de 2014, de
<http://fransaval.blogcindario.com/2010/08/00096-el-sistema-muscular.html>
- Grec, T. (s.f.). *Backyard Brains*. Recuperado el Octubre de 2012, de
<http://www.backyardbrains.cl/experiments/reactiontime>
- Mileydis, V. (s.f.). *Mi espacio NATU-ACTIVO*. Recuperado el Marzo de 2013, de
<http://cienciasnaturalesle.blogspot.mx/2012/08/articulaciones-y-musculos.html>
- Tejido muscular*. (s.f.). Recuperado el Marzo de 2013, de
<http://www.efn.uncor.edu/departamentos/divbioeco/anatocom/Biologia/Los%20Tejidos/Muscular.htm>

5. SEÑALES EMG Y SU PROCESAMIENTO

El uso de las señales EMG (Electromiografía) para el control de la mano robótica ofrece una mayor flexibilidad al usuario al evitar controles complejos que requieren del uso de algún otro miembro del cuerpo para ser accionados, aunque esto es mucho más sencillo de implementar a la larga puede resultar un inconveniente para la persona ya que puede limitar más su movilidad.

Se tiene la intención de identificar señales mioeléctricas para poder controlar la mano robótica más allá de simplemente abrir y cerrar la pinza, sino también girar la muñeca lo cual requiere discriminar las señales generadas por los músculos del brazo de acuerdo a los movimientos deseados.

Las pequeñas corriente generadas en las fibras musculares antes de que la contracción de un músculo se produzca pueden ser utilizadas como indicador de actividad muscular y por lo tanto pueden ser interpretadas para controlar la mano robótica. Estas pequeñas corriente son generadas debido al intercambio iónico entre las membranas de las uniones neuro musculares, las cuales se propagan a través de tejido resistivo a su alrededor generando pequeñas diferencias de potencial.

Como se mencionó los músculos están formados por fibras, activadas por motoneuronas. Los impulsos provenientes de la médula espinal llegan a las motoneuronas y activan a un grupo de fibras musculares, la neurona motora y el conjunto de todas las fibras musculares a las que estimula constituyen una unidad motora. Para producir un movimiento cada fibra muscular que

CAPITULO 5: SEÑALES EMG Y SU PROCESAMIENTO

compone al músculo se contrae lo que genera una contracción de todo el músculo para alcanzar la acción deseada. En la mayoría de los casos aún para movimientos muy sencillos se requiere de varios músculos para alcanzar la acción deseada.

La respuesta eléctrica de una unidad motora es el potencial de unidad motora (MUAP) por sus siglas en inglés (motor unit action potential). La señal EMG está formada por un tren de MUAP's. Existen diferentes clases de MUAP en una señal EMG y el objetivo es clasificar a estas señales bajo la hipótesis que los mismos MUAP son encontrados en una señal EMG cuando el mismo movimiento es realizado, por lo que la señal EMG debe tener características similares cuando se realiza el mismo movimiento.

La características de los electrodos utilizados en la detección de señales EMG es muy importante ya que depende de éstos la calidad de la señal obtenida, en general existen dos métodos diferentes para la adquisición de la señal EMG, utilizando electrodos de aguja y utilizando electrodos superficiales. "Los datos obtenidos con electrodos de agujas son significativamente más altos que los datos obtenidos con electrodos de superficie (Figura 5.1). Los resultados obtenidos con la EMG de agujas son más exactos que los obtenidos con EMG de superficie, ya que la aguja llega directamente a las fibras del músculo a estudiar y registra su actividad eléctrica sin riesgo de ser contaminados o interferidos por la acción de otros músculos". (García, 2008).

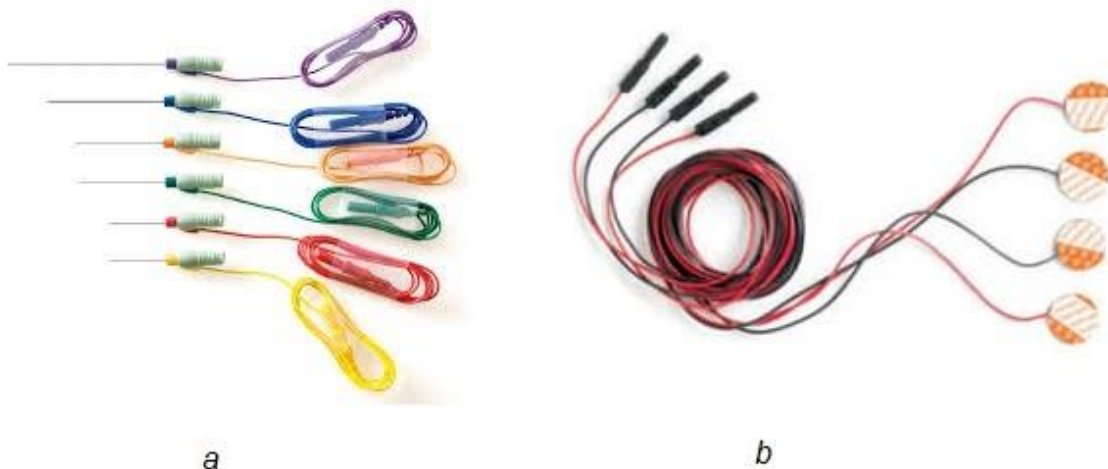


Figura 5.1. Electrodo a) De aguja, b) Superficiales

La desventaja que tienen los electrodos de aguja es que resultan incómodos para el usuario, además de que por muy pequeña que sea la aguja ésta genera una pequeña herida la cual requiere de un manejo adecuado para evitar complicaciones por su uso como infecciones, además

CAPITULO 5: SEÑALES EMG Y SU PROCESAMIENTO

de que resultan relativamente más costosos que los de superficie, por lo que para este trabajo se consideran los electrodos superficiales, por su fácil manejo y bajo costo a pesar de que las señales obtenidas son más difíciles de estudiar ya que estos electrodos cubren un área grande que incluye una gran cantidad de unidades motoras.

Sin importar el lugar del músculo de donde la señal EMG sea registrada ésta es contaminada por diferentes tipos de ruido, por lo que analizar, clasificar estas señales es muy difícil debido a lo complicado de los patrones EMG, especialmente cuando ocurre un movimiento del músculo.

Las señales EMG pueden ser usadas para generar señales de control de diversos dispositivos como pueden ser prótesis robóticas, interfaces hombre máquina y en general en donde se requiera interactuar con algún sistema electromecánico mediante el movimiento de los músculos. También son muy utilizadas en investigación clínica y en aplicaciones industriales.

La adquisición y acondicionamiento adecuado de la señal EMG es un prerequisite para una exitosa identificación y clasificación. Cuando se adquiere una señal EMG también se registran ruidos provenientes de diversas fuentes por la presencia de equipo electrónico además de factores fisiológicos, estos ruidos en ocasiones se vuelven muy difíciles de eliminar. El procesar y clasificar a las señales EMG requiere el uso de algoritmos avanzados de procesamiento digital de señales y reconocimiento de patrones las técnicas más utilizadas son análisis Transformada corta de Fourier, wavelets, distribución de Wigner Ville, lógica difusa, etc.

Clasificar y reconocer los patrones de las señales EMG es una tarea muy amplia que aún ocupa a muchos investigadores en el área. En la figura 5.2 se muestra el diagrama de bloques de un sistema de clasificación y reconocimiento de señales EMG.

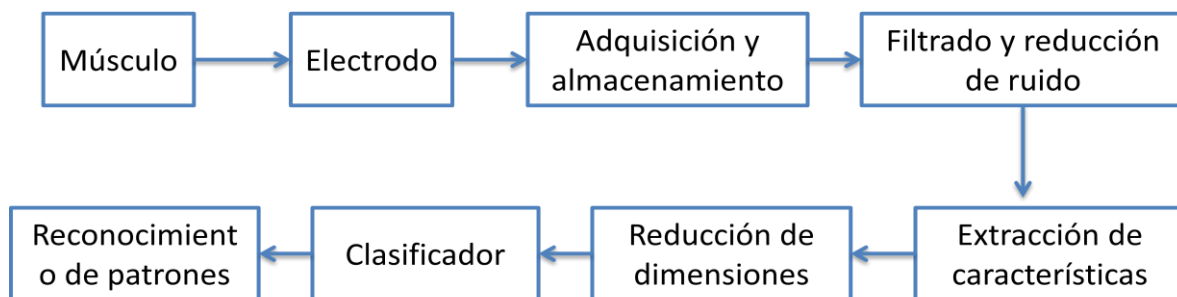


Figura 5.2 Diagrama de bloques de un clasificador EMG

En este trabajo y por cuestiones de tiempo sólo se realizará el filtrado y reducción de ruido dejando como trabajo futuro los tres bloques restantes.

5.1 Electrodo

Los electrodos superficiales son colocados sobre la piel, estos electrodos son principalmente superficies de metal. Se utilizaron electrodos de tipo húmedo, son aquellos en los que entre la placa de metal y la piel se encuentra una substancia electrolítica (gel conductor) con el fin de minimizar el ruido que se genera entre el contacto de la piel y el metal, esta substancia mejora la conductividad y el flujo de corriente.

Las características de los electrodos utilizados en este proyecto se muestran en la tabla 5.1

MATERIALS INFORMATION		ELECTRICAL CHARACTERISTICS (ANSI/AAMI EC 12, average measured before packaging)	
Backing material	Polyethylene foam (PE), white	ACZ I impedance (before defibrillation simulation)	220 Ohm
Adhesive characteristics	Medical grade pressure sensitive adhesive	DC offset voltage (before defibrillation simulation)	0.2 mV
Gel characteristics	Conductive and adhesive hydrogel	SDR (remaining potential after defibrillation simulation)	11 mV
Supporting / back label	Polypropylene film (PP) transparent	Slope (potential decline after defibrillation simulation)	0.2 mV/s
Release liner	Polyethylene film (PE), one side siliconized	COIIN (combined offset instability and inner noise)	4 μ V
Sensor	Polymer Ag/AgCl coated	Bias current tolerance (DC offset voltage after DC loading)	6 mV
Adapter / connector	Stainless steel		
Integrated lead wire jacketing	–		
Integrated lead wire cord	–		

Tabla 5.1 Características de los electrodos

El objetivo es la detección de señales características que siempre estén presentes en el movimiento de la muñeca así como el movimiento de flexión de los dedos utilizando el menor número de electrodos. A manera de prueba para la adquisición de las señales se colocaron dos electrodos para detectar la señal, uno se colocó en los músculos braquiorradial y otro en el largo palmar, el sensor de referencia se ubicó en el bíceps como se muestra en la figura 5.3.

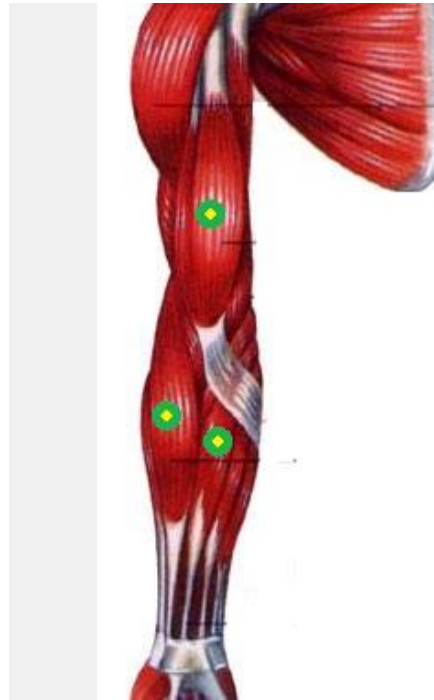


Figura 5.3. Ubicación de los electrodos

5.2 Adquisición y acondicionamiento.

Para la adquisición de la señal EMG se utiliza un circuito electrónico que consta de 4 etapas como se muestra en la figura 5.4.

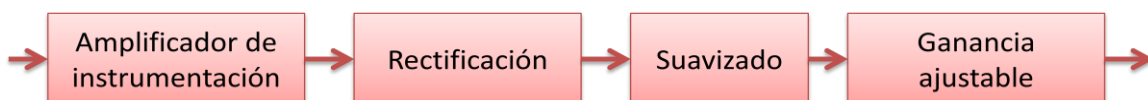


Figura 5.4 Adquisición de la señal

CAPITULO 5: SEÑALES EMG Y SU PROCESAMIENTO

La primera etapa del circuito de adquisición es un amplificador de instrumentación, éste es un circuito integrado el cual podemos utilizar para amplificar señales, por lo regular de magnitudes pequeñas, una de sus principales características es que tiene un rechazo en modo común (CMRR) muy alto esto es lo que lo hace tan especial a lado de otros circuitos de amplificación, ya que garantiza que la ganancia en modo común será muy baja, una gran ventaja debido a que el ruido exterior no afectara demasiado a nuestro sistema.

El amplificador de instrumentación (figura 5.5) es el circuito AD8221, es claro que la elección de este dispositivo es básicamente por presentar un rechazo en modo común alto en comparación con otros amplificadores y es capaz de trabajar con voltajes desde $\pm 2.3v$ a $\pm 18v$. Para calcular su ganancia nos basaremos en la siguiente relación:

$$G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{R_G}$$

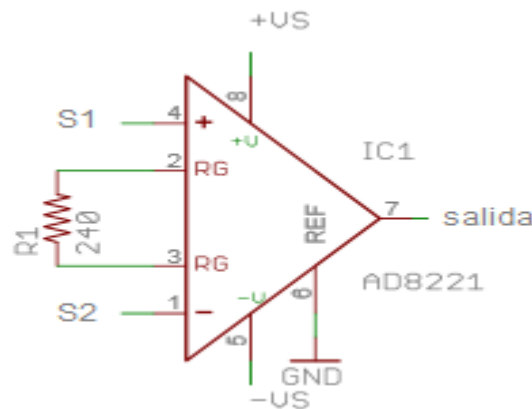


Figura 5.5 Amplificador de instrumentación

A continuación se muestra una tabla en la que se muestran algunas resistencias para lograr ganancias específicas.

Resistencia en Ω	Ganancia
49.9k	1.990
12.4k	4.984
5.49k	9.998
1.00k	50.40
499	100.0
249	199.4
49.9	991

5.3 Rectificado

En esta etapa la señal será rectificada usando un rectificador activo de onda completa para que la parte negativa de a señal se convierta en positiva. La configuración utilizada es la que se muestra en la figura 5.6

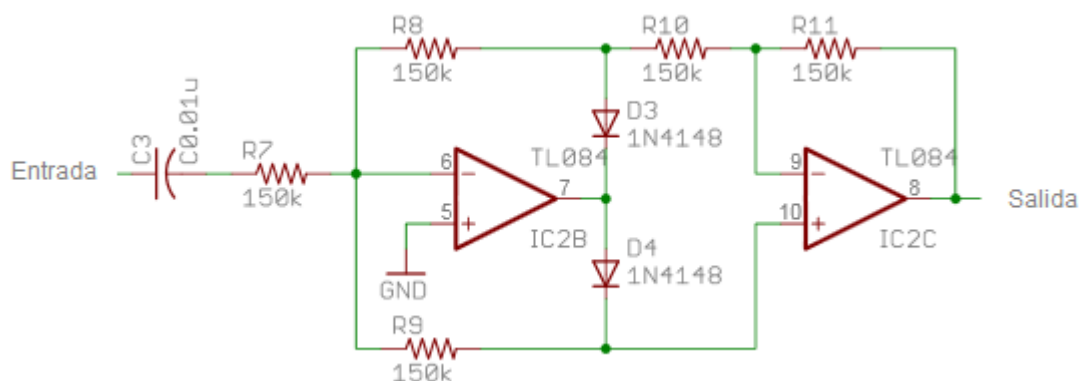


Figura 5.6. Rectificador

5.4 Suavizado y ganancia ajustable

Para eliminar señales de alta frecuencia y suavizar los rizados que la señal pueda presentar se utilizará un filtro pasa bajas, posteriormente la señal de salida se enviará a un amplificador inversor el cual además de proporcionar una ganancia ajustable nos invertirá la señal para eliminar las inversiones sufridas por las etapas anteriores, el circuito se muestra en la figura 5.7

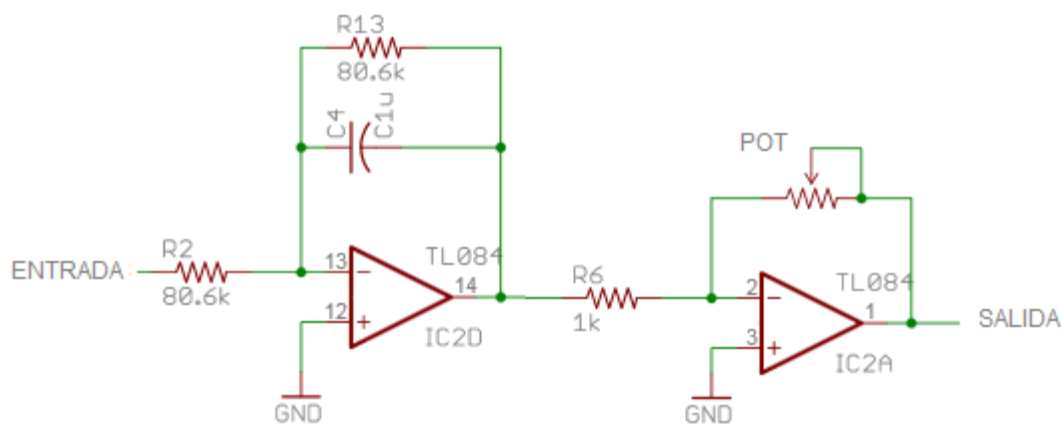


Figura 5.7 Circuito pasa bajas y ganancia ajustable

Una vez conectados los electrodos se adquirió la señal utilizando una tarjeta arduino Leonardo, la salida del circuito de adquisición se conectó a una de las entradas del convertidor analógico digital de la tarjeta. La frecuencia de muestreo fue de 3 KHz. La figura 5.8 muestra un segmento de la señal obtenida para el movimiento de la muñeca de la mano hacia la izquierda y hacia la derecha. La señal fue submuestreada a 1Khz.

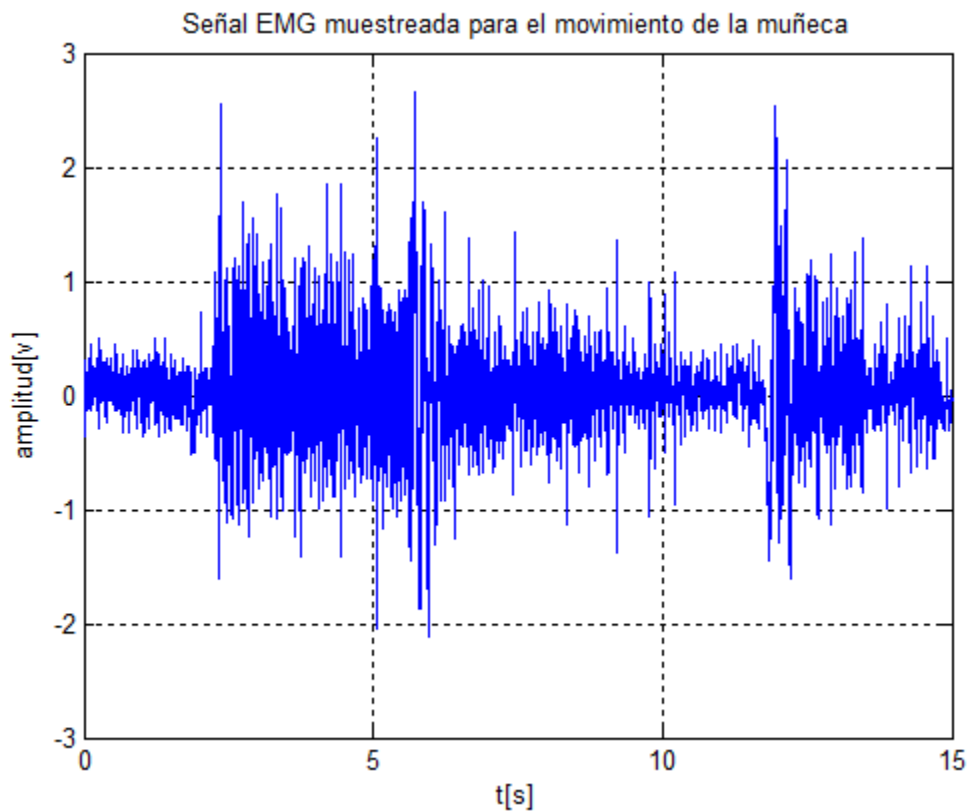


Figura 5.8a. Rectificador

5.5 Filtrado y eliminación del ruido.

Para tratar de identificar las componentes frecuenciales de la señal adquirida se obtiene su espectro en frecuencia el cual podemos ver en la figura 5.8, podemos observar que en el rango de frecuencias de 0 a 50 Hz existen componentes dominantes pero no hay mucha diferencia con las componentes a lo largo de todo el espectro. Es posible diseñar un filtro digital para tratar de aislar a la señal de los músculos sin embargo no es posible saber con exactitud las frecuencias en las cuales se encuentra la señal que nos interesa, además otro problema que se tiene es que el

CAPITULO 5: SEÑALES EMG Y SU PROCESAMIENTO

espectro sólo nos muestra el contenido frecuencial de la señal pero no nos dice en que instantes de tiempo ocurrieron las componentes frecuenciales que nos interesan.

Por esta razón se debe utilizar un análisis tiempo frecuencia para poder ubicar de mejor forma las componentes frecuenciales que nos interesan.

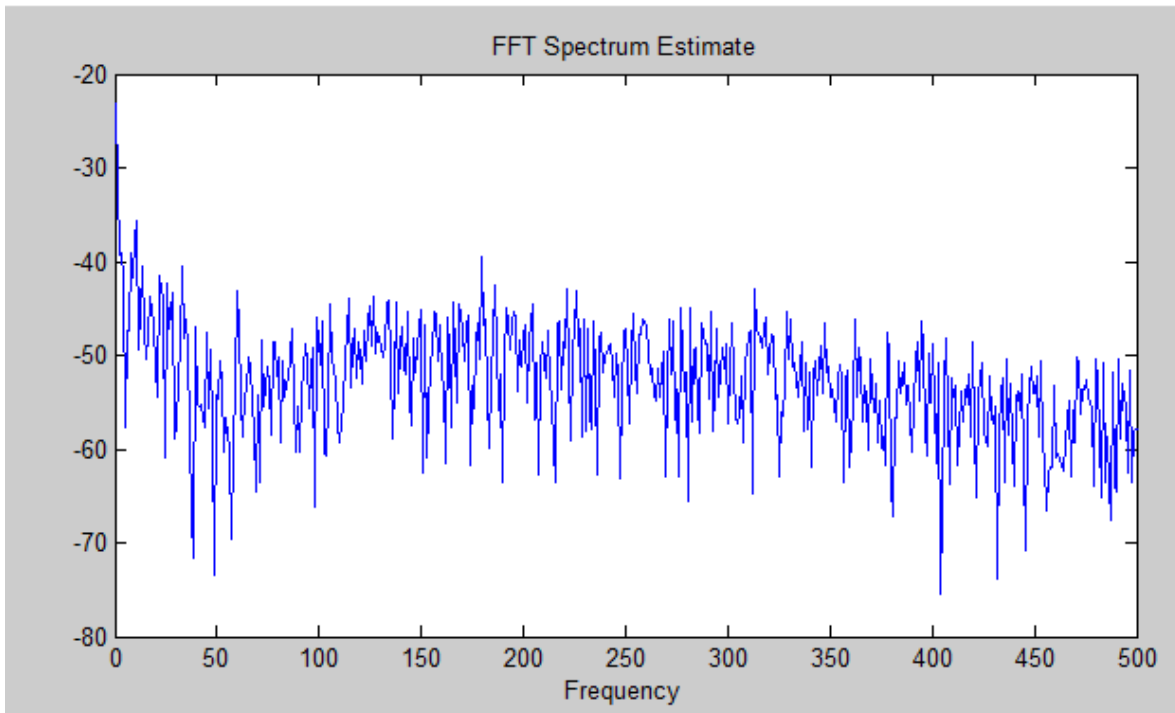


Figura 5.8b Espectro en frecuencia de la señal EMG

5.6 Transformada en tiempo corto de Fourier

Esta transformada resuelve el problema del análisis de señales no estacionarias mediante la transformada de Fourier, básicamente consiste en dividir la señal en diferentes secciones o ventanas donde se puede asumir que la señal es estacionaria. Para este propósito la señal es multiplicada por una función ventana, cuya anchura debe ser igual a parte de la señal que se puede considerar como estacionaria. A la señal resultante se le aplica la transformada de Fourier y se obtiene su espectro en frecuencia. La ventana de análisis se va desplazando a lo largo de toda la señal con lo que se van obteniendo las componentes frecuenciales de la señal en cada sección en donde se colocó la ventana por lo que podemos estimar el tiempo en el cual ocurren dichas componentes.

La ecuación de la transformada de tiempo corto de Fourier es la siguiente.

CAPITULO 5: SEÑALES EMG Y SU PROCESAMIENTO

$$STFT_x^w(t', f) = \int_t [x(t) \cdot w^*(t-t')] \cdot e^{-j2\pi ft} dt$$

Una herramienta con la que se puede obtener la transformada de tiempo corto de Fourier es el espectrograma de Matlab, la figura 5.9 muestra el espectrograma de la señal EMG.

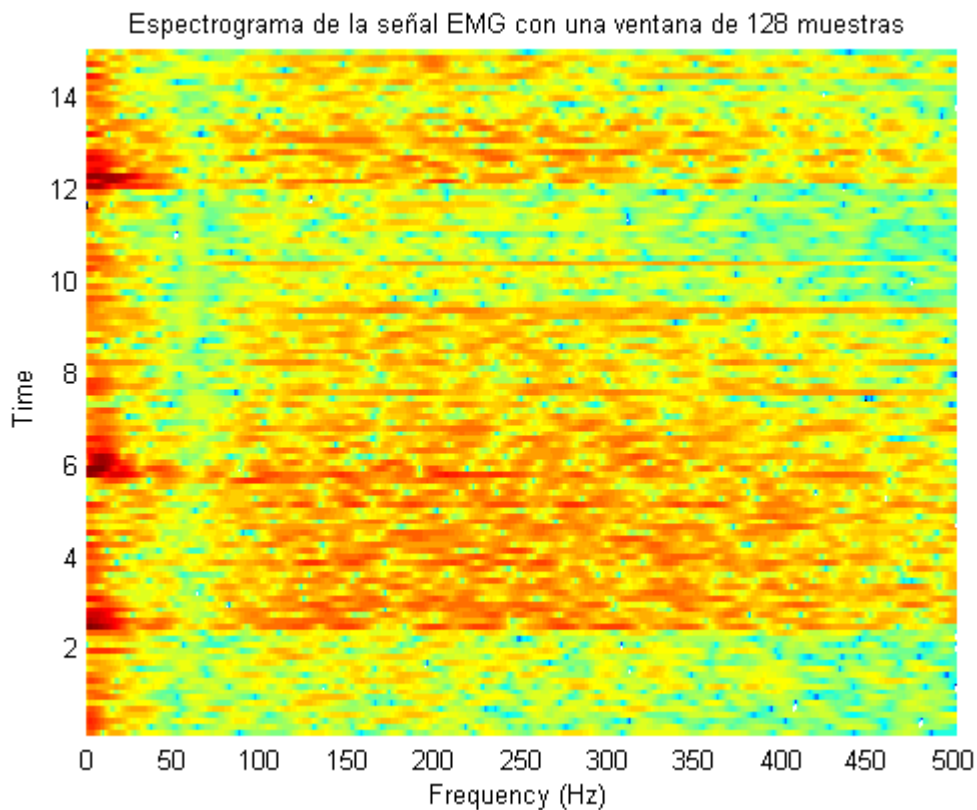


Figura 5.9 Espectrograma de la señal EMG

Podemos observar que se presentan componentes frecuenciales de baja frecuencia que tienen una mayor energía que las demás alrededor de los tiempos 2.2, 6 y 12 segundos aproximadamente.

Sin embargo esta información no es suficiente para determinar las características de las señales por lo que se deben utilizar otras técnicas más avanzadas para el estudio de la señal.

5.7 Wavelets

Esta técnica se desarrolló como una alternativa para superar los problemas de resolución de la STFT, haciendo posible una buena representación de una señal tanto en tiempo como en frecuencia de forma simultánea, con lo que se puede determinar el intervalo de tiempo en el cual aparecen determinadas componentes espectrales. Hecho de mucho interés en el análisis de señales EMG.

Básicamente, lo que hace la transformada Wavelet es filtrar una señal en el dominio del tiempo mediante filtros paso bajo y paso alto que eliminan ciertas componentes de alta o baja frecuencia de la señal, el procedimiento se repite para las señales resultantes del proceso de filtrado anterior.

Por ejemplo, supóngase que se tiene una señal con frecuencias de hasta 1000 Hz, en la primera etapa de filtrado la señal es dividida en dos partes haciéndola pasar a través de un filtro pasa bajas y un filtro pasa altas con lo cual se obtienen dos versiones diferentes de la misma señal: una que corresponde a las frecuencias entre 0 y 500 Hz. (pasa bajas) y otra que corresponde a las frecuencias entre 500-1000 Hz. (pasa altas). Posteriormente, se toma cualquiera de las dos versiones (comúnmente la parte del filtro paso bajo) o ambas y se hace nuevamente la misma división. Esta operación se denomina descomposición.

De esta forma y suponiendo que se ha tomado la parte de la señal correspondiente al filtro pasa bajas se tendrían tres conjuntos de datos, cada uno de los cuales corresponde a la misma señal pero a distintas frecuencias: 0-250 Hz., 250-500 Hz. y 500-1000 Hz. A continuación se vuelve a tomar la señal correspondiente a la parte del filtrado de pasa bajas haciéndola pasar nuevamente por los filtros pasa bajas y paso alto, de esta forma ya se tendrían 4 conjuntos de señales correspondientes a las frecuencias 0-125 Hz., 125-250 Hz., 250-500 Hz. y 500-1000Hz. El proceso continúa hasta que la señal se ha descompuesto en un cierto número de niveles predefinidos. Finalmente se cuenta con un grupo de señales que representan la misma señal, pero correspondientes a diferentes bandas de frecuencia.

La transformada Wavelet continua (CWT) fue desarrollada como una técnica alternativa a la STFT como una manera de superar el problema de resolución. El análisis wavelet se realiza de manera similar al análisis STFT, en el sentido que la señal es multiplicada por una función (función wavelet) de manera similar a la función ventana en la STFT, y la transformada se calcula separadamente para distintos segmentos de la señal en el dominio del tiempo. Sin embargo, existen dos diferencias principales entre la STFT y la CWT :

- a) No se evalúa la transformada de Fourier de las señales ventana y por lo tanto aparecerá un único pico que corresponde a una senoide.
- b) El ancho de la ventana varía a medida que se evalúa la transformada para cada componente del espectro, esto es probablemente la característica más significativa de la transformada Wavelet.

CAPITULO 5: SEÑALES EMG Y SU PROCESAMIENTO

La transformada Wavelet continua se define como sigue:

$$C(\tau, s) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi_{\tau, s}^*(t) dt$$

Donde

$$\psi_{\tau, s}(t) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \psi\left(\frac{t - \tau}{s}\right)$$

Como se observa en la ecuación anterior, la señal transformada es una función de dos variables, τ y s , los parámetros de traslación y escala respectivamente. $\psi_{\tau, s}(t)$ es la función de transformación que se le denomina “wavelet madre”, este nombre deriva de dos importantes propiedades del análisis wavelet:

El término wavelet significa “onda pequeña”. La pequeñez se refiere al hecho que esta función (ventana) es de longitud finita (compactamente soportada) y el término onda se refiere a la condición que esta función es de naturaleza oscilatoria.

Para realizar el análisis utilizando wavelets de la señal EMG se utiliza el toolbox de wavelets de Matlab. La figura 5.10 Muestra la descomposición de la señal utilizando wavelets.

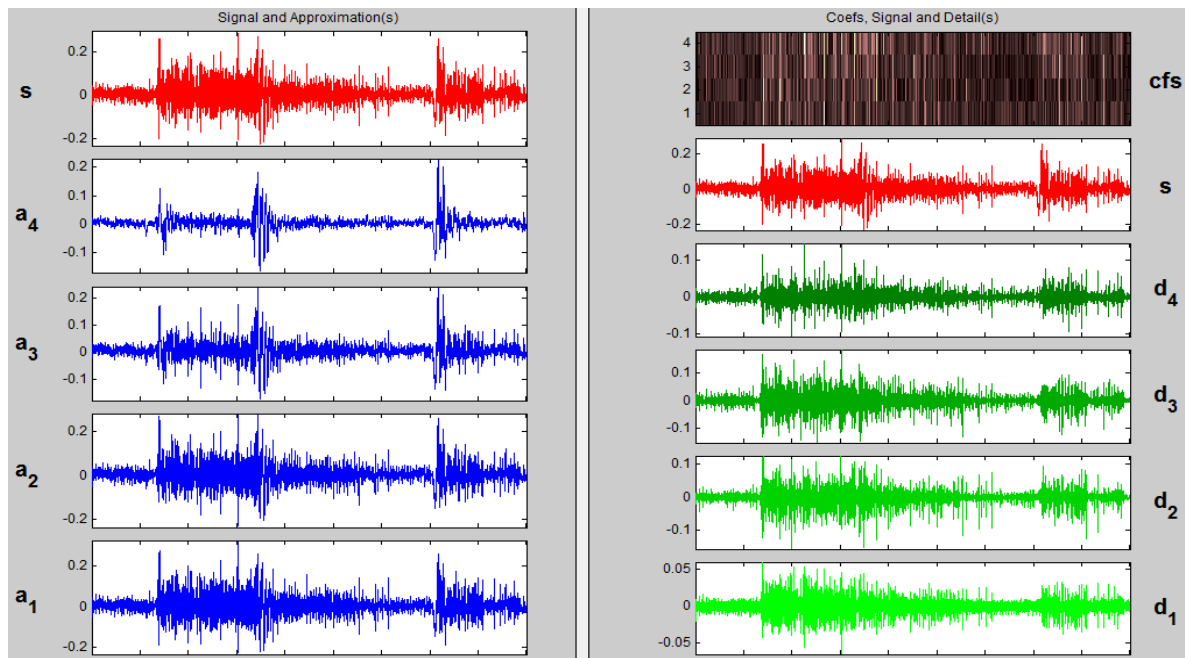


Figura 5.10 Descomposición de la señal EMG utilizando wavelets

CAPITULO 5: SEÑALES EMG Y SU PROCESAMIENTO

Se puede observar que los coeficientes “a” corresponden a los filtros pasa bajos y los coeficientes “b” corresponden a los filtros pasa altos. Podemos observar que en el nivel a4 se aprecian los pulsos que pudieran representar a los movimientos de la muñeca.

Para poder eliminar el ruido presente en la señal se va a filtrar utilizando la misma herramienta, Para reducir el ruido de la señal, la idea básica es eliminar los componentes obtenidos en la transformada Wavelet que está por debajo de un cierto umbral, o multiplicarlos por un cierto factor de ponderación, antes de llevar a cabo la transformada inversa. Para la reducción del ruido se va a utilizar un procedimiento no lineal, denominado soft -thresholding, en el cual sólo aquellos coeficientes de los detalles que estén por debajo de cierto umbral serán eliminados, el resto son ponderados. Los umbrales se pueden obtener por métodos estadísticos pero en este caso se obtendrán gráficamente mediante la herramienta de matlab.

La figura 5.11 muestra los umbrales tomados para la eliminación de ruido, estos umbrales se fueron moviendo manualmente para eliminar las componentes de alta frecuencia.

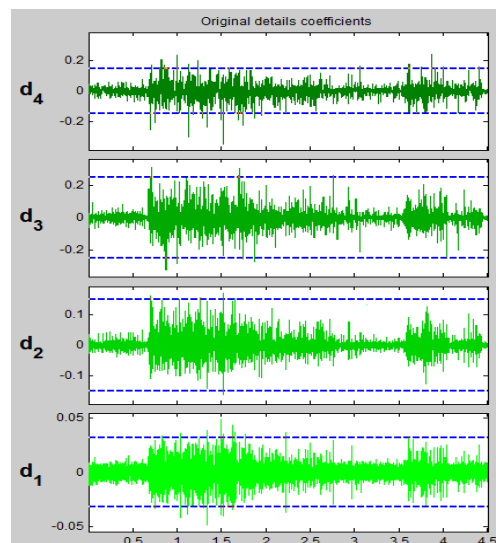


Figura 5.11 Umbrales para la eliminación de ruido

Las figuras 5.12 y 5.13 muestran el ruido que envuelve a la señal EMG, las gráficas muestran diferentes resultados para dos diferentes umbrales establecidos gráficamente, la señal 5.13 muestra la señal sin ruido. Se pueden observar dos patrones que representan los movimientos del músculo cuando se realiza un pequeño movimiento a la derecha e izquierda de la muñeca.

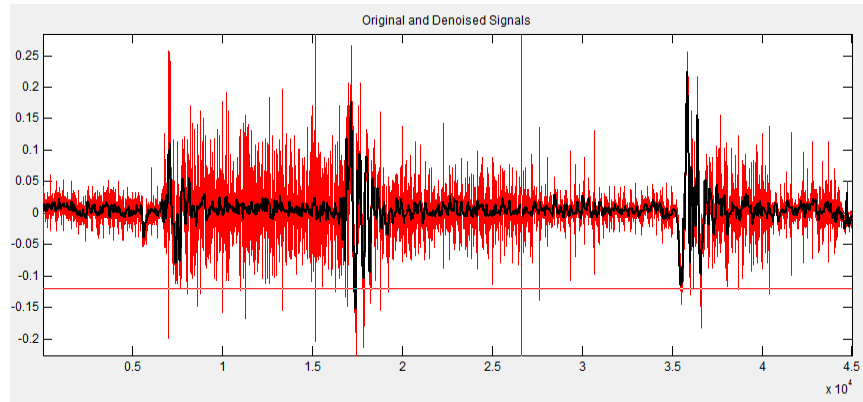


Figura 5.12 Señal con ruido

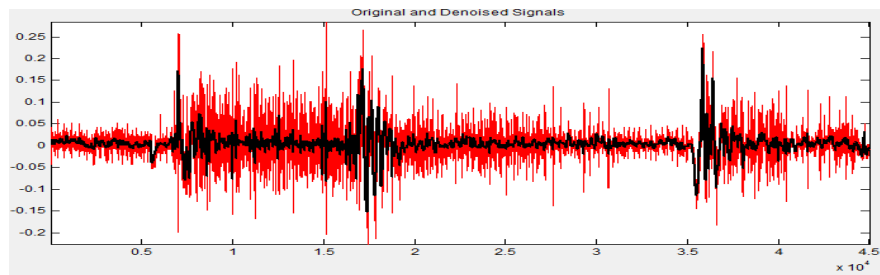


Figura 5.13a Señal con ruido

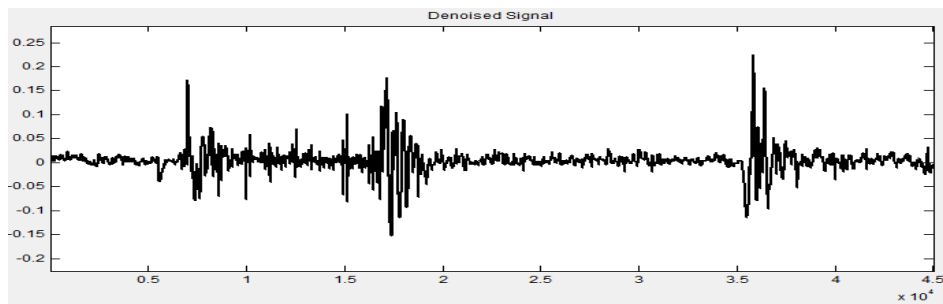


Figura 5.13b Señal filtrada

5.8 Extracción de características

Una vez que se ha eliminado el ruido y se ha logrado identificar las señales que corresponden al movimiento de los músculos se procede a la separación de estas señales y a su extracción de características. La figura 5.13 muestra las características más utilizadas para el análisis de éstas señales y sus expresiones matemáticas.

CAPITULO 5: SEÑALES EMG Y SU PROCESAMIENTO

Feature Extraction	Mathematical Equation
Integrated EMG(IEMG)	$IEMG = \sum_{n=1}^N x_n $ <p>Here N denotes the length of the signal and x_n represents the sEMG signal in a segment.</p>
Mean Absolute Value (MAV)	$MAV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n $
Modified Mean Absolute Value 1 (MMAV1)	$MMAV1 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N w_n x_n $ $w_n = \begin{cases} 1, & \text{if } 0.25N \leq n \leq 0.75N \\ 0.5, & \text{otherwise} \end{cases}$
Modified Mean Absolute Value 2 (MMAV2)	$MMAV2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N w_n x_n $ $w_n = \begin{cases} 1, & \text{if } 0.25N \leq n \leq 0.75N \\ \frac{4n}{n}, & \text{if } 0.25N \leq n \\ \frac{4(n-N)}{n}, & \text{if } 0.75N \leq n \end{cases}$
Simple Square Integral(SSD)	$SSI = \sum_{n=1}^N x_n ^2$
Variance of EMG (VAR)	$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N x_n^2$
Root Mean Square (RMS)	$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2}$
Waveform Length (WL)	$WL = \sum_{n=1}^N x_{n+1} - x_n $
Willison Amplitude (WAMP)	$WAMP = \sum_{n=1}^N f x_{n+1} - x_n $ $f(x) = \begin{cases} 1, & \text{if } x \geq \text{threshold} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$
Log detector (LOG)	$LOG = e^{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \log x_n }$
Slope Sign Change (SSC)	$SSC = \sum_{n=2}^N f [(x_n - x_{n-1}) \times (x_n - x_{n+1})]$ $f(x) = \begin{cases} 1, & \text{if } x \geq \text{threshold} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$
Zero crossing (ZC)	$ZC = \sum_{n=1}^{N-1} [sgn(x_n \times x_{n+1}) \cap x_n - x_{n+1} \geq \text{threshold}]$ $sgn = \begin{cases} 1, & \text{if } x \geq \text{threshold} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$
Multi-scale amplitude modulation–frequency modulation (AM–FM)	$f(k) = \sum_{n=1}^M a_n(k) \cos \phi_n(k)$ <p>Here $n = 1, 2, \dots, M$ indexes the AM–FM components, a_n represents the nth instantaneous amplitude, and ϕ_n represents the nth instantaneous phase. Here, AM–FM components are extracted over a dyadic filter bank.</p>

CAPITULO 5: SEÑALES EMG Y SU PROCESAMIENTO

Estas características servirán para clasificar y reconocer las señales EMG que serán utilizadas para mover la mano robótica. Esta tarea queda pendiente como trabajo futuro debido a lo extenso del tema.

Bibliografía

García, L. A. (2008). Electromiografía de superficie y de aguja en la musculatura. *Revista mexicana de odontología clínica*.

6. EXPERIMENTOS Y RESULTADOS

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos en el proyecto, está dividido en cuatro partes, en la primera se muestra el prototipo basado en el análisis realizado en el capítulo 2, en la segunda parte se muestran los resultados de la propuesta de control que se hizo con el encoder y un sensor infrarrojo para el giro de la muñeca, en la tercera parte se muestran los resultados hechos para la detección de objetos mediante un sensor de corriente y por último los resultados obtenidos para la adquisición de señales EMG.

6.1 Estructura mecánica

Tomando en cuenta el análisis y diseños realizados en el capítulo 2, se maquinó un prototipo en aluminio debido a sus características mecánicas y su costo bajo costo, con este material y con un buen uso de él se hace un estimado de una vida útil arriba de los 5 años. La prótesis maquinada se puede ver en la figura 6.1.



Figura. 6.1 Prótesis maquinada en aluminio

Una vez que se tiene el esqueleto se hacen algunas pruebas de agarre con distintos objetos con el fin de tener una referencia de los objetos que puede manipular la prótesis.

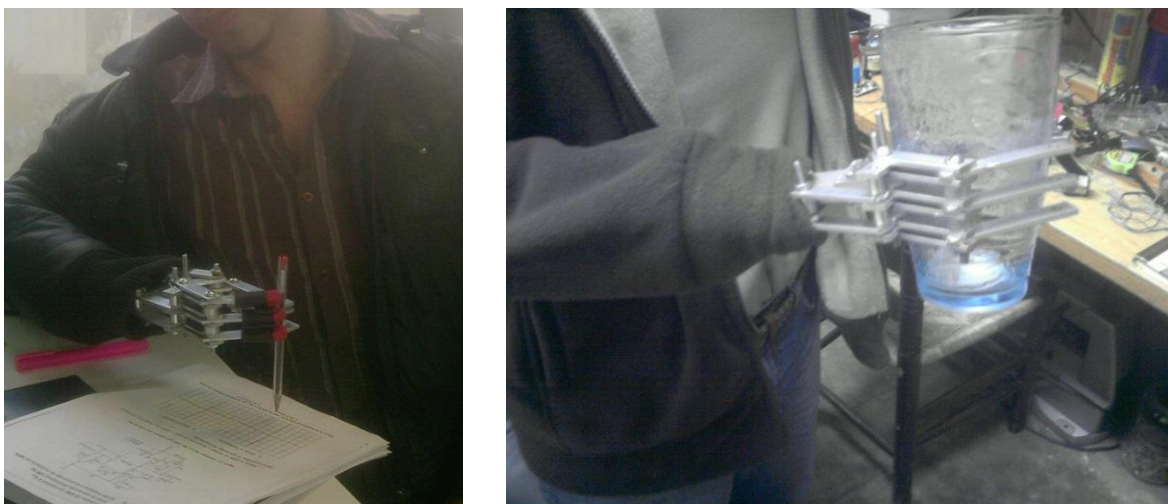


Figura. 6.2 Pruebas de agarre

Los resultados sobre el agarre fueron aceptables, sin embargo estos resultados mejoraron mucho al añadir algún material flexible (esponja o hule) a las puntas de la estructura, lo que serían los dedos de la mano robótica, ya que una vez que la pinza se activa y llega a una posición, por la transmisión propuesta el sistema es auto bloqueante lo que quiere decir que una vez que llevamos la pinza a una posición, por fuerzas externas será difícil que esta se mueva, lo cual permitirá también manipular objetos que son pesados o requieren de mucha fuerza para su manejo.

6.2 Funcionamiento encoder propuesta 1 (giro de la muñeca)

Una vez que se añade el sensor infrarrojo al sistema mecánico podemos notar que se tiene un rango aproximado de 4 volts a la salida del colector del fototransistor (Fig. 3.5), al estar orientado nuestro dispositivo óptico a un extremo del encoder, en el color blanco tenemos una salida muy cercana a los 0 volts; en el otro extremo de la orientación en el color negro tenemos una salida muy cercana a los 4 volts.



Figura. 6.1 Encoder en escala de grises

El esquema de la figura 6.1 es nuestra primera propuesta de encoder para ser usado como sensor de posición estos son algunos resultados obtenidos después de montarlo en el prototipo y poner en funcionamiento la prótesis.

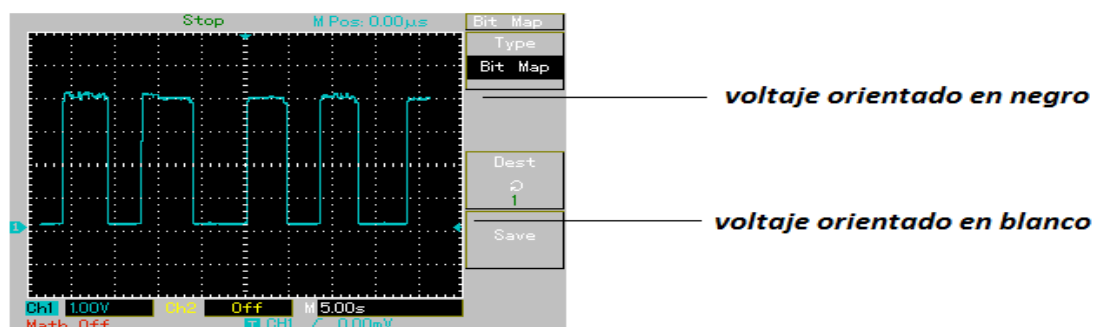


Figura. 6.2. Valor máximo y mínimo del sensor óptico

La figura 3.6. Nos muestra las variaciones de voltaje de un nivel de gris a otro durante el giro de la muñeca, tomando en cuenta que se están manejando 8 niveles (ocho intensidades de gris).

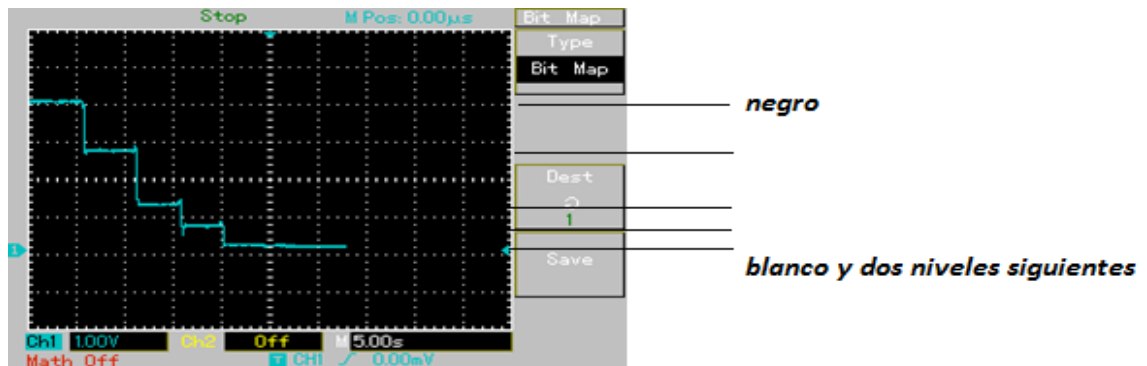


Figura.6.3 Voltajes en los siete niveles del encoder

Como podemos notar la diferencia en voltajes de un nivel a otro no es regular, de hecho como se ve en la gráfica solo tenemos 5 niveles de voltaje, esto se debe a que el sensor óptico no es capaz de detectar algunas de las tonalidades de gris. Ante esta pérdida de información es necesario realizar algunos ajustes en este sistema, posiblemente modificar los últimos dos colores cercanos al blanco, ya que en este último nivel la salida de voltaje es la misma para los tres. Las variaciones de voltaje de un nivel a otro no representa un problema ya que estos niveles van a ser procesados con una microcomputadora la cual tiene la capacidad de trabajar con 1024 niveles en un rango de 0 a 5 volts.

6.3 Funcionamiento encoder propuesta 2 (giro de la muñeca)

Dado que se presentaron algunos problemas con la primer propuesta para nuestro encoder se propuso el encoder mostrado en la figura 6.4.

RESULTADOS

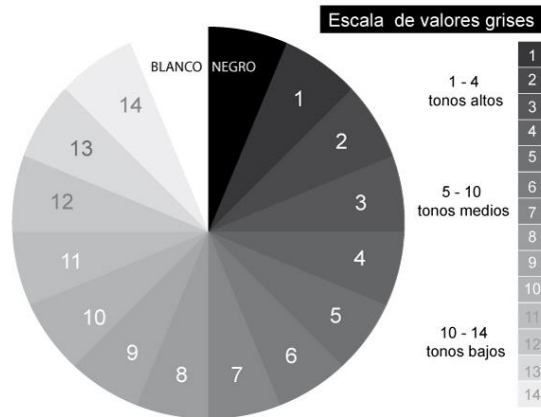


Figura. 6.4 Encoder en escala de grises

Al hacer pruebas con el nuevo encoder se obtienen resultados como el de la figura 3.8 donde podemos apreciar que de los 16 niveles del encoder este solo pudo detectar 7 niveles teniendo problema con los colores mas claros.

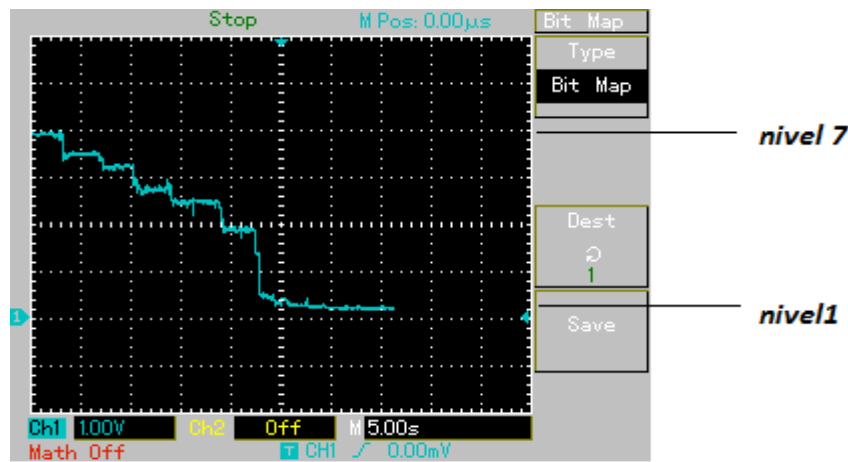


Figura. 6.5 Voltaje en los 16 niveles del encoder

6.4 Funcionamiento encoder propuesta 3 (giro de la muñeca)

Ante la problemática de no poder detectar todos los niveles de forma adecuada, se hace otra propuesta la cual consiste en reducir el número de niveles y también de reducir el área de trabajo para el control, eso quiere decir que ya no se abarcan los 360 grados como las propuestas anteriores, solo trabajaremos en un espacio de 270 grados, el encoder propuesto es el mostrado en la figura 6.6.

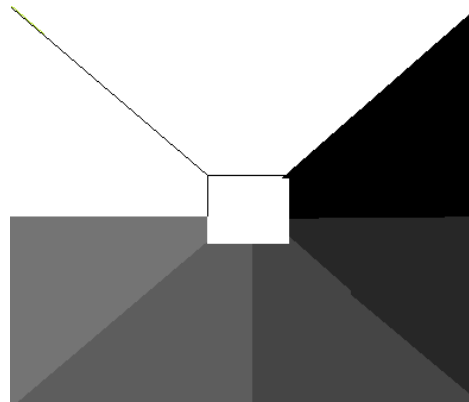


Figura. 6.6 Encoder de 6 niveles 270 grados

Los niveles obtenidos del encoder anterior son los mostrados en la figura 6.7. Donde podemos notar que si existe distinción en cada uno de los niveles siendo esto muy conveniente para poder procesarlos y crear nuestro control de posición.

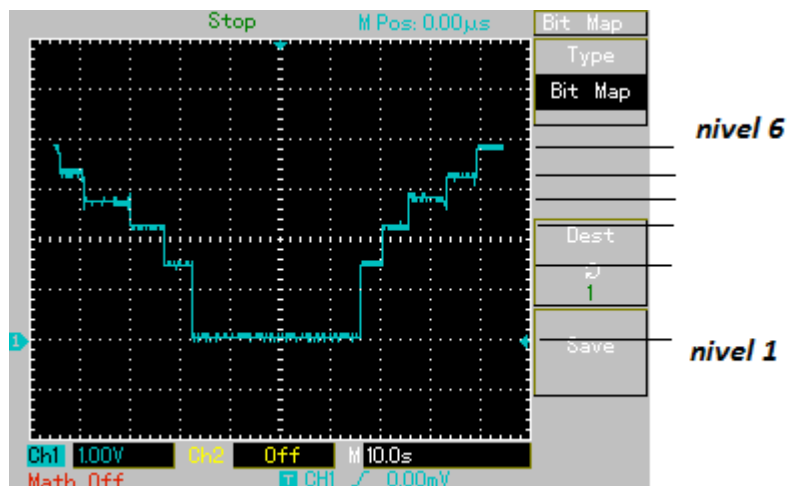


Figura. 6.7 Voltaje en los 6 niveles del encoder

En la figura 6.7. Podemos notar que la diferencia de voltajes del nivel 1 al 2 es muy marcada, en caso de que necesitemos más resolución es posible agregar un color entre la posición 1 y 2 generando un encoder de 7 niveles.

6.5 Pruebas del controlador ON-OFF

Una vez que se tiene la velocidad adecuada y el control ON-OFF para la muñeca del prototipo, proseguimos a hacer las pruebas de desempeño. Las gráficas de la figura 6.8 nos muestra la relación de la señal de referencia con respecto a la salida del controlador. La señal de referencia no es medida en tiempo real ya que esta se encuentra declarada internamente dentro del microcontrolador y para compararla directamente con la señal de salida necesitamos enviar la referencia a algún puerto disponible y posteriormente conectarla a un convertidor digital analógico. Para evitar todo esto partiremos de los valores obtenidos en la tabla 3.1 para poder representar la referencia y compararla con la salida.

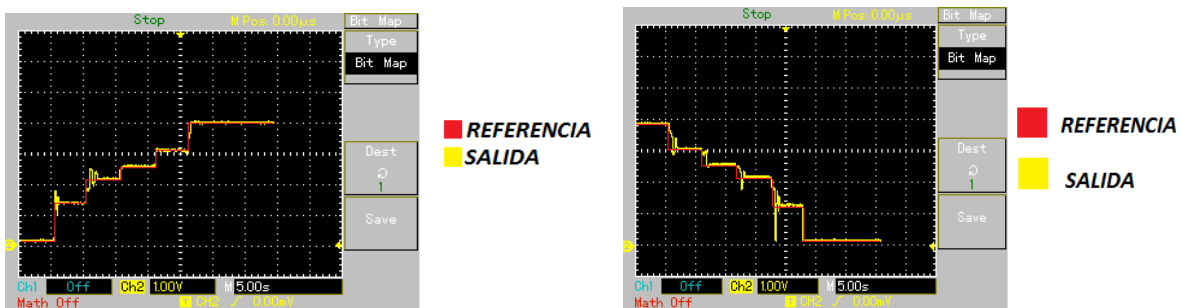


Figura. 6.8 Pruebas de desempeño controlador ON-OFF

Las oscilaciones mostradas en el nivel 1 y 2 se deben a errores de proporcionalidad en las franjas del encoder esto se puede corregir verificando que la abertura en ángulos de cada intensidad de gris sea la misma para todos los casos. Es muy importante que el encoder se encuentre totalmente horizontal y este no tenga bordes que puedan alterar la altura con respecto al sensor y en consecuencia sea alterada la lectura del sensor. Por otro lado los resultados físicos del control son muy aceptables mientras que gráficamente se ven sobrepasos grandes, físicamente existe un pequeño movimiento de una franja a otra tal es el caso del paso del nivel 3 al nivel 2 en la gráfica de la derecha de la figura 6.8, donde se ve un gran sobrepaso en el cambio de nivel pero físicamente el sistema mecánico entro a una referencia 1 que no le correspondía e inmediatamente regresa a la referencia 2 marcada por el usuario con un pequeño movimiento de la muñeca.

Una prueba más de nuestro controlador se muestra en la figura 6.9 donde gráficamente existen variaciones con respecto a la referencia pero físicamente se obtiene el movimiento requerido para la muñeca, esto se debe a que el sensor dentro de un mismo color puede tener varios valores, sin

RESULTADOS

embargo la variación del sensor con respecto a la referencia es mínima comparada con la variación de un nivel a otro.

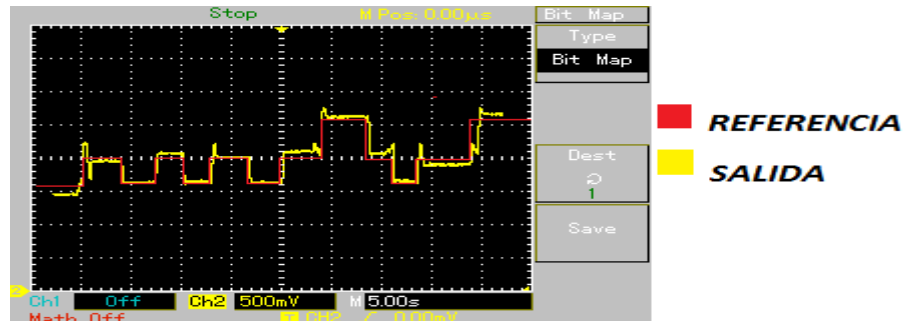


Figura. 6.9 a) Prueba de desempeño en un rango de tres niveles

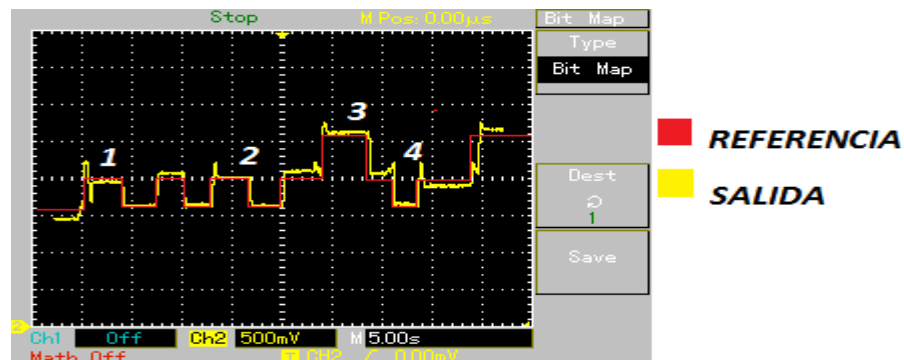


Figura. 6.9 b) Sobrepaso y tolerancia en niveles

En la figura 6.9 b) los números añadidos representan los cambios de nivel donde existen sobrepasos con respecto a las referencias, con lo que respecta al desempeño físico este se comportó tal como se indicaban las referencias mostradas, basándonos en la gráfica pudiéramos intuir que existen oscilaciones en el sistema mecánico pero esto no ocurre ya que el rango de la referencia aún los contempla, para el caso del sobrepaso 1 se puede apreciar un sobrepaso aproximado de 250mV por la parte superior, aun así el sistema mecánico no fue alterado y esto se debe a que la siguiente referencia se encuentra a una diferencia de 600mV que sería el nivel donde se encuentra el sobrepaso 3 y esta no entra en el rango de la referencia superior de este modo el sistema mecánico no es alterado ante estos errores de sensado.

6.6 resultados control de sujeción pinza

El control de encendido de los motores descrito anteriormente se logra gracias al sensor de corriente, el cual dependiendo del consumo activara o desactivara el motor de la pinza; la salida del sensor es una salida de voltaje la cual entra al pin AN1 (Convertidor analógico digital canal 1), dentro del programa como trabajo futuro se hará un algoritmo necesario para procesar los consumos elevados de corriente esto en base a la figura 6.10 donde se muestra la corriente de consumo para el motor.

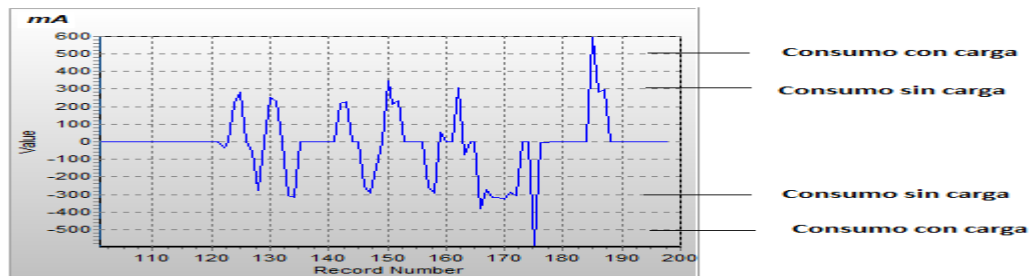


Figura. 6.10 Consumo de corriente pinza C/S carga

La gráfica anterior nos muestra el consumo en corriente tanto en un sentido como en otro podemos ver que sin carga el consumo se encuentra aproximadamente en 300 y -300 mA, mientras que para un consumo excesivo ya sea por sujetar algún objeto o por llegar al límite, este llega aproximadamente a los 600 mA e inmediatamente el consumo se hace cero, esto ocurre cuando la pinza ha acabado de tomar el objeto, lo cual permite un ahorro importante de energía ya que la mano robótica no consume energía cuando sujeta algún objeto, ésta sólo consume corriente cuando está en movimiento.

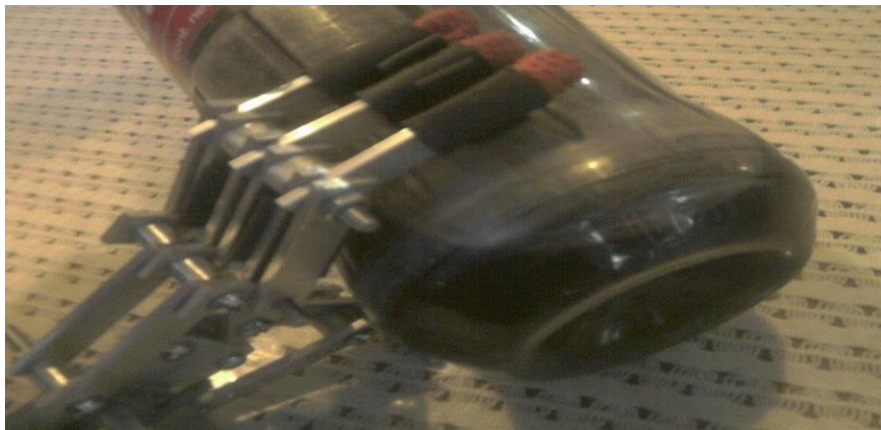
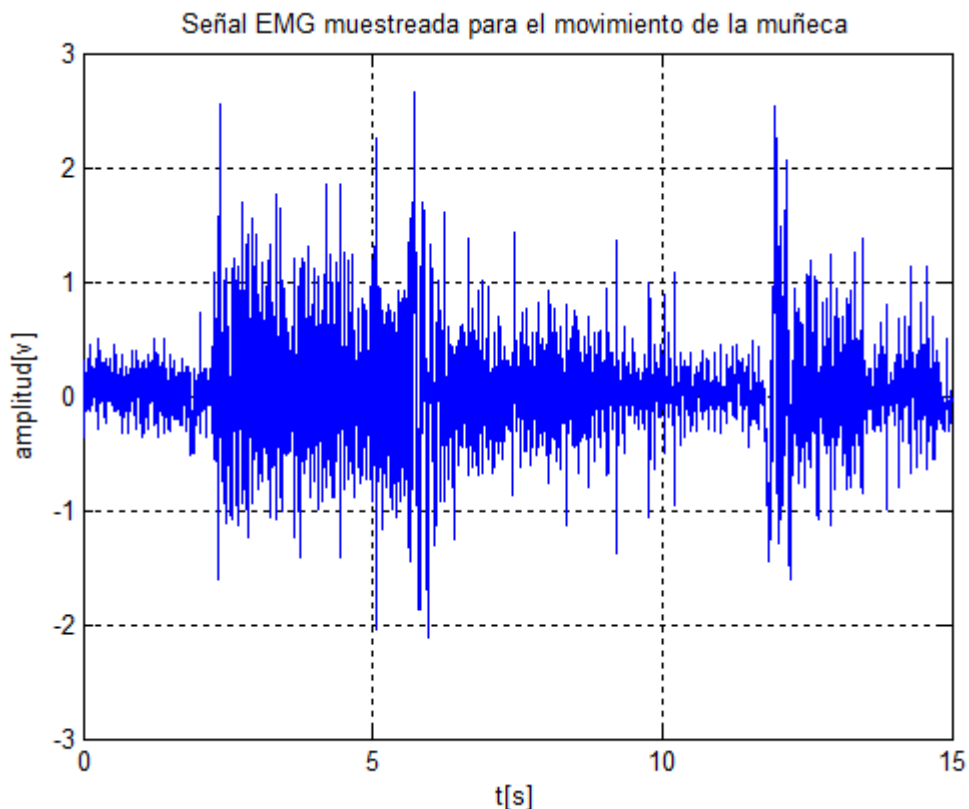


Figura. 6.11 Manipulación de objetos

A partir de los valores medidos de corriente, dentro del programa se escoge un rango de operación para el consumo en corriente si este es excedido mediante software se tiene la instrucción de parar los motores hasta obtener una nueva señal de mando.

6.7 Pruebas adquisición de señales EMG

Una vez conectados los electrodos se adquirió la señal utilizando una tarjeta arduino Leonardo, la salida del circuito de adquisición se conectó a una de las entradas del convertidor analógico digital de la tarjeta. La frecuencia de muestreo fue de 3 KHz. La figura 5.8 muestra un segmento de la señal obtenida para el movimiento de la muñeca de la mano hacia la izquierda y hacia la derecha. La señal fue submuestreada a 1Khz.



Para tratar de identificar las componentes frecuenciales de la señal adquirida se obtiene su espectro en frecuencia el cual podemos ver en la figura 5.8, podemos observar que en el rango de frecuencias de 0 a 50 Hz existen componentes dominantes pero no es posible identificar las componentes de la señal EMG utilizando esta técnica. Es posible diseñar un filtro digital para tratar de aislar a la señal de los músculos sin embargo no es posible saber con exactitud las frecuencias en las cuales se encuentra la señal que nos interesa, además otro problema que se tiene es que el

espectro sólo nos muestra el contenido frecuencial de la señal pero no nos dice en que instantes de tiempo ocurrieron las componentes frecuenciales que nos interesan.

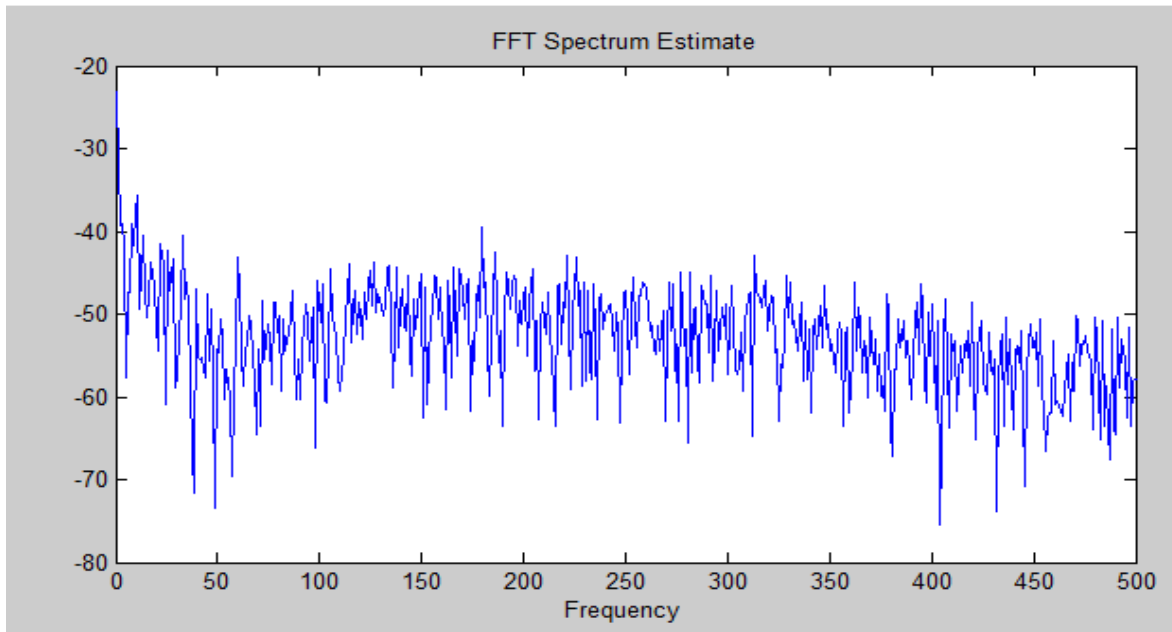
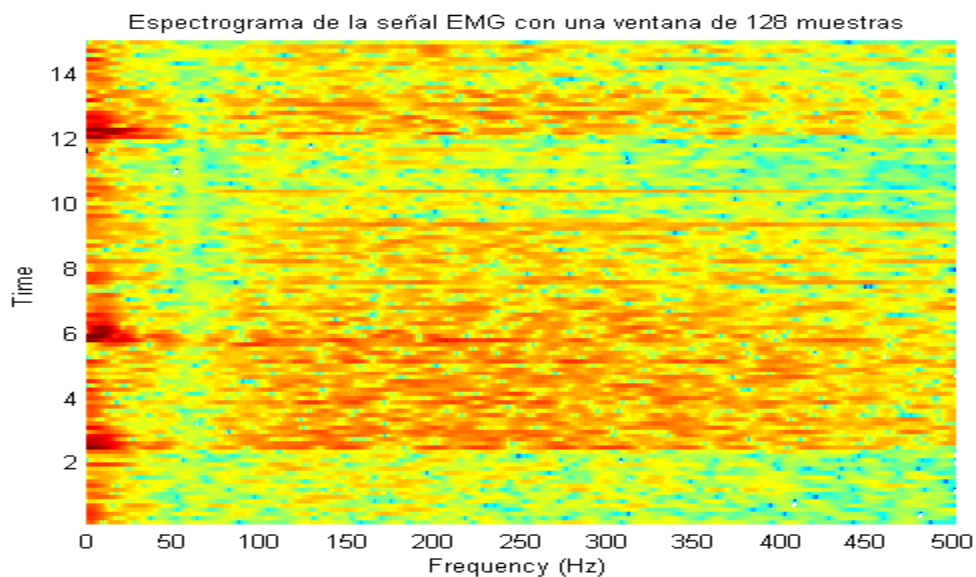


Figura 5.8 Espectro en frecuencia de la señal EMG

A la señal resultante se le aplica la transformada de Fourier y se obtiene su espectro en frecuencia. La ventana de análisis se va desplazando a lo largo de toda la señal con lo que se van obteniendo las componentes frecuenciales de la señal en cada sección en donde se colocó la ventana por lo que podemos estimar el tiempo en el cual ocurren dichas componentes.



Podemos observar que se presentan componentes frecuenciales de baja frecuencia que tienen una mayor energía que las demás alrededor de los tiempos 2.2, 6 y 12 segundos aproximadamente.

Sin embargo esta información no es suficiente para determinar las características de las señales por lo que se deben utilizar otras técnicas más avanzadas para el estudio de la señal.

6.8 Resultados con la técnica Wavelet

Para realizar el análisis utilizando wavelets de la señal EMG se utiliza el toolbox de wavelets de Matlab. La figura 5.10 Muestra la descomposición de la señal utilizando wavelets.

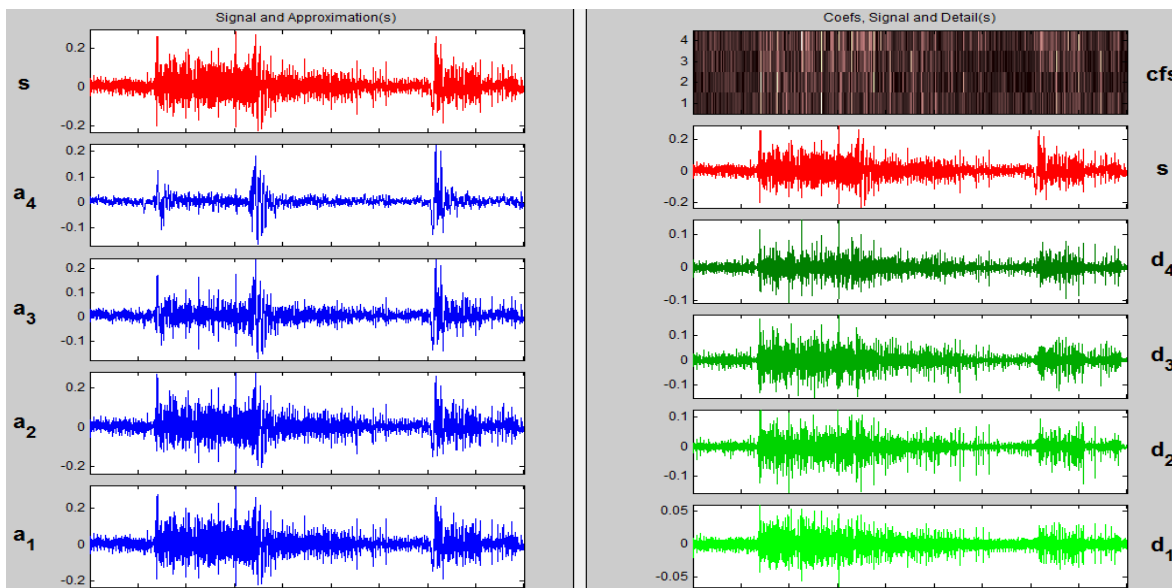


Figura 5.10 Descomposición de la señal EMG utilizando wavelets

Se puede observar que los coeficientes “a” corresponden a los filtros pasa bajos y los coeficientes “b” corresponden a los filtros pasa altos. Podemos observar que en el nivel a4 se aprecian los pulsos que pudieran representar a los movimientos de la muñeca.

La figura 5.11 muestra los umbrales tomados para la eliminación de ruido, estos umbrales se fueron moviendo manualmente para eliminar las componentes de alta frecuencia.

RESULTADOS

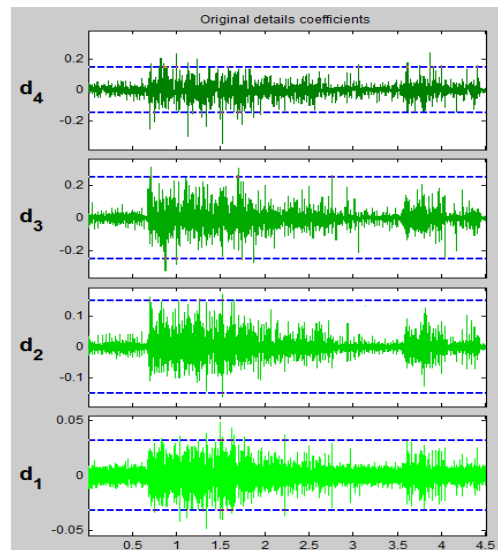


Figura 5.11 Umbrales para la eliminación de ruido

Una vez que se han determinado los umbrales la señal sin ruido se puede observar en la figura 5.12, los componentes de la señal EMG que corresponden al movimiento de la muñeca en los instantes marcados

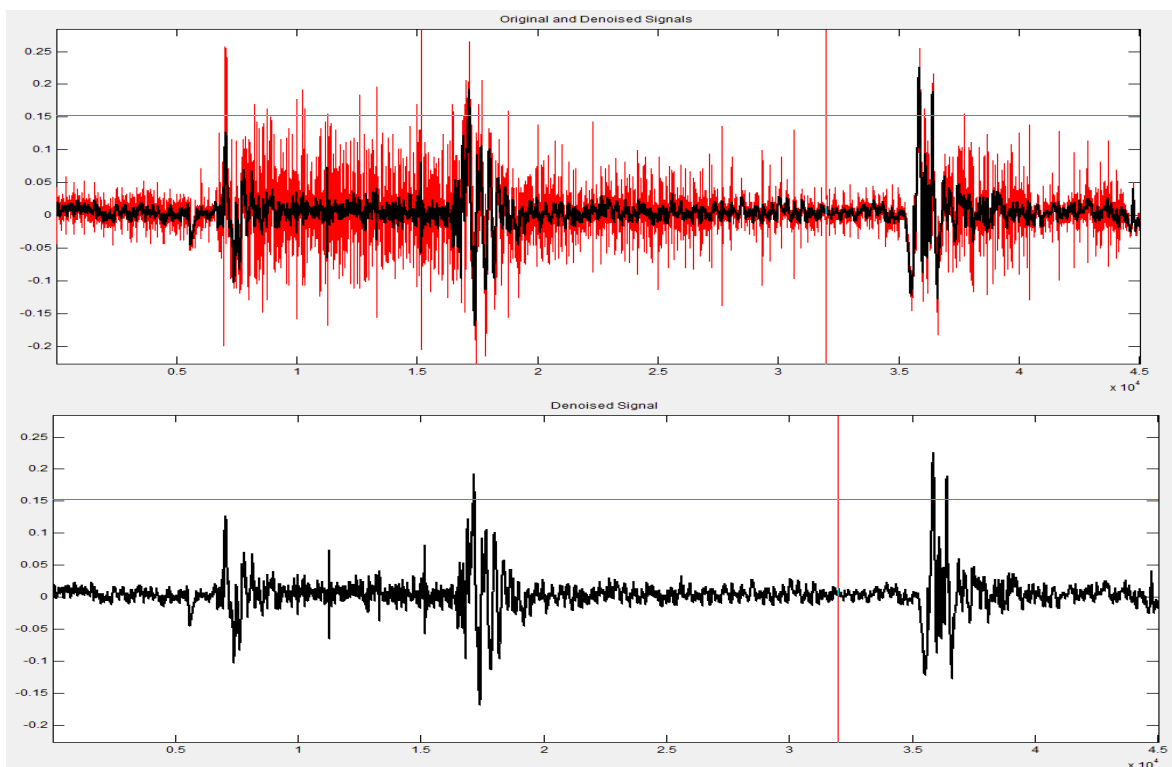


Figura 5.12 Señal EMG filtrada

7. Conclusiones

Cuando se trata de imitar las características del cuerpo humano, el estudio de su anatomía resulta de suma importancia para reemplazar los tejidos de la mejor forma posible funcionando en armonía con los demás miembros con los que se relaciona. En este caso hacer un estudio sobre la anatomía de la mano humana fue de gran ayuda en el diseño de la mano robótica. El estudio de las diferentes funciones de este miembro nos llevó a obtener un diseño simplificado reduciendo costos y facilitando la realización de la misma, se llegó a la conclusión de que a partir de dos grados de libertad se pueden hacer diversas tareas simples, algunas medias y algunas complejas lo cual es suficiente para los objetivos del proyecto.

La propuesta que se hizo para controlar el giro de la muñeca a partir de un sensor infrarrojo resultó ser útil siempre y cuando se tenga una buena calibración y este aislado del ambiente, se decidió implementar este tipo de sensado ya que mecánicamente es muy sencillo y no necesita que exista contacto entre los elementos que están en rotación, lo que aumentaría su vida útil y baja el costo notablemente a diferencia de haber utilizado encoders o potenciómetros.

La detección de la presión ejercida por la mano sobre los objetos que sujeta a través de la corriente consumida logra el objetivo de minimizar el esfuerzo de control sobre la prótesis por parte del usuario. Este tipo de control en otras prótesis requiere de sensores extras en los dedos de la mano, lo cual complica el sistema. Una ventaja es que se pueden establecer niveles de sujeción para objetos que requieren diferente fuerza en la sujeción.

Lo que se refiere al material usado en la prótesis (Aluminio) podemos notar que es fiable debido a su bajo costo y en cuanto a resistencia estamos por arriba de las especificaciones requeridas, sin embargo requiere de una cubierta para dar un mejor aspecto y resulte más comfortable el contacto con ella.

CONCLUSIONES

Existe una amplia gama de motores los cuales pueden cumplir con el objetivo de mover la prótesis ya que el diseño permite el uso de diversos motorreductores que cumplan con las características de tamaño y torque lo cual le da flexibilidad al diseño. El costo de los motores representa aproximadamente el 60% del costo de todos los materiales requeridos para la construcción, como uno de los objetivos es obtener un diseño económico, la mano se implementó usando motores de bajo costo cuidando que el consumo de corriente no sea excesivo, sin embargo si se desea mejorar las características de desempeño de la prótesis robótica como son duración de la batería, peso, torque, etc., se puede optar por usar motores de mayor calidad.

El microcontrolador usado para la aplicación resulto ser adecuado y por las características de este puede ser sustituido por algunos otros microcontroladores de la misma familia a costos no mayores a los \$150, y con la ventaja de tener entradas y salidas adicionales, para en algún momento expandir la circuitería para mejorar el comportamiento o realizar nuevas tareas.

La adquisición de señales eléctricas provenientes de los músculos utilizando sensores superficiales fue aceptable, aunque se registro una gran cantidad de ruido; se obtienen mejores resultados con electrodos de aguja, sin embargo la elección de utilizarlos se descartó debido al riesgo que existe cuando la utilización de estos no es bajo supervisión de un experto.

Nos dimos cuenta que la obtención de una señal EMG que pueda ser utilizada para el control adecuado de algún dispositivo electromecánico es una tarea complicada que requiere de la aplicación de conocimientos especializados en el procesamiento digital de la señal. Esta es un área de investigación en la que se está trabajando y se han logrado avances significativos sin embargo aún hay mucho trabajo que realizar. Actualmente existen diversos proyectos que mueven dispositivos mediante la detección de la señal EMG pero estos sólo detectan los cambios de amplitud y se limitan simplemente a realizar alguna acción simple al detectar los niveles, lo cual queda muy lejos de identificar los movimientos de los músculos con precisión para mover suavemente y de manera proporcional a los dispositivos conforme al movimiento muscular.

En este trabajo se utilizaron wavelets como herramienta para el procesamiento de la señal, sin embargo son algoritmos que demandan gran cantidad de procesamiento y recursos computacionales por lo que se deben buscar mecanismos para que puedan ser implementados en un procesador embebido, quedando también como trabajo futuro la extracción de características y el reconocimiento de patrones de la señal filtrada para poder controlar a la mano robótica.