



**UNIVERSIDAD MICHOACANA  
DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO**

**FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO**

**“Sistema de control electrónico de una prótesis de  
mano por medio de señales MMG “**

**TESIS**

**QUE COMO REQUISITO PARCIAL PARA OBTENER EL GRADO DE  
MAESTRO EN CIENCIAS EN INGENIERÍA MECÁNICA**

**ING. LUIS ERNESTO CEJA MARTÍNEZ**

**ASESOR: Dr. Ignacio Juárez Campos**

**Morelia, Mich., Marzo de 2012**

## ÍNDICE

<b>RESUMEN.....</b>	<b>1</b>
<b>CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN</b>	
1.1 JUSTIFICACIÓN .....	3
1.1.1 Discapacidad .....	3
1.1.1.1 Grado de discapacidad.....	4
1.1.1.2 Causas de discapacidad.....	4
1.1.1.3 Política Pública Social.....	4
1.1.1.4 Personas con discapacidad en México .....	5
1.2 ESTABLECIMIENTO DE HIPÓTESIS .....	7
1.3 OBJETIVO GENERAL .....	7
1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	7
1.5 ANTECEDENTES .....	7
1.5.1 Tecnología "ACCES" .....	7
1.5.2 Interfaces de control muscular .....	8
1.5.3 Mecanomiografía .....	9
1.5.4 Técnicas de detección de señales .....	10
1.5.5 Características de las señales MMG .....	11
<b>CAPÍTULO 2. FISIOLÓGÍA DEL MOVIMIENTO CORPORAL</b>	
2.1 TRANSMISIÓN DE LAS SEÑALES ELÉCTRICAS .....	13
2.1.1 Tipos de fibras .....	14

2.1.1.1 Fibras eferentes somáticas (motoras) .....	15
2.1.1.2 Fibras aferentes somáticas (sensitivas) .....	15
2.2 TEJIDO EXCITABLE: NERVIO .....	15
2.3 TEJIDO EXCITABLE: MÚSCULO .....	15
2.4 PROPIOCEPCIÓN .....	17
2.5 POTENCIALES .....	17
2.5.1 Potencial generador (potencial receptor) .....	17
2.5.2 Potencial de acción .....	18
2.5.2.1 Ley del "todo o nada" .....	19
2.6 VISIÓN GENERAL DE LA MANO HUMANA .....	20
2.6.1 La muñeca humana .....	22
<b>CAPÍTULO 3. METODOLOGÍA Y SELECCIÓN DE DISPOSITIVOS Y CIRCUITOS</b>	
3.1 TRANSDUCTORES .....	23
3.1.1 Acelerómetro .....	24
3.1.1.1 Acelerómetro MMA7361L .....	24
3.1.1.2 Principio de operación .....	25
3.1.1.3 Elemento capacitivo .....	26
3.1.2 CMASP .....	27
3.1.2.1 Principio de operación. Modelo matemático de separación .....	28
3.1.2.2 Mecánica de la cámara de aire .....	29
3.1.3 Sensor de Fuerza (FSR) .....	33

3.1.3.1 Principio de operación .....	34
3.2 ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL .....	35
3.2.1 Acondicionamiento de la señal del acelerómetro .....	35
3.2.2 Acondicionamiento de la señal del CMASP .....	36
3.2.3 Acondicionamiento de la señal del sensor de fuerza .....	36
3.3 ADQUISICIÓN DE SEÑALES .....	38
3.3.1 Brazaletes adquirentes de señales .....	38
3.4 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL .....	40
3.4.1 Microcontrolador PIC 16F877a .....	40
3.5 TRANSMISIÓN DEL CONTROL .....	42
<b>CAPÍTULO 4. EXPERIMENTACIÓN, RESULTADOS Y DISEÑO DEL CONTROL</b>	
4.1 INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA .....	46
4.1.1 LABVIEW .....	47
4.1.2 Software de simulación de circuitos electrónicos LIVEWIRE .....	51
4.2 ANÁLISIS DE SEÑALES ADQUIRIDAS .....	53
4.2.1 Señal entregada por el acelerómetro .....	54
4.2.2 Señal entregada por el micrófono .....	57
4.2.3 Señal entregada por el FSR .....	60
4.3 DISEÑO DEL CONTROL .....	64
4.3.1 Redefinición del problema .....	64
4.3.2 Diagrama funcional .....	64
4.3.3 Circuito electrónico de control (Hardware) .....	66

4.3.4 Lenguaje de programación .....	71
4.3.5 Diagrama de flujo del programa (Software) .....	74
4.3.6 Código del programa .....	75
4.4 DISPOSITIVO TERMINAL .....	79
4.4.1 Cinemática del manipulador .....	80
4.4.2 Modelo Dinámico .....	83
4.4.3 Modelo físico .....	84
<b>CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO .....</b>	<b>89</b>
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>91</b>
<b>ANEXO I. CONCEPTOS .....</b>	<b>94</b>
<b>ANEXO II CÓDIGO DEL PROGRAMA EN PBP .....</b>	<b>99</b>
1) CÓDIGO TEST MANIPULADOR EN PBP .....	99
2) CÓDIGO CONTROL FINAL EN PBP .....	106

## ÍNDICE DE FIGURAS

1.5.1.1 Tecnología "Access" .....	8
2.1.1 Transmisión de señales eléctricas .....	14
2.3.1 Ilustración de una unión motoneurona .....	16
2.5.2.1 Potencial de acción .....	19
2.6.1 Músculo esquelético .....	21
3 Metodología .....	23
3.1.1.1.1 Acelerómetro MMA7361L .....	25
3.1.1.2.1 Principio de funcionamiento del acelerómetro .....	26
3.1.2.1 Coupled Microphone Accelerometer Sensor Pairs CMASP .....	27
3.1.2.2.1 Variables mecánicas del CMASP .....	29
3.1.2.2.2 Fuerzas de compresión/rarefacción en CMASP .....	32
3.1.3 Sensor de fuerza (FSR) .....	33
3.1.3.1.1 Relación fuerza-Resistencia en FSR .....	34
3.2.1.1 Conexión del acelerómetro .....	35
3.2.2.1 Circuito acondicionador del CMASP .....	36
3.2.3.1 Circuito acondicionador del FSR .....	37
3.3.1.1 Brazaletes adquiridos de señales .....	39
3.3.1.2 Músculos seleccionados .....	40
3.4.1.1 Microcontrolador Pic 16f877a .....	41
3.5.1 Servomotores utilizados .....	43

3.5.2 Estructura del Servomotor .....	44
3.5.3 Señales para servomotores .....	45
4.1.1.1 Labview. Panel frontal (izquierda). Diagrama de bloques (derecha) .....	48
4.1.1.2 Tarjeta de adquisición USB-6009 .....	49
4.1.1.3 Terminales del conector de tarjeta de adquisición USB-6009 .....	50
4.1.1.4 Sound Card Scope .....	50
4.1.1.5 Puntas de prueba .....	51
4.1.2.1 Software Livewire .....	52
4.2.1.1 Posición inicial del acelerómetro .....	54
4.2.1.2 Variación de la señal del acelerómetro .....	55
4.2.1.3 Cambio de posición del acelerómetro con respecto al eje X .....	55
4.2.1.4 Cambio de posición del acelerómetro con respecto al eje Z .....	56
4.2.2.1 Variación de la señal del micrófono .....	58
4.2.2.2 Señales por tipo de contracción .....	59
4.2.2.3 Perturbación fuente de vibración en antebrazo .....	59
4.2.3.1 Variación de la señal del FSR .....	61
4.2.3.2 Caracterización Masa-Voltaje FSR .....	63
4.3.2.1 Diagrama de bloques de articulación de muñeca .....	65
4.3.2.2 Diagrama de bloques de articulación de falanges controladas por frecuencia..	65
4.3.2.3 Diagrama de bloques de articulación de falanges controladas por fuerza .....	66
4.3.3.1 Circuito propuesto .....	66
4.3.3.2 Prototipo de prueba .....	67

4.3.3.3 Software PCB Wizard .....	69
4.3.3.4 Diseños del circuito impreso .....	70
4.3.4.1 Ventana principal del Pic Basic Pro .....	72
4.3.4.2 Programador Master-Prog .....	72
4.3.4.3 Software Master-Prog .....	73
4.3.5.1 Diagrama de flujo .....	74
4.4.1.1 Cinemática directa e inversa de un manipulador .....	81
4.4.1.2 Esquema básico del manipulador propuesto .....	81
4.4.1.3 Representación geométrica de muñeca-palma-mano .....	82
4.4.3.1 Efecto auxiliar .....	85
4.4.3.2 Diseño por AUTOCAD de mano robótica .....	87
4.4.3.3 Flexión de un dedo .....	87
4.4.3.4 Mano robótica .....	88

**ÍNDICE DE TABLAS**

1.1.1.4.1	Presencia de discapacidad en la Población .....	6
3.3.1.1	Ubicación de los sensores en el brazo .....	39
3.5.1	Características servomotores .....	43
4.2.1.1	Posición-Voltaje eje X .....	56
4.2.1.2	Posición-Voltaje eje Z .....	57
4.2.3.1	Caracterización fuerza-voltaje .....	62
4.3.3.1	Dispositivos para el control (Hardware) .....	68
4.3.3.2	Material requerido para el PCB .....	70
4.3.6.1	Distribución y asignación de pines en Pic 16f877a .....	75
4.3.6.2	Transductores. Tipos y características de las señales .....	76
4.3.6.3	Tiempos para $T_{AD}$ .....	78
4.3.6.4	Valores visualizados en el display LCD .....	79
4.4.1	Representación Danevit-Hartenberg .....	82
4.4.3.1	Dimensiones de palma y falanges .....	86

**NOMENCLATURA**

<b>MMG</b>	Mecanomiográficas
<b>EMG</b>	Electromiográficas
<b>CMASP</b>	
<b>Hz</b>	Hertz (ciclos/s)
<b>RMS</b>	Root Mean Square (Valor cuadrático medio)
<b>μA</b>	Microamperes
<b>V</b>	Volt
<b>ms</b>	Milisegundo
<b>Kc</b>	Constante dieléctrica $K_c = \frac{C}{C_0}$
<b>ε<sub>0</sub></b>	Permitividad del espacio libre
<b>A</b>	Área (m)
<b>d</b>	Distancia (m)
<b>Atm</b>	Atmosfera (1 atm = 1013,25 hPa)
<b>h</b>	Altura (m)
<b>kΩ</b>	Kilo-ohms
<b>MΩ</b>	Mega-ohms
<b>EMI</b>	Electromagnetic Interference (Interferencia Electromagnética)
<b>ESD</b>	Electrostatic-Discharge (Descarga Electrostática)
<b>kPa</b>	Kilo-Pascal
<b>MPa</b>	Mega-Pascal
<b>USART</b>	Universal Asynchronous Receiver/Transmitter
<b>PSP</b>	Parallel Slave Port (Puerto Paralelo Esclavo)

<b>I2C</b>	Inter-Integrated Circuit (Circuitos Inter-Integrados)
<b>CD</b>	Corriente Directa
<b>mm</b>	Milímetro
<b>N</b>	Newton ( $Kg * m / s^2$ )
<b>PCB</b>	Printed Circuit Board (Tarjeta de circuito impreso)
<b>.hex</b>	Archivo de extensión hexadecimal
<b>.PBP</b>	Archivo de extensión pic basic pro
<b>.MAC</b>	Archivo de extensión macintosh
<b>.ASM</b>	Archivo de extensión ensamblador
<b>EEPROM</b>	Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory (ROM programable y borrable eléctricamente)
<b>GDL</b>	Grados de Libertad

## RESUMEN

La presente tesis ingresa en el área de la Biomecatrónica, que se refiere al campo multidisciplinario de interacción de dispositivos robóticos con el sistema neuromuscular-esquelético. En éste campo científico-tecnológico se integra neurociencia, robótica, tecnologías de interfaz, sensores, sistemas dinámicos y de control. Siendo uno de los objetivos más importantes de este campo, ofrecer asistencia a la discapacidad neuromotora.

La tesis es diseñar y construir un dispositivo de control para una mano robótica con fines protésicos, que responda a señales Mecanomiográficas (MMG), de fuerza y posición, con la idea principal de que la administración de recursos en hardware y software sea lo más eficiente y lo más robusta posible.

Se inicia haciendo referencia de un estado del arte del desarrollo de miembros superiores con fines protésicos, por medio de señales MMG, características principales de éstas, los dispositivos utilizados para la captación y un panorama de la problemática que se tiene en la población que sufren de ésta y/u otra discapacidad a nivel nacional.

Se continúa realizando un estudio concienzudo de las señales mecánicas a utilizar, su generación, propagación, detección y características principales. Al adquirir un conocimiento avanzado de las mismas, se logra generar certeza en el esbozo del sistema de control, siguiendo en todo momento una metodología apropiada. Posteriormente, a partir de la experimentación y conocimiento logrado, se diseña el sistema de control final, el cual se divide en dos partes principalmente: la funcional y la implementación.

La funcional es la etapa en donde se precisa una estructura lógica y de técnicas que cumplan los requerimientos del proyecto, estudiando y relacionando las distintas funciones del control.

La parte de implementación a su vez se divide en dos partes: Hardware y Software. La parte de Hardware son los recursos físicos que se utilizarán encaminados principalmente a la adquisición de datos (señales), la conversión de señales analógicas/digitales, procesamiento de datos y generación del movimiento del efector final. Dentro del Software incluimos los recursos necesarios para generar en primer lugar un algoritmo de programación que comandará las señales que controlarán a los actuadores (servomotores) y que nos permiten posicionar la mano robótica, además del software adicional que permitirá grabar en forma permanente el algoritmo al microcontrolador.

Los resultados obtenidos han sido satisfactorios, logrando una variedad de movimientos en el espacio tridimensional con una eficiencia del 95% para ambientes sin perturbaciones y del 90% con algunas perturbaciones.

## CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

### 1.1 JUSTIFICACIÓN

#### 1.1.1. Discapacidad

Una persona con discapacidad debe definirse como una persona que sufre restricciones en ciertas actividades que no puede realizar debido a dificultades causadas por una condición física, mental o un problema de salud a largo plazo. La discapacidad se caracteriza según diversas tipologías; las que se describen a continuación atienden a las áreas de desempeño que una persona desarrolla en sus actividades cotidianas.

- Visión (incluso con lentes);
- Audición (incluso con un aparato para la audición);
- Habla;
- Movilidad (caminar, subir escaleras, permanecer de pie);
- Asir/sostener (utilizar los dedos para asir o manipular objetos);
- Aprendizaje (dificultades intelectuales, retraso);
- Dificultades de la conducta (problemas psicológicos o emocionales);

La tipología presentada corresponde a las categorías que considera la Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías (CIDDM) de la OMS; respecto a las dificultades presentadas por las personas con discapacidad, que son:

- De comportamiento
- Comunicación
- Cuidado personal
- Locomoción
- Disposición personal
- Destreza
- Situación
- Aptitudes particulares.

#### 1.1.1.1. Grado de la discapacidad

Un elemento importante en la definición de la discapacidad es el grado en que ésta se presenta. Por otro lado, existe la necesidad de conocer el nivel de restricción en el desempeño propio de la persona en relación con su edad y sexo, para lo cual se clasifica de la siguiente manera:

- **Leve**, cuando la reducción de la capacidad del individuo para desempeñar sus actividades cotidianas es mínima y no interfiere en su productividad.
- **Moderada**, cuando la reducción de la capacidad del individuo limita parcialmente sus actividades cotidianas y su productividad.
- **Grave**, cuando la reducción de la capacidad del individuo es tal que lo hace completamente dependiente y poco productivo.

#### 1.1.1.2. Causas de la discapacidad

Las causas de la discapacidad son muy diversas; factores genéticos, enfermedades, violencia, accesibilidad a servicios de salud, educación, traumatismos, accidentes de trabajo, accidentes en general, entre otros.

El número de personas con discapacidad, así como las causas y consecuencias de la misma, varían en todo el mundo dependiendo de las condiciones socioeconómicas y de las medidas que las sociedades emprenden a favor del bienestar de su población.

Si bien se desconoce con precisión el número de personas con discapacidad, existen elementos para afirmar que tiende a aumentar, no solo de manera absoluta como resultado del crecimiento de la población, sino en forma relativa como consecuencia del proceso de cambio por el que atraviesa el país: demográfico, epidemiológico y social.

#### 1.1.1.3. Política Pública Social

Lo anterior conlleva a tener presente que la discapacidad afecta no sólo a la persona, sino también al núcleo familiar y a la comunidad, por lo cual sus dimensiones sociales y económicas, así como sus consecuencias para la salud pública, adquieren otra magnitud. En efecto, el individuo con discapacidad no solo presenta una limitación física en sus

funciones, sino también muestra un desajuste psicológico y una limitación en su desarrollo socioeconómico, educativo y cultural. La familia resiente en forma importante una sobrecarga económica y emocional, que se refleja en alteraciones en las relaciones intrafamiliares que en algunos casos desencadenan la desintegración de ese núcleo.

La preocupación constante de organizaciones civiles e instituciones internacionales de lograr beneficios y derechos de igualdad para las personas con discapacidad, ha generado diversas estrategias de integración y el sector educativo no queda al margen.

Por ello, en México existen modificaciones a la normatividad de diversos preceptos como son el artículo 3º de la Constitución Política de los Estados Unidos Mexicanos y el artículo 41 de la Ley General de Educación, entre otros, que fortalecen de fondo la tarea para la incorporación y desarrollo de las personas con discapacidad; así como la participación de los diversos sectores sociales, proponiendo desde su ámbito de competencia acciones cuyo objetivo principal es apoyar a las personas con discapacidad en su proceso de integración social. [1]

#### **1.1.1.4. Personas con discapacidad en México**

El Censo de Población y Vivienda del año 2010 que realiza el INEGI, reveló que en México se tiene una población total de 112,336 millones de personas, de las cuales 54,855 millones son hombres y 57,481 millones son mujeres. El número de personas con discapacidad equivale al 4.03 por ciento de la población total. [2]

En lo que se refiere a los datos exactos de discapacitados de miembro superior (brazo y/o mano), que es el objetivo delimitado de esta tesis, cabe señalar que las estadísticas no son específicas, y que éstas quedan encasilladas en las cifras de caminar o moverse.

Según cifras de diferentes Instituciones de Salud Pública del País se realizan cerca de 7,000 amputaciones de miembro superior al año y que sólo el IMSS ha registrado la realización de poco más de 1,000 amputaciones en el año 2006. Así también el INEGI ha informado que la amputación de extremidades constituye la cuarta causa de discapacidad física de la población del país. [3]

Tipo de Discapacidad	Total
Caminar o moverse	2,437,397
Ver	1,292,201
Escuchar	498,640
Hablar o comunicarse	401,534
Atención personal	229,029
Aprender	209,306
Mental	448,873

Fuente INEGI. XIII Censo de Población y Vivienda

**Tabla 1.1.1.4.1** Presencia de discapacidad en la Población.

Tomando como antecedente la tendencia de las estadísticas de censos, censos pilotos y conteos de población anteriores, se puede suponer que el número de discapacitados del miembro superior es del 45.3% del total de discapacitados del rubro caminar y moverse, entonces concluimos que a nivel nacional existen un aproximado de 1,104,141 personas con limitaciones en habilidades manipulativas como asir y sostener objetos.

## 1.2 ESTABLECIMIENTO DE LA HIPÓTESIS

Se desarrollará un método de control mejorado que pueda reducir las desventajas del control mioeléctrico en el control de prótesis de miembro superior. Por medio del control con sensores de fuerza en lugar de microelectrodos, se realizará una prótesis más barata, con un aproximado de 95% de exactitud y más robusta en cuestión de caracterización y programación.

## 1.3 OBJETIVO GENERAL

Realizar el control de una prótesis de mano a partir de sensores que respondan a las señales Mecanomiográficas (MMG), para gobernar los movimientos más representativos de una mano robótica que servirá para fines protésicos.

## 1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

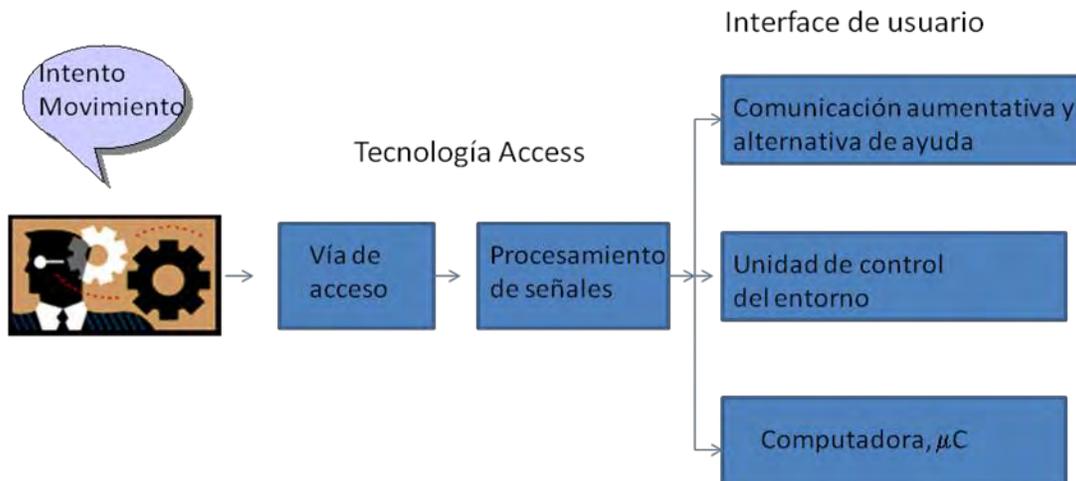
- 1.- Experimentar en la adquisición de señales de fuerza en la contracción de músculos
- 2.- Procesar señales por contracción de músculos y señales mioeléctricas
- 3.- Controlar seis movimientos de mano.

## 1.5 ANTECEDENTES

### 1.5.1 Tecnología "ACCESS"

Con el avance tan vertiginoso de la ciencia en los últimos años se ha desarrollado una tecnología llamada "access" [4], que es un subconjunto de tecnologías de asistencia que permite al usuario desarrollar actividades funcionales, y que le ofrecen al individuo independencia y participación en las tareas diarias. Una representación de una solución access se muestra en la figura 1.5.1.1. Está conformada de dos elementos principales, una vía access que traduce una expresión de intento de movimiento en una señal eléctrica y una unidad de procesamiento de señal que analiza la señal de entrada y genera una señal de comando. La señal de comando es usada para manejar una interface de usuario y aumentar una alternativa de comunicación, ya sea con una computadora o una unidad de control. Dependiendo de las habilidades del usuario la expresión de intento funcional puede ser un movimiento físico, un gesto facial, modulación de señales fisiológicas, o combinación de los mismo. Una tecnología "access" puede ser desde simples botones

mecánicos hasta sofisticadas interfaces cerebro-computadora. A pesar de los avances tecnológicos, muchos individuos no tienen acceso a estos dispositivos.



**Figura 1.5.1.1** Tecnología “Access”

La mayoría de los dispositivos comerciales disponibles de tecnologías access requieren movimiento físico o movimientos coordinados de ojos. Para individuos con discapacidades motoras severas, este nivel de movimiento o coordinación puede ser difícil o sino hasta imposible. En casos donde el individuo carece de un alto grado de función motora, una solución alternativa puede ser usar la habilidad de contraer los músculos remanentes.

### 1.5.2 Interfaces de control muscular

Teóricamente, un individuo con control muscular voluntario puede contraer y relajar un músculo para manipular un interruptor binario. Por otro lado, un usuario con control voluntario de múltiples músculos o con la capacidad de contraer músculos, podría usar su actividad muscular para controlar una interface multifuncional de interruptores.

Un control basado en el músculo tiene algunas ventajas sobre los dispositivos convencionales basados en el movimiento. Primero, el movimiento físico es innecesario, permitiendo al usuario el control del dispositivo siempre y cuando exista sólo actividad muscular. Donde el sitio muscular es localizado y el sensor es fijado a la piel, el desempeño del interruptor no está comprometido por un pequeño desalineamiento en la posición del interruptor debido a los movimientos corporales. Esta es una ventaja sobre

los interruptores basados en no contacto, tales como los detectores infrarrojos, los detectores ópticos o los detectores basados en el movimiento de la visión, que son externamente montados y son afectados por los movimientos del sensor con respecto al sitio en el cuerpo.

Cuando la vía de acceso comprende de sensores y dispositivos de entrada que traduce la actividad muscular en una señal eléctrica, se habla de señales Electromiográficas de superficie (SEMG), que son una representación de la actividad electroquímica de las unidades motoras activas, y son las más comúnmente utilizadas para el control de dispositivos vía actividad muscular.

### **1.5.3 Mecanomiografía**

Las mediciones de baja frecuencia (5 a 50 Hz) producidas por sonidos o vibraciones debido a la contracción de músculos es llamada mecanomiografía (MMG, Hemmerling & Babin, 2002), fonomiografía (PMG), o vibromiografía (VMG). Este método se considera como el de mayor sensibilidad para determinar la actividad motora en músculos (Zhang, Frank, Rangayyan & Bell, 1992), y estudios recientes han mostrado la aplicabilidad de sensores con fines protésicos para miembro superior (Silva, Chau, Naumann y Heim, 2003), Adicionalmente, el consenso general en ingeniería biomédica (Popovic, 2000) menciona como una técnica actual y necesaria, para la determinación y detección de intención de movimiento de un usuario e involucrarla en el control de prótesis y lograr un desempeño mucho más cercano al de un miembro sano, lo cual permitiría importantes mejoramientos funcionales adicionales. [5]

Cuando un músculo esquelético se contrae se pueden detectar en la superficie de la piel dos tipos de señales. Una es como ya se ha mencionado, la señal electromiográfica (EMG), que está relacionada con los potenciales de acción a lo largo de las unidades motoras que agrupan fibras musculares. La otra señal es la mecanomiográfica (MMG), que se podría considerar como la contraparte mecánica de la EMG, la cual se manifiesta como una vibración muscular. De manera similar a la EMG, la MMG es una señal estocástica, semejante al ruido, con una distribución de amplitud aproximadamente Gaussiana (D.F.

Yuan, Zhang y W. Herzog, 1994). Existen diferencias significativas entre la MMG en músculos sanos y en aquellos que con desordenes neuromusculares (Rhatigan, Mylrea, Lonsdale y L. Z. Stem 1986), lo que sugiere usos clínicos potenciales.

#### 1.5.4 Técnicas de detección de señales

Siendo una medición de vibraciones en la superficie de la piel, varios transductores han sido usados para registrar este tipo de señales; éstos incluyen micrófonos, sensores piezoeléctricos de contacto, acelerómetros, y sensores laser de distancia. Cada transductor, mide el mismo fenómeno, pero, obtiene diferentes tipos de señales.

Los acelerómetros son los más comúnmente utilizados en el registro de señales MMG. Los acelerómetros tienen una masa muy baja (<2 g) y pueden ser fijados a la piel con cinta adhesiva doble cara. No necesitando una presión adicional para acoplar el acelerómetro a la piel, la interferencia con la superficie del músculo es mínima. Las ventajas del acelerómetro incluido su baja masa, es una fácil fijación, buena sensibilidad en el rango de baja frecuencias, y una señal de salida significativa.

El sensor láser de distancia mide los desplazamientos de la piel durante las contracciones de los músculos proveyendo una salida de voltaje en dc proporcional a la distancia entre el haz del láser y la superficie de la piel. Esta técnica de detección es relativamente reciente (1999). Las ventajas del sensor láser de distancia es su amplio ancho de banda (0-10 KHz), la ausencia de cualquier presión o discontinuidades mecánicas en el músculo, su habilidad de escanear a alta definición la superficie de la piel, y una señal mejorada de salida.

Micrófonos acoplados por aire, fijados a la superficie de la piel por correas elásticas o mangas de silicón, han sido ampliamente utilizados para la detección de señales MMG. La ventaja primaria de los micrófonos es su baja sensibilidad al movimiento del artefacto comparado con otros transductores MMG.

Sin embargo, las respuestas temporal y espectral de los micrófonos están influenciadas por la geometría de la cámara de aire y la presión con la cual el micrófono es acoplado a la piel.

Evidencia actual sugiere que las técnicas de registro varían de acuerdo a los retos experimentales. Por ejemplo, acelerómetros y sensores láser, ambos producen señales físicas (mm o  $\text{ms}^{-2}$ ), son más propicios para detectar señales MMG durante las contracciones de músculos isométricos. Los micrófonos siendo un dispositivo de baja sensibilidad, pueden ser más utilizables para registrar señales MMG en las contracciones musculares dinámicas o cuando el músculo es más propenso al movimiento.

Debido a los retos en el registro de señales MMG y a la presencia de ruido mecánico, el sensor MMG debe incluir un transductor que mida las vibraciones ambientales. Un ejemplo es el micrófono-acelerómetro acoplado CMASP, donde el micrófono es el detector primario de la señal MMG y el sensor de vibraciones externas es un acelerómetro. Las medidas simultáneas de los dos transductores proveen un significado diferenciado entre las señales MMG y las vibraciones del ambiente, utilizando un modelo de discriminación matemático de fuente-separación. [4]

#### **1.5.5 Características de las señales MMG**

La forma de onda elemental de una señal MMG durante un solo potencial de acción o tic muscular, tiene un patrón de sonido caracterizado por un rápido aumento en la amplitud con oscilaciones bifásicas o polifásicas que decae con el tiempo. La duración de la forma de onda de la señal MMG durante un solo tic, típicamente está en el rango de los 65-90 ms. Las características específicas temporales y las formas reproducibles de los tics confirman que las señales MMG representan la actividad individual de unidades motoras durante las contracciones voluntarias isométricas. La señal MMG detectada durante una contracción voluntaria es una señal de baja frecuencia que está típicamente en el rango de los 5 a los 100 Hz. Las señales MMG pueden ser consideradas como una señal compuesta en la cual los tics de las fibras musculares activas se suman. Sin embargo, la sumatoria no es lineal sobre el rango entero fisiológico de las unidades motoras. La amplitud de las señales MMG es conocida por incrementar o decrementar la estimulación de unidades motoras asociada.

La señal MMG es afectada por diferentes factores fisiológicos tales como la longitud del músculo, la rigidez y la presión del fluido intramuscular. Cuando comparamos una señal el registro de una señal MMG de músculos en personas saludables con los registros de personas con algún tipo de disfunción neuromuscular, se observa que en estas últimas se tienen amplitudes y frecuencias más bajas, y duraciones más largas.

Durante los tics, el retardo del comienzo de la fuerza con respecto a la señal MMG es aproximadamente de 7 ms. Recordando que, la duración en un incremento lineal de la fuerza, las unidades motoras inervan a las fibras de tic lento primeramente, seguidas por el reclutamiento o activación de las unidades motoras que inervan a las fibras de tic rápido. Cuando todas las unidades motoras son reclutadas, la fuerza se incrementa debido al aumento de la tasa de disparos. Las componentes de las señales MMG reflejan la estrategia de generación de fuerza, con un acrecentamiento en su amplitud (RMS) y un aumento en su frecuencia MPF (mean power frequency) y por lo tanto un incremento global de los disparos de las unidades motoras. [4]

## CAPÍTULO 2 FISIOLÓGÍA DEL MOVIMIENTO CORPORAL

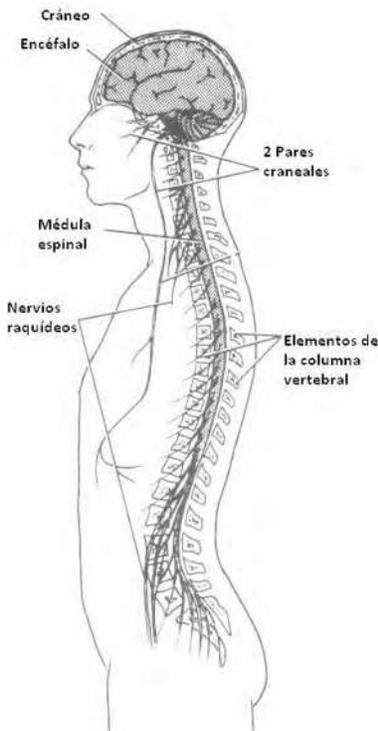
En este capítulo estudiaremos algunos de los conceptos básicos fisiológicos de cómo se produce el movimiento corporal, desde su generación en el intento de movimiento hasta que se produce, siguiendo el camino de cerebro, médula espinal, sistema nervioso, motoneuronas, tendones, hueso y piel. De esta manera, entender cómo aparecen las señales MMG y adquirir el conocimiento suficiente para poder detectarlas.

### 2.1 TRANSMISIÓN DE LAS SEÑALES ELÉCTRICAS

El cerebro está formado por células nerviosas o neuronas, especializadas éstas en recibir y transmitir los mensajes a través de sus largas y delgadas ramificaciones, los axones (hilos de entrada) y las dendritas (puertas de salida).

Al menos se albergan 10,000 millones de neuronas en la cabeza. Cada una de ellas establece entre 10,000 y 50,000 contactos con las células vecinas, y puede recibir hasta 200,000 mensajes.

En realidad, las neuronas no llegan a tocarse entre ellas. Los separa una veintemillonésima de milímetro, la hendidura sináptica. La actividad del cerebro consiste en millones de impulsos eléctricos que viajan a través de las neuronas a una velocidad que alcanza los 300 km/hr, y cuya frecuencia o número de pulsaciones, constituye el elemento variable del mensaje codificado. Pero el impulso eléctrico, denominado potencial de acción, no puede saltar la hendidura sináptica. Para salvar la distancia, la célula libera un auténtico mensajero químico, llamado neurotransmisor. Este es capaz de activar o desactivar las células más próximas, según lo que le haya ordenado la corriente eléctrica. Este fenómeno es conocido como sinapsis. [6]



**Figura 2.1.1** Transmisión de Señales Eléctricas

### **2.1.1. Tipos de fibras.**

Las fibras nerviosas se han dividido en 3 tipos de acuerdo a sus diámetros, su velocidad de conducción y sus características fisiológicas. Las fibras tipo A son grandes y mielinizadas, conducen rápidamente impulsos motores ó sensitivos. Son más susceptibles al daño por presión mecánica o por falta de oxígeno. Las fibras tipo B son más pequeñas que las del tipo A, son mielinizadas, conducen lentamente y pertenecen al sistema nervioso autónomo. Las fibras tipo C son las más pequeñas y amielínicas; conducen los impulsos muy lentamente y pertenecen al sistema nervioso autónomo. Las fibras de gran diámetro son excitadas más fácilmente por estímulos eléctricos y la de menor diámetro con menos facilidad.

Por lo expresado anteriormente para este estudio nos enfocaremos en las fibras tipo A, que son las que se encargan de llevar y recoger los impulsos eléctricos a los músculos y por lo tanto lograr el movimiento.

**2.1.1.1. Fibras eferentes somáticas (motoras):** estas fibras inervan el sistema músculo-esquelético y son las encargadas de llevar la información de contracción y relajación a los músculos.

**2.1.1.2. Fibras aferentes somáticas (sensitivas):** éstas conducen información sensitiva de la piel, las articulaciones y los músculos al sistema nervioso central.

La velocidad de conducción del nervio es normalmente de 50 a 60 m/s

## **2.2. TEJIDO EXCITABLE: NERVIOS**

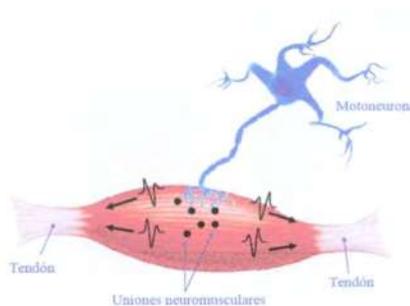
Las neuronas o células nerviosas, son células especializadas que por medio de sus prolongaciones y conexiones (contienen fibras nerviosas) reciben y envían señales a otras células. La información es procesada y codificada en una secuencia de estímulos eléctricos o químicos. Muchas neuronas tienen cuerpos celulares relativamente grandes y largas prolongaciones que transmiten o conducen los estímulos rápidamente a una distancia considerable. Las neuronas varían de tamaño y complejidad. Un gran número de células más pequeñas (el grupo de interneuronas) tienen un papel importante en el procesamiento de información. Las células nerviosas con forma, funciones y conexiones comunes dentro del sistema nervioso central se encuentran agrupadas en los denominados núcleos. Éstos pueden originar, transmitir, modificar o multiplicar los impulsos dentro del sistema nervioso.

## **2.3. TEJIDO EXCITABLE: MÚSCULO**

La gran variedad de movimientos y posturas y su combinación son utilizados por el hombre en la locomoción, el trabajo, la diversión y el deporte y se realizan principalmente por la acción neuromuscular del cuerpo. Éste es responsable de la motricidad y del movimiento, ambos se producen gracias al trabajo de los músculos, sus contracciones, relajaciones y tensiones. Las contracciones musculares siempre producen cierta fuerza en un período y en un determinado espacio y provocan tanto los movimientos del cuerpo y de los objetos que lo rodean, como la detención de dichos movimientos.

Las células musculares, como las neuronas, pueden ser excitadas química, eléctrica y mecánicamente, produciendo un potencial de acción que se transmite a lo largo de la membrana celular. Ellas contienen proteínas contráctiles y, a diferencia de las neuronas, las células musculares poseen un mecanismo contráctil que es activado por el potencial de acción.

Los músculos se dividen generalmente en tres tipos: esquelético, cardíaco y liso, aunque este último no constituye una sola categoría uniforme. El músculo esquelético comprende a la gran masa de la musculatura somática, tiene estrías transversales bien desarrolladas, no se contrae normalmente en ausencia de estímulos nerviosos, carece de conexiones anatómicas y funcionales entre las fibras individuales, y usualmente se encuentra bajo el gobierno de la voluntad. El músculo cardíaco también posee estrías transversales, pero funcionalmente tiene carácter sincital y se contrae rítmicamente en ausencia de inervación externa debido a la presencia, en el miocardio, de las células marcapasos que descargan espontáneamente. El músculo liso es de estrías transversales. El tipo que se encuentra en la mayoría de las vísceras huecas es funcionalmente de carácter sincital y contienen marcapasos que descargan irregularmente.



**Figura 2.3.1** Ilustración de una unión motoneurona

El músculo esquelético está constituido por fibras musculares individuales, que son “ladrillos” del sistema muscular, en el mismo sentido que las neuronas lo son para el sistema nervioso. La mayoría de los músculos esqueléticos comienzan y terminan en tendones, estando las fibras musculares dispuestas en paralelo entre los extremos

tendinosos, de modo que la fuerza de contracción de las unidades es aditiva. Cada fibra muscular es una sola célula multinucleada, larga y de forma cilíndrica.

Las fibras musculares están hechas de fibrillas, y éstas se dividen en filamentos individuales. Estos filamentos están constituidos por proteínas contráctiles.

#### **2.4. PROPIOCEPCIÓN**

Todos poseemos un sexto sentido más allá de los cinco conocidos. Se denomina propiocepción, y consiste en la habilidad de percibir la posición de todas las partes del cuerpo sin tener que verlas continuamente.

Los diminutos nervios propioceptores ubicados en los músculos, tendones y articulaciones reciben las más mínimas vibraciones y cambios de posición. Cuando las fibras musculares se contraen y se estiran, estos nervios alertan al cerebro enviándole información sobre la dirección y la velocidad del movimiento. Otros, situados en las articulaciones, avisan si se comprime o no el tejido. Si no indican nada, el cerebro sabe que no ha habido ningún cambio de posición.

#### **2.5. POTENCIALES**

En el cuerpo humano se generan diferentes señales eléctricas que conocemos como potenciales, éstas tienen diferente función y se ejercen fisiológicamente en diferente sentido, además de que su comportamiento también es distinto.

##### **2.5.1 Potencial generador (Potencial receptor)**

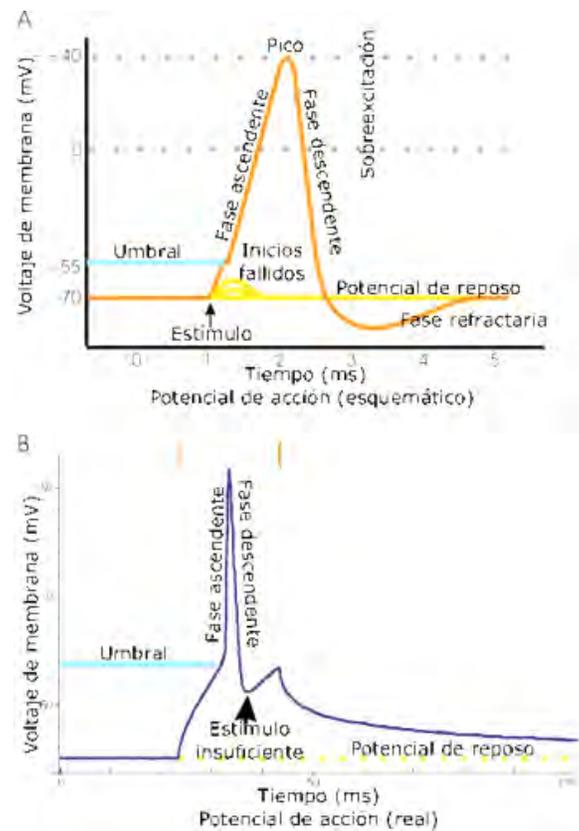
Es una respuesta local que no se propaga, ocurre en algunos receptores sensitivos donde la energía mecánica se convierte en señales eléctricas, es decir, en los receptores musculares de estiramiento y en los corpúsculos de pacini, los cuales son receptores de tacto y presión. El potencial generador se produce en una pequeña zona de la célula sensitiva, la terminal nerviosa amielínica.

En contraste con los potenciales de acción, los cuales se rigen bajo la ley del todo o nada, los potenciales generadores son (1) graduado ó el estímulo mayor (estiramiento o presión), la depolarización mayor (disminución en el voltaje negativo) y (2) incrementado:

dos estímulos pequeños, cercanos en tiempo, producen un potencial generador mayor que el producido por un solo estímulo. Un aumento posterior en la estimulación origina potenciales generadores mayores. Cuando la magnitud del potencial generador se aumenta aproximadamente a 10 mV, se propaga un potencial de acción (impulso) en un nervio sensitivo.

### **2.5.2 Potencial de acción**

Toda la secuencia de fenómenos eléctricos que ocurren cuando un impulso se propaga se denomina potencial de acción. Cuando un impulso lo suficientemente fuerte se aproxima a lo largo de una fibra motora o sensitiva, la membrana empieza a depolarizarse, es decir, a disminuir su voltaje negativo. Cuando la depolarización inicial llega aproximadamente a 15 mV se alcanza el nivel de descarga, y la velocidad de depolarización aumenta hasta tomar una espiga; hay una inversión del nivel isopotencial (potencial cero) de cerca de 35 mV. A medida que el impulso pasa el cambio se revierte y ocurre la repolarización, al principio rápidamente y después en forma más lenta. El periodo del aumento de resistencia a otros impulsos (periodo refractario), las fases de ascenso y descenso de la espiga, se caracteriza por poshiperpolarización.



**Figura 2.5.2.1** Potencial de acción.

El umbral para el potencial de acción varía de acuerdo con el procedimiento, experimental, la temperatura y el tiempo de acción, pero una vez que el impulso es lo suficientemente fuerte para pasar el umbral, un potencial seguirá la ley del todo o nada.

#### 2.5.2.1. Ley del “todo o nada”

Sí un axón se dispone para registro, es posible determinar la intensidad mínima de corriente (intensidad umbral) capaz de producir un impulso. Este umbral varía con las condiciones experimentales y el tipo de axón, pero una vez que se alcanza se produce un potencial de acción completo. Los incrementos ulteriores en la intensidad del estímulo no producen incrementos u otros cambios en el potencial de acción mientras las condiciones experimentales permanezcan constantes. El potencial de acción deja de presentarse sí el estímulo es de magnitud subumbral, pero aparece con una forma de amplitud constante sin que importe la intensidad del estímulo, siempre y cuando sea de intensidad umbral o

mayor. El potencial de acción es, por tanto, de carácter “todo o nada” y se dice que obedece a la ley del “todo o nada”. [7]

## 2.6. VISIÓN GENERAL DE LA MANO HUMANA

El sistema músculo esquelético humano está formado por más de 600 músculos y 206 huesos en un cuerpo maduro. El sistema esquelético tiene como función darle forma al cuerpo, sostenimiento y movimiento; también proteger algunos órganos. Los músculos esqueléticos están típicamente bajo control consciente o voluntario. La actuación del esqueleto viene de largos manojos de fibras musculares conectadas por transiciones de tendones y ligamentos sin costuras. La naturaleza modular orgánica de las fibras musculares presta por sí misma una gran variedad diferenciada de movimientos simplemente adicionando, restando o cambiando el largo de las fibras.

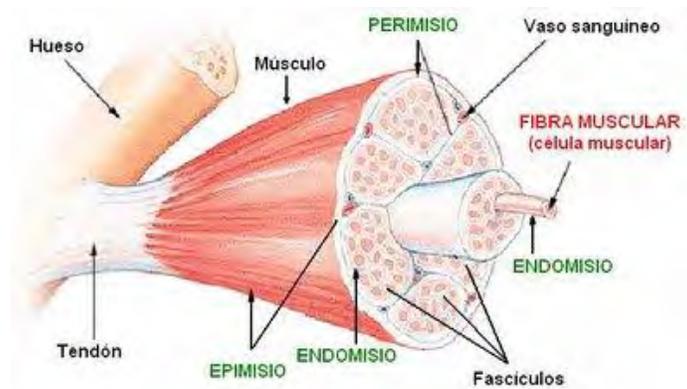
Por otro lado, la mano es el órgano del cuerpo humano mejor adaptado para la función de la manipulación. La disposición de sus 27 pequeños huesos, movidos por 37 músculos esqueléticos conectados por tendones, permite un amplio margen de movimientos. La mano está compuesta de la palma y los dedos y es articulada al antebrazo por la muñeca.

La palma es una superficie plana que sirve como soporte central al plano creado por cinco huesos largos radiando desde la muñeca. Los huesos de la mano se distribuyen en tres grupos, los del carpo, los del metacarpo y los de los dedos. Los huesos del carpo o de la muñeca, son ocho, los huesos del metacarpo que forman la palma de la mano, son cinco y los huesos de los dedos los cuales son tres para cada dedo excepto el pulgar que sólo tiene dos, ellos se denominan primera, segunda y tercera falange. [8]

El movimiento se consigue a través de la acción muscular. Los músculos del antebrazo son 20, generalmente de forma alargada, llegando sus tendones hasta los dedos de la mano. Mientras unos músculos son flexores de los dedos, otros son extensores de los mismos.

Los músculos son accionados por potenciales de acción eléctricos generados vía los nervios que contraen los músculos sobre su longitud a una velocidad constante.

La figura 2.6.1 muestra la estructura de un músculo esquelético. Casi todos los músculos esqueléticos están conectados a los huesos, ya sea directamente, por un tendón o aponeurosis, la parte carnosa de los músculos, conocida como el cuerpo, activamente puede ejercer fuerza por contracción. El cuerpo contiene paquetes o fascículos de células musculares, conocidas como fibras musculares, una sola fibra muscular contiene cientos de elementos en forma de barra llamados miofibrillas, las cuales contienen la maquinaria contráctil de la fibra, una miofibrilla está hecha de una delgada capa y filamentos que contienen las proteínas miosina y actina, respectivamente.



**Figura 2.6.1** Músculo esquelético

Cuando una célula muscular responde a un solo potencial de acción, la fuerza se eleva a un máximo y después rápidamente cae a cero. Este evento es llamado "tic". Un solo músculo esquelético contiene fibras de diferentes velocidades de acortamiento y de fuerza. Tics lentos en las fibras toman aproximadamente 110 ms para alcanzar su tensión pico, mientras que tics rápidos en las fibras alcanzan su tensión pico a 50 ms. Una unidad motora es una sola motoneurona y todas las fibras musculares que inerva; todas estas fibras deben de ser del mismo tipo ya sea de tic rápido o de tic lento.

El sistema nervioso central regula la producción de fuerza regulando la actividad de las unidades motoras y la tasa de disparos. Durante contracciones voluntarias isométricas y concéntricas, el orden de activación de las unidades motoras depende del tamaño de la unidad motora. Unidades motoras pequeñas, las cuales generalmente contienen fibras musculares de tics lentos, tienen los más bajos umbrales de disparo y son activadas

primeramente. Demandas de fuerzas más grandes activan progresivamente unidades motoras grandes que contienen fibras de tic rápido. La frecuencia con las cuales las fibras musculares son estimuladas por sus neuronas es conocida como la tasa de disparos de la unidad motora y puede variar desde frecuencia bajas hasta producir una serie de disparos de altas frecuencias que producen sumatorias de tics y contracciones de tetanización. En general, la tasa de disparos de la unidad motora de cada individuo se incrementa con el aumento del esfuerzo muscular hasta una tasa máxima.

### **2.6.1 La muñeca humana**

La muñeca, que es también conocida como una junta radiocarpial, provee una interface flexible entre el antebrazo y la mano. Está compuesta de 8 huesos, la junta mediocarpial, está unida por una red compleja de tendones. Esta masa de huesos en forma de bola está conectada y formada por cartílagos del radio del antebrazo y los huesos del cúbito. La muñeca es manejada por los pares de tendones antagonistas activados por músculos en el antebrazo. La rotación de la muñeca es provista por músculos en el antebrazo que están entrecruzados en el radio y el cúbito y, en términos anatómicos, provee supinación/pronación. Una rotación adicional, media y lateral, viene de los músculos en el área del hombro que rota el humero. La muñeca humana es manejada por músculos localizados alejados de la misma, y tendones y huesos en el brazo. Juntos proveen la potencia para manejar el compacto grupo de huesos del puño. Esta característica permite que músculos más largos y poderosos manejen a la muñeca. [9]

## CAPÍTULO 3 METODOLOGÍA Y SELECCIÓN DE DISPOSITIVOS Y CIRCUITOS

Para el desarrollo de la presente tesis, nos hemos apoyado en la metodología que se observa en la figura 3 [10]. En este capítulo se describirán y explicará el funcionamiento de los dispositivos y circuitos electrónicos que se han escogido en cada etapa de la metodología, así como, sus características principales y las funciones más importantes que nos permitirán llegar al objetivo de la tesis.

De acuerdo a la información obtenida, a las características de las señales MMG y a la accesibilidad de conseguir los dispositivos electrónicos es que se han elegido los transductores, el microcontrolador, los circuitos acondicionadores de señal y los actuadores necesarios para la realización física del control.

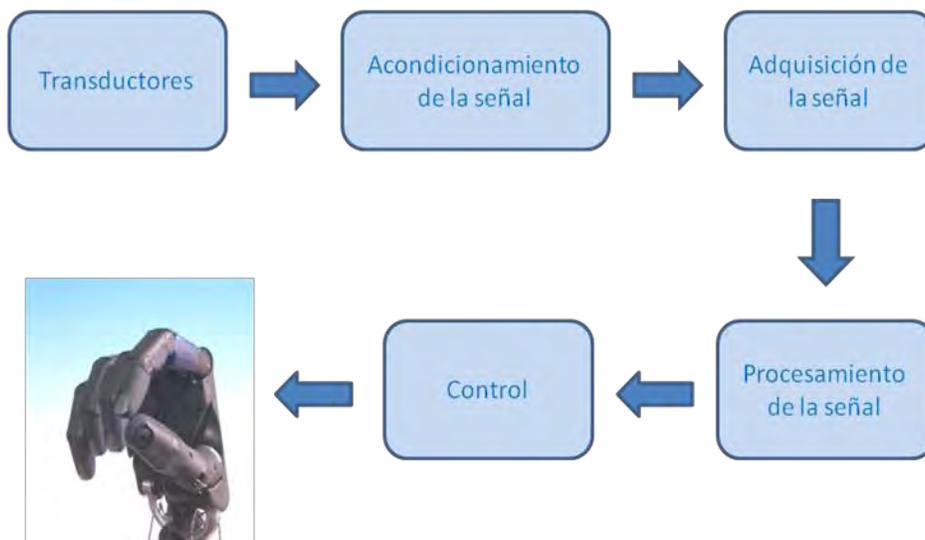


Figura 3 Metodología

### 3.1. TRANSDUCTORES

Los transductores permiten la adquisición de información necesaria de un entorno y que sirve de referencia para la toma de decisiones. Los sistemas de control y monitorización requieren transductores para medir cantidades físicas tales como posición, distancia, fuerza, deformación, temperatura, vibración, aceleración, etc. [11]

Un transductor es un dispositivo que al someterlo a un cambio físico experimenta un cambio relacionado convirtiendo un determinado tipo de energía de entrada, en otra diferente a la salida. Para obtener la información de entornos físicos y químicos y conseguir (a partir de esta información) señales o impulsos eléctricos o viceversa, los transductores siempre consumen algo de energía por lo que la señal medida resulta debilitada. En el estudio de los transductores debe involucrarse la medida de las magnitudes y su representación en forma compatible para su procesamiento. En la actualidad, se emplea casi con exclusividad el procesamiento electrónico, por lo tanto, es necesario traducir las señales adquiridas de los transductores a magnitudes eléctricas. [12]

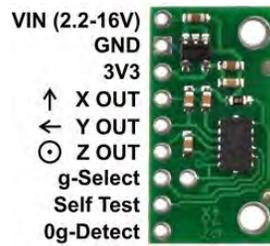
### **3.1.1 Acelerómetro**

Uno de los transductores que por sus características y desempeño se eligieron para el desarrollo del trabajo, es el acelerómetro.

Un acelerómetro es un sensor diseñado para medir vibración mecánica continua. Por lo general, los acelerómetros se unen mecánicamente o se ligan a un objeto o estructura en la que se va a medir la aceleración. El acelerómetro detecta la aceleración a lo largo de un eje y no es sensible al movimiento en direcciones ortogonales. La medición proporciona los siguientes parámetros: aceleración de la vibración, velocidad de vibración y variación de vibración. De este modo se caracterizan las vibraciones con precisión. Los acelerómetros son portátiles y sus valores medidos se pueden almacenar parcialmente. [11]

#### **3.1.1.1. Acelerómetro MMA7361L**

El modelo de acelerómetro a utilizar para este estudio es un acelerómetro tri-axial MMA7361L de Freescale Semiconductor, de baja potencia, con bajo perfil capacitivo, acondicionamiento de la señal, filtro pasa bajas, compensación de temperatura, detector de caída libre y un selector que permite escoger entre dos sensibilidades. Incluye un modo de suspensión que lo hace ideal para aplicaciones electrónicas autónomas. [13]



**Figura 3.1.1.1.1** Acelerómetro MMA7361L

### Características

- Empaque LGA-14 de 3mm x 5mm x 1.0 mm
- Bajo consumo de corriente: 400  $\mu$ A
- Modo de suspensión: 3  $\mu$ A
- Bajo voltaje de operación: 2.2 V – 3.6 V
- Alta sensibilidad (800 mV/g a 1.5 g)
- Sensibilidad seleccionable ( $\pm 1.5$  g,  $\pm 6$  g)
- Tiempo de respuesta disponible 0.5 ms
- Acondicionamiento de señal con filtro pasa bajas
- Bajo costo
- Alta supervivencia a choques

### 3.1.1.2. Principio de operación

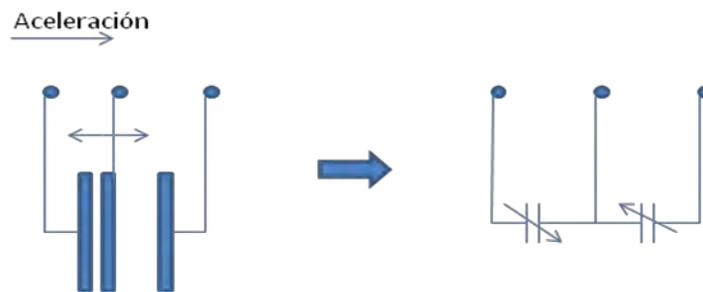
El dispositivo consiste en un elemento capacitivo de superficie micromaquinado y un acondicionador de señal contenido en un solo empaque. Este elemento sensor está sellado herméticamente en una oblea de un nivel.

La célula-g como es conocido es una estructura mecánica formada por materiales semiconductores (polisilicon) usando procesos semiconductores (enmasacaramiento y grabado). Son diseñados como un conjunto de placas atadas a una masa central movable

que se mueve entre las placas fijas. Las placas móviles pueden ser desviadas de su posición sometiendo al sistema a una aceleración.

Como las placas están conectadas a la masa central se mueven, la distancia entre las placas móviles y las fijas de un lado se incrementará por la misma cantidad de distancia que se decrementa en la otra. Este cambio de distancia es una medida de la aceleración.

Las placas de las celdas-g forman dos capacitores de espaldas figura 3.2.2.1. La placa del centro se mueve con la aceleración, la distancia entre las placas cambia en cada capacitor y el valor de la capacitancia cambia ( $C = \frac{\epsilon_0 K_c A}{d}$ ).



**Figura 3.1.1.2.1** Principio de funcionamiento del Acelerómetro

### 3.1.1.3. Elemento capacitivo

La capacitancia  $C$  de un capacitor de placas paralelas está dada por:

$$C = \frac{K_c \epsilon_0 A}{d} \quad (3.1)$$

Donde  $\epsilon_r$  es la constante de permitividad relativa del material dieléctrico que está entre las placas,  $\epsilon_0$  es una constante conocida como constante dieléctrica del espacio libre,  $A$  es el área de traslape de las dos placas y  $d$  es la separación entre las placas.

Los sensores capacitivos que sirven para monitorear desplazamientos pueden ser de las siguientes tres formas: a) una de las placas se mueve debido al desplazamiento, con la consecuente separación de las placas; en b) el desplazamiento modifica el área de

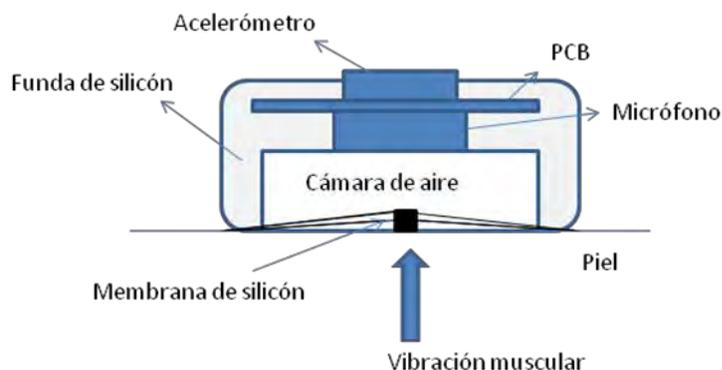
traslape; en c) el desplazamiento modifica la porción de dieléctrico que se encuentra entre las placas.

### 3.1.2 CMASP

Tal vez el más interesante de los transductores a utilizar en el presente trabajo es un transductor no comercial, llamado CMASP (Coupled Microphone-Accelerometer Sensor Pairs). [14]

Es un sensor, especialmente diseñado y fabricado para el monitoreo de la actividad muscular, dentro de una cavidad suave de silicón, utilizado para activar prótesis de miembros superiores, detección de fatiga muscular y algunas otras señales fisiomecánicas de baja frecuencia, donde la contaminación de una señal acústica ambiental pueda confundir la señal deseada.

La figura 3.1.2.1 muestra un diagrama esquemático del mencionado sensor de vibración. El sensor consiste de dos transductores, un micrófono y un acelerómetro, unidos por sus partes traseras, en un circuito impreso. El dispositivo está sumergido en un estuche de silicón sellado herméticamente por el lado del micrófono que convierte las vibraciones en presión acústica. El sensor está diseñado para detectar dos diferentes fuentes de señal, las vibraciones musculares y fuerzas externas. Por el lado del micrófono (encapsulado) está sostenido directamente a la piel, estando como interface la membrana de silicón, de tal caso, que dicha membrana modula la presión acústica medida por el micrófono dentro de la cámara de aire.



**Figura 3.1.2.1** Coupled Microphone-Accelerometer Sensor Pairs (CMASP)

Las fuerzas que actúen externamente, tal como la inercia que se produce por el movimiento del cuerpo, empuja al sensor en contra de la piel produciendo un cambio indeseable de la presión. En otras palabras, es un considerable desajuste en la impedancia mecánica entre el acelerómetro y las señales de vibración de la piel, tanto que sólo el movimiento podría ocasionar fuerzas externas que deben ser medidas por el acelerómetro. Por lo tanto, la información complementaria provista por los dos transductores en el sensor acoplado puede ser usada para discriminar fuentes potenciales y eventuales, eliminando dinámicamente la interferencia no deseada.

### **3.1.2.1. Principio de operación. Modelo Matemático de separación**

Basados en la información anterior, dos fuentes de señal podemos identificar en el sensor CMASP: 1) La señal de vibración de la piel debido a la contracción del músculo, y 2) una señal impredecible externa debida al movimiento del miembro, a la vibración del mismo o un repentino toque, lo cual induciría un movimiento a la membrana de silicón, causando un cambio de presión indeseable en la cámara de aire del micrófono. Una vez que ya se ha obtenido la información del sensor (micrófono y acelerómetro) se debe encontrar una relación matemática exacta o una adecuada aproximación entre las señales de interferencia y las señales adquiridas vibratorias de la piel, por lo tanto conviene encontrar una función de transferencia correcta entre las fuentes mencionadas y una señal de salida.

Además, si un sistema lineal invariante en el tiempo es asumido, la solución de estas funciones de transferencia revelará la implementación del circuito electrónico más conveniente para la estrategia de separación en tiempo real. Otras características que deben abordar este modelo son:

- 1) El espectro de potencias de ambas fuentes, con una superposición en el ancho de banda de interés (5-50 Hz).
- 2) El comienzo de la contracción del músculo y las fuerzas externas es por naturaleza impredecible (fase aleatoria), por lo tanto, la información de fase de las señales adquiridas

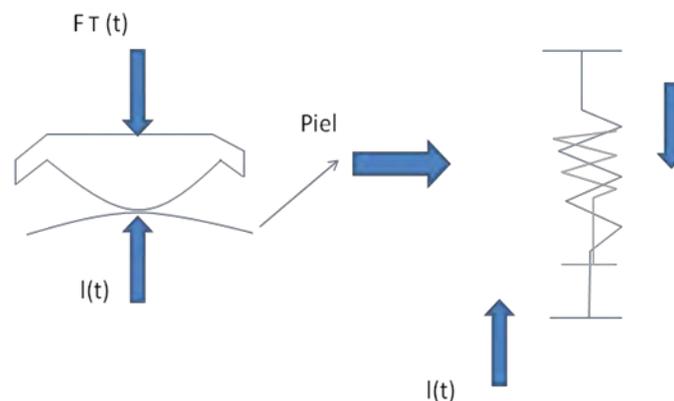
no pueden ser útiles como fuente de separación a menos que el cambio relativo de fase entre sensores sea considerable.

Es importante notar, que el desempeño del modelo propuesto de separación de señales debe ser extremadamente confiable.

Basado en la suposición de un sistema lineal invariante en el tiempo, de modelo unidimensional para el CMASP. Este modelo cuenta para las interacciones dinámicas de las variables mecánicas involucradas en una señal práctica MMG. Efectos tridimensionales y radiales de las fuentes medidas (desplazamiento muscular  $l_M(t)$  y fuerza externa  $F_e(t)$ ) están descartados con la suposición de que el sensor diseñado maximiza la sensibilidad en un sólo eje (perpendicular a la membrana de silicón del sensor). Además, la pequeña protuberancia en la parte baja de la membrana de silicón restringe la posición de la vibración al centro de la cámara. [14]

### 3.1.2.2. Mecánica de la cámara de aire

La figura 3.1.2.2.1 muestra una representación gráfica de las variables mecánicas involucradas en la determinación matemática relacionada con el desplazamiento  $l(t)$  de la membrana de silicón del sensor y la presión acústica  $\Delta P_a(t)$  dentro de la cámara de aire.



**Figura 3.1.2.2.1** Variables mecánicas del CMASP

Si la cámara de aire se asume rígida, el desplazamiento  $l(t)$  puede ser visto como una variación en la posición con cambios en la altura de la membrana de forma cónica, generada en la superficie por la vibración. Si consideramos  $l(t) = 0$  como la posición de la

membrana cuando la presión del aire en la membrana es igual a la presión atmosférica (la membrana de silicón esta plana), desplazamientos positivos y negativos  $l(t)$  corresponderán a compresión y rarefacción de la cámara de aire del micrófono. En este sentido, para cada posición dada  $l(t) = x$ , corresponde un valor de presión  $P_{\alpha}(x)$  dentro de la cámara. Esta presión, junto con la elasticidad de la membrana (tendencia a recuperar su forma original), genera un efecto resorte el cual actúa localmente ejerciendo una fuerza de restauración  $F_T(t)$  en el centro de la membrana y en oposición a la fuente de vibración, tal que

$$F_T(t) = F_{\alpha}(t) + F_m(t) \quad (3.2)$$

Donde  $F_{\alpha}(t)$  es la fuerza de restauración debido a la compresión/rarefacción de la cámara de aire y  $F_m(t)$  es la fuerza de restauración debido a la elasticidad de la membrana de silicón.

La magnitud de la fuerza  $F_{\alpha}$  debida a la compresión/rarefacción del aire está dada por la relación

$$F_{\alpha}(x) = A_m(x)\Delta P_{\alpha}(x) \quad (3.3)$$

Donde  $A_m(x)$  es el área de la superficie de la membrana y  $\Delta P_{\alpha}(x)$  es el cambio de presión (presión acústica) dentro de la cámara de aire con respecto a la posición de equilibrio ( $l(t) = 0$ ). El área  $A_m(x)$  y el cambio de presión  $\Delta P_{\alpha}(x)$  son funciones dadas de la posición  $l(t) = x$ . La superficie de la membrana de forma cónica para cualquier valor dado  $l(t) = x$  es aproximadamente

$$A_m(x) = \pi r \sqrt{r^2 + x^2} \quad (3.4)$$

Donde  $r$  es el radio de la cámara de aire ( $r=6.5$  mm). El cambio en la presión  $\Delta P_{\alpha}(x)$  puede ser calculado por la ley de Boyle la cual para una compresión isotérmica es

$$\Delta P_{\alpha}(x) = P_{\alpha}(x) - P_0 \quad (3.5)$$

$$= \frac{P_0 V_0}{V_{\alpha}(x)} - P_0 \quad (3.6)$$

$$= \frac{P_0 V_0}{V_0 - V_{\text{CONE}}(x)} - P_0 \quad (3.7)$$

$$= \frac{1 \text{atm}(\pi r^2 h)}{\pi r^2 h - \frac{2}{3} \pi r^2 x} - 1 \text{atm} \quad (3.8)$$

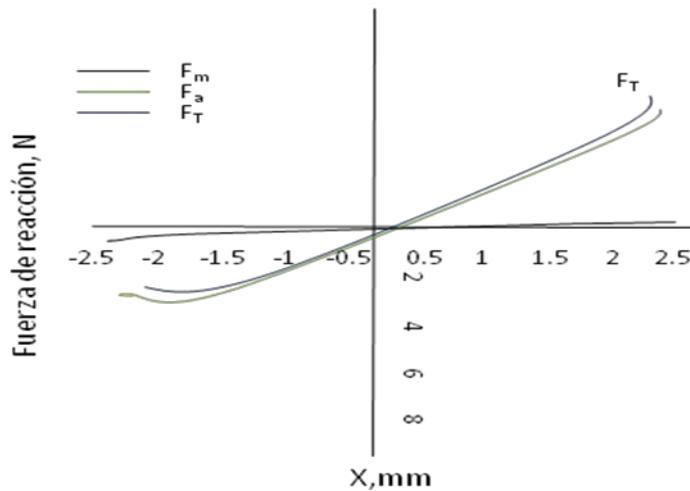
Donde  $P_0$  y  $V_0$  son los valores respectivos de presión y volumen en equilibrio  $l(t) = 0$ ,  $V_{\alpha}(x)$  es el volumen de la cámara de aire para cualquier posición relativa de la membrana  $l(t) = x$ ,  $V_{\text{CONE}}(x)$  es el volumen del cono formado por el desplazamiento vertical en el centro de la membrana de silicón, y  $h$  es la altura de la cámara de aire ( $h = 2 \text{ mm}$ ). Finalmente, sustituyendo 3) y 7) en 2), la magnitud de la fuerza de reacción  $F_{\alpha}(x)$  está dada por las ecuaciones 3.3 y 3.7 en 3.2.

$$F_{\alpha}(x) = \pi r \sqrt{x^2 + r^2} \left( \frac{1 \text{atm}(\pi r^2 h)}{\pi r^2 h - \frac{2}{3} \pi r^2 x} - 1 \text{atm} \right) \quad (3.9)$$

Adicionalmente, como ya se mencionó, la elasticidad de la membrana de silicón contribuirá para un efecto resorte. La restauración de la tensión radial que ejerce en la superficie de la membrana cónica puede ser fácilmente calculada si el modulo de Young del silicón es conocido. Sin embargo, sólo la componente vertical (dirección del desplazamiento) de esta tensión/compresión será considerada, ya que la componente horizontal encontrará oposición en la rigidez de las paredes de la cámara a lo largo de todo el perímetro. La fuerza de reacción debido a la deformación de la membrana  $F_m(x)$  entonces está dada por

$$F_m(x) = \pi T_m Y_m (\sqrt{x^2 + r^2} - r) \left( \frac{x}{\sqrt{x^2 + r^2}} \right) \quad (3.10)$$

Donde  $T_m$  y  $Y_m$  son el espesor ( $T_m = 0.5 \text{ mm}$ ) y el modulo de Young ( $Y_m = 3 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ ) de la membrana de silicón, respectivamente. La figura 3.1.2.2., muestra las fuerzas causadas por la compresión/rarefacción, y por la tensión de la membrana de silicón ( $F_{\alpha}$  y  $F_m$ , respectivamente) como función de la posición relativa de la membrana  $l(t) = x$ , calculadas usando las ecuaciones 3.8 y 3.9.



**Figura 3.1.2.2.2** Fuerzas de compresión/rarefacción en CMASP

La gráfica de la figura 3.1.2.2.2., muestra que el efecto de la membrana en la fuerza de restauración total  $F_T$  (trazo en negritas) es mínima y sólo es considerable en los desplazamientos  $l(t) = x$  que se aproximan a los valores extremos ( $\pm 2 \text{ mm}$ ). Esto demuestra que se puede obtener una buena aproximación al total de la fuerza de la fuerza de reacción  $F_T(t)$ , considerando sólo la fuerza de restauración  $F_a(t)$  debido a la compresión/rarefacción en la cámara. Además, es improbable que  $l(t)$  adquiera valores por debajo de 0 mm ya que la pequeña protuberancia en la membrana previene presiones acústicas negativas dentro de la cámara. Por lo tanto a pesar de una no linealidad del total de la fuerzas de reacción  $F_T(t)$ , una linealización local es posible en el rango de interés. Si la altura de la protuberancia es aproximadamente 0.5 mm, entonces es posible elegir un rango de 0-1 mm como el rango de interés para la linealidad, donde la mayoría de los valores de  $l(t)$  caerán. Usando la regresión lineal de mínimos cuadrados, la función lineal ideal para el resorte modelado sería

$$F_T(x) = 2758.8x - 0.0937 \tag{3.11}$$

La cual ahora tiene la forma  $F_T(x) = k_a x$ , donde  $k_a = 2758.8 \text{ N/m}$  es la constante del resorte de aire lineal descrito. El pequeño offset producido por la linealización puede ser visto como una constante adicional aplicada al resorte de aire.

### 3.1.3 Sensor de Fuerza (FSR)

Los resistores sensores de fuerza (FSR) son dispositivos de una película densa de polímero (PTF) el cual exhibe un decremento de la resistencia con un incremento en la fuerza aplicada en la superficie activa. [15]

Los FSR's no son galgas extensométricas o celdas de cargas, aunque tienen propiedades similares.



**Figura 3.1.3.1** Sensor de fuerza (FSR)

Las principales características del sensor de fuerza elegido son:

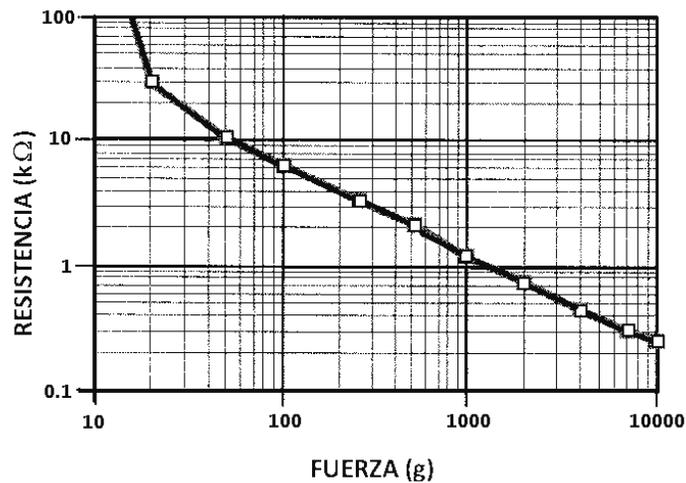
#### Características

- Tamaño (0.55 x 0.55 x .025) cm
- Rango de sensibilidad de fuerza: 0.0981 a 98.1 N
- Rango de sensibilidad de presión:  $1 \times 10^4$  a  $1 \times 10^6$  Pa
- Resolución de fuerza mejor que 0.5% a escala completa
- Resistencia máxima  $> 1 \text{ M}\Omega$
- Tiempo de respuesta 1 a 2 mseg.
- Tiempo de vida  $> 10$  millones de actuaciones
- Sensibilidad al ruido/vibración no significativa
- EMI/ESD dispositivo pasivo

- Alta supervivencia a choques

### 3.1.3.1. Principio de operación

Las características de fuerza vs resistencia mostrada en la figura 3.1.3.1.1 provee un resumen de la típica respuesta del comportamiento de un FSR. Para una interpretación conveniente, la gráfica está trazada en un formato log/log. Un accionador de acero inoxidable de 10 mm de diámetro de punta de goma hemisférica es utilizado para imprimir la fuerza.



**Figura 3.1.3.1.1** Relación Fuerza-Resistencia en FSR

En referencia a la figura 3.1.3.1.1., se nota como una baja o nula fuerza aplicada al FSR, se obtiene una resistencia de + de 100 kΩ. Sin embargo al aplicar una fuerza de 100 g, observamos que la resistencia entre terminales sería de 10 kΩ aproximadamente, al seguir incrementando la fuerza por unidad de área es evidente que la resistencia sigue bajando hasta aplicar cerca 10 kg, donde el valor de la resistencia es 1 Ω. A este punto se le llama punto de saturación. También se puede observar que al llegar a 1kg y al aplicar más fuerza no existe ya un cambio considerable en la resistencia, por lo que se puede concluir que bajo esas condiciones la fuerza de saturación es más allá de 10 kg. El punto de saturación es más una función de presión que de fuerza. La presión de saturación de un FSR típico está en el orden de 689,4 kPa a 1,378 MPa, por lo tanto en la figura 3.1.3.1.1 los datos mostrados son el rango de presión medido entre 0 – 1,206 MPa.

### 3.2 ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL

La señal de salida del sensor de un sistema de medición en general se debe de procesar de una forma adecuada para la siguiente etapa de la operación. La señal puede ser demasiado pequeña y tener que amplificarse, la señal puede contener interferencia y tener que eliminarse, la señal puede no ser lineal y requerir linealización, ser analógica y requerir digitalización, etc. A todas estas modificaciones se les designa en general con el término de acondicionamiento de la señal.

#### 3.2.1 Acondicionamiento de la señal del acelerómetro

Por las características implícitas que tiene el acelerómetro escogido, no es necesario ningún tipo de acondicionamiento de señal, ya que como se mencionó en sus características éste tiene un acondicionamiento de señal integrado, la señal de salida que nos entrega en cada uno de sus ejes (x, y, z), es un voltaje analógico que fluctúa entre los 0.5 y los 4 volts, de una forma lineal con respecto a la variación de cada uno de sus ejes. La forma de conexión sugerida para un funcionamiento adecuado es el que se muestra en la figura 3.2.1.1.

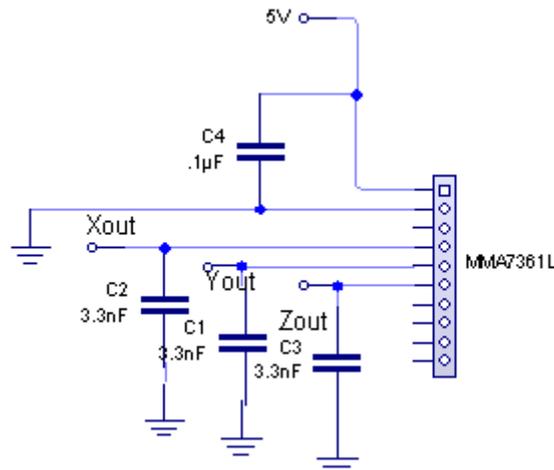


Figura 3.2.1.1 Conexión del acelerómetro

Los capacitores mostrados se utilizan para dar estabilidad tanto al voltaje de alimentación, como a la entrega de los voltajes de salida en cada eje. [13]

### 3.2.2. Acondicionamiento de la señal del CMASP

La señal que recoge el micrófono en la superficie de la piel es muy pequeña (0-5 mV, 0-100Hz), por lo que para el CMASP es necesario acondicionar dicha señal, sobre todo para la parte del micrófono electret encapsulado, para esta tarea se necesita un amplificador del sonido y un circuito de filtrado.

El amplificador de sonido utilizado es un amplificador operacional (LM358), configurado como amplificador inversor retroalimentado y por lo tanto con una ganancia controlada de 10. A la salida hemos puesto un filtro pasabajas pasivo que nos permite filtrar señales < 250 Hz, por lo tanto, este circuito nos permite amplificar la señal y filtrarla, obteniendo resultados satisfactorios. De esta manera hemos podido detectar cambios en la frecuencia de los músculos del antebrazo para diferentes movimientos de mano, aunque cabe decir que el tiempo de muestreo utilizado es de 1 segundo, que se podría considerar grande si queremos que la prótesis responda de forma inmediata.

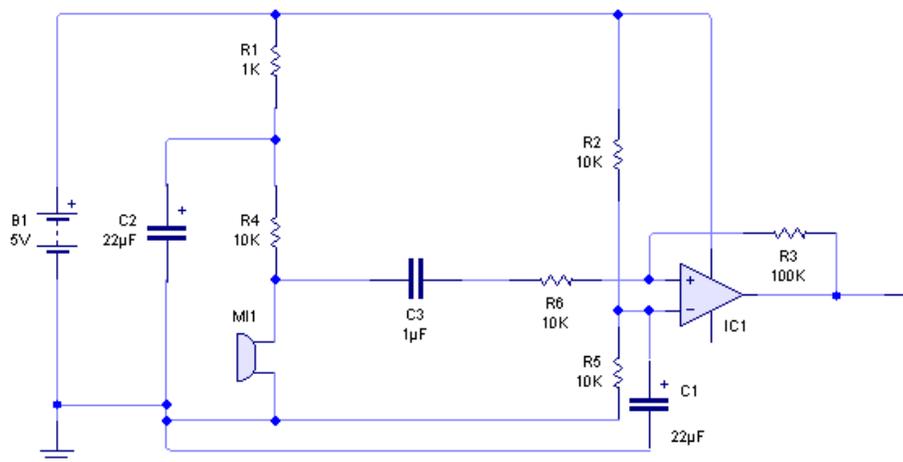
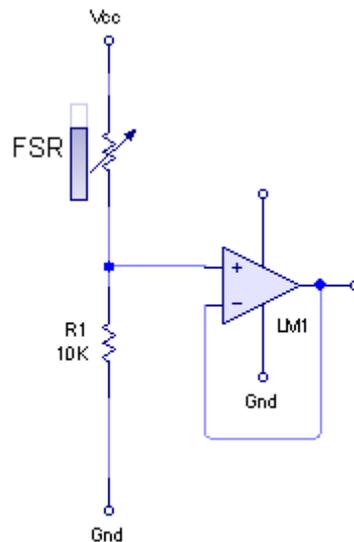


Figura 3.2.2.1 Circuito acondicionador del CMASP

### 3.2.3 Acondicionamiento de la señal del sensor de fuerza

La señal que recoge el sensor de fuerza por sí solo no tendría ningún significado, por lo que se utiliza una configuración de divisor de tensión para sensor la variación de voltaje según la fuerza aplicada en la superficie de la piel, además para evitar que la corriente que

se entrega no sea lo suficiente para excitar al dispositivo de control se utiliza un amplificador operacional trabajando como buffer, el circuito propuesto para dicha tarea es el mostrado en la figura 3.2.3.1. [15]



**Figura 3.2.3.1** Circuito acondicionador del FSR

Como se puede observar en el circuito acondicionador, tenemos un amplificador operacional, que en nuestro caso es el LM 358, conectado como amplificador inversor-seguidor de voltaje, que su principal función como ya se acotó es la de actuar como buffer, evitando también corto circuitos. Por consiguiente el voltaje y la corriente no disminuyen en el circuito, ya que éste toma el voltaje de la fuente de alimentación del operacional y no de la señal que se está introduciendo, por lo que si una señal llegara con poca corriente, el circuito seguidor compensaría esa pérdida con la fuente de alimentación del amplificador operacional.

Para una simple conversión voltaje-fuerza, el dispositivo de fuerza estará vinculado a un resistor en una configuración de divisor de voltaje. La salida es descrita por la siguiente ecuación:

$$V_{OUT} = (V+) / [1 + RFSR/RM] \quad (3.12)$$

En la configuración mostrada, la salida de voltaje se incrementa cuando se incrementa la fuerza. Si RFSR y RM son intercambiadas, la salida de voltaje se decrementa con el incremento de la fuerza.

El resistor RM, se escoge para maximizar el rango de sensibilidad de la fuerza deseada y para limitar la corriente. La corriente a través de la FSR debe ser limitada a menos de  $1\text{mA}/\text{cm}^2$  de la fuerza aplicada.

### 3.3. ADQUISICIÓN DE SEÑALES

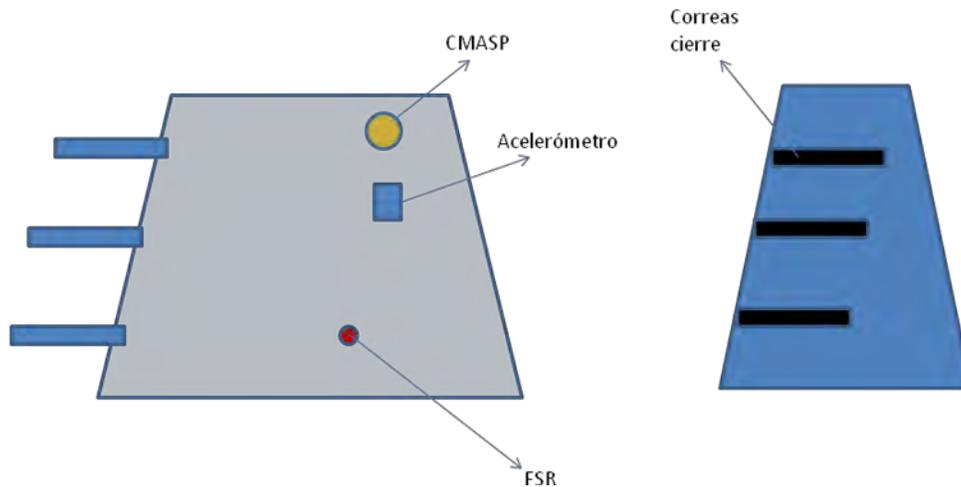
El término de adquisición de datos (señales) o DAQ, describe el proceso que consiste en tomar datos de los sensores y/o transductores, acondicionar la señal y posteriormente introducirlos en una computadora para procesarlos, en este caso a un microcontrolador. [11]

En cuanto al tipo de señales a estudiar, las señales MMG, sabemos que tienen algunas ventajas sobre su contraparte eléctrica EMG en el monitoreo de músculos. Ya que es una señal mecánica, esta no está influenciada por los cambios en la impedancia de la piel y no requiere de una preparación adicional en la misma. Esta cualidad la hace más adecuada cuando la piel es más propensa a la transpiración. Contacto directo con la piel no es necesario, ya que puede ser monitoreados por sensores de no contacto directo o sobre la ropa. Otra ventaja sobre las técnicas EMG, es que los sensores MMG utilizados son menos caros y su tiempo de vida es más largo. Los parámetros que se estarán monitoreando serán la vibración en los músculos, la fuerza aplicada a ciertas áreas musculares y la posición de los transductores con respecto al brazo.

#### 3.3.1. Brazaletes adquirentes de señales

Para recoger las señales MMG que ocupa este estudio, se ha diseñado un brazalete (figura 3.3.1.1), en el cual están ubicados los transductores (FSR, acelerómetro y micrófonos) y que se posicionan de forma estratégica en los músculos del antebrazo para extraer las señales MMG. Las señales adquiridas son señales analógicas. Las señales de fuerza (FSR) y acelerómetro se envían al microcontrolador en forma analógica después de ser acondicionadas, mientras tanto la señal del micrófono se convierte en señal digital en

forma de pulsos para un conteo de frecuencia. El tiempo de muestreo varia para cada señal.



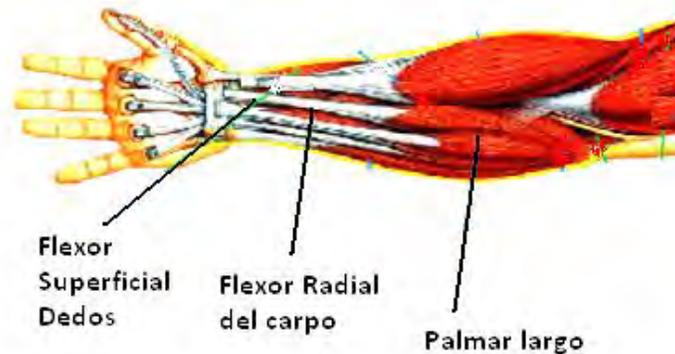
**Figura 3.3.1.1** Brazalete adquiridor de señales

Las ubicaciones de los transductores en el antebrazo se han elegido después de haber experimentado en diferentes posiciones, y de esta manera, detectar las máximas señales alcanzadas por cada transductor. La relación de la ubicación de los transductores según el músculo del antebrazo, se muestran en la tabla 3.3.1.1.

Ubicación Transductores-Músculos Antebrazo	
<b>FSR</b>	<b>Palmar largo</b>
<b>CMASP</b>	<b>Flexor superficial de los dedos</b>
<b>Acelerómetro</b>	<b>Flexor radial del carpo</b>

**Tabla 3.3.1.1** Ubicación de los sensores en el brazo

En la figura 3.3.1.2., se muestra la vista anterior superficial de un antebrazo derecho, en ella podemos observar los músculos o grupo de músculos que se han seleccionado para la detección de las señales MMG, de fuerza y posicionamiento.



**Figura 3.3.1.2** Músculos seleccionados

### 3.4 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

El termino procesamiento de señales en tiempo discreto se refiere al procesamiento que realiza el microprocesador a una señal. Las señales digitales son señales de tiempo discreto, es decir, no son funciones continuas del tiempo, sino que existen sólo en momentos discretos. Contrariamente, las señales analógicas adquieren diferentes valores en cada instante de tiempo, como función continua del mismo. [11]

Es en ésta parte donde se logra el objetivo general de la tarea a realizar, mediante un algoritmo y/o técnicas matemáticas obtenemos un resultado a la salida. Para realizar nuestro objetivo se está utilizando el microcontrolador Pic 16f877a.

#### 3.4.1. Microcontrolador PIC 16F877a

El Pic (Programable Interface Controller), Controlador de Interface Programable Pic16f877a de la familia Microchip, es un microcontrolador de la gama media y dispone de un set de 35 instrucciones, por lo cual pertenece al grupo de RISC (Reduced Instruction Set Computer), Computador con Set de Instrucciones Reducido. Cuenta con una arquitectura Harvard en la que son independientes la memoria de instrucciones y la memoria de datos y cada una dispone de su propio sistema de buses para el acceso. Tiene una memoria Flash de programa de 8 kbytes, una memoria RAM de 368 bytes y una memoria de datos de 256 bytes. El microcontrolador admite osciladores de cristal de 4 a 20 MHz,

internamente esta frecuencia es dividida por cuatro. [16] La distribución de sus pines es la que se muestra en la figura 3.4.1.1.

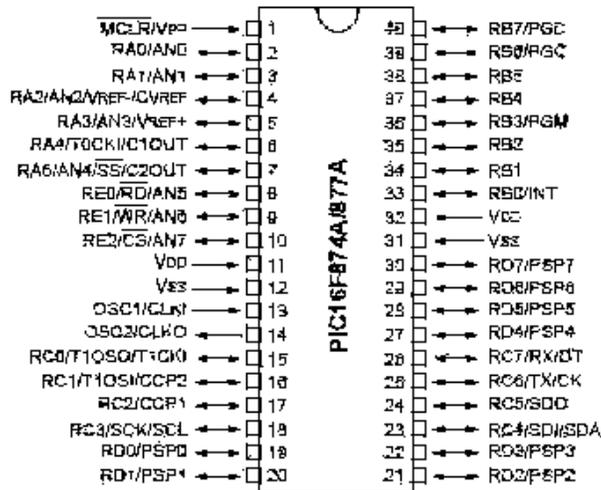


Figura 3.4.1.1 Microcontrolador Pic 16f877a

Algunas de las principales características de este microcontrolador y que se utilizan para el desarrollo de esta tesis se pueden describir a continuación:

**Características**

- 4 Puertos de E/S configurables
- 8 Canales analógicos/digitales de 10-8 bits configurable
- 2 comparadores analógicos
- 2 Módulos PWM de 10 bits de resolución máxima
- 2 Temporizadores de 8 bits y 1 de 16 bits
- Comunicación serie y paralela: USART, PSP
- BUS I2C
- Amplio rango de voltaje de operación (2 a 5.5 Volts)
- Consumo de corriente muy bajo > a 2 mA típico

- Máxima corriente de salida por pin 25 mA
- Máxima corriente de salida por puerto 200 mA
- 14 Fuentes de interrupción

### 3.5. TRANSMISIÓN DEL CONTROL

Un servomotor es un dispositivo pequeño que tiene un eje de rendimiento controlado. Este puede ser llevado a posiciones angulares específicas al enviar una señal codificada. Con tal de que una señal codificada exista en la línea de entrada, el servomotor mantendrá la posición angular del engranaje. Cuando la señal codificada cambia, la posición angular de los piñones cambia. Los servomotores son sumamente útiles en robótica. Los motores son pequeños, figura 3.5.1, tiene internamente una circuitería de control y es sumamente potente para su tamaño. [17]

Constan de 3 cables de conexión externa. El rojo es para alimentación Vcc (+5volts), el negro para conexión a tierra GND y el alambre amarillo es el alambre de control.

Para transferir el control sobre el efector final (mano) se han utilizado dos tipos de servomotores, los cinco que transmiten la fuerza a los dedos (Vigor VS-9) y dos que controlan el movimiento de la muñeca (HS-311). Un cuadro comparativo y presentación de sus características principales se muestra en la tabla 3.5.1.

Los servomotores utilizan un circuito de control para realizar la ubicación del motor en un punto, consistente en un controlador proporcional. El punto de referencia o setpoint — que es el valor de posición deseada para el motor— se indica mediante una señal de control cuadrada. El ancho de pulso de la señal indica el ángulo de posición: una señal con pulsos más anchos (es decir, de mayor duración) ubicará al motor en un ángulo mayor, y viceversa.

Característica	Servomotor Vigor VS-9	Servomotor HS-311
Sistema de control	PWM 1500 $\mu$ s - 90°	PWM 1500 $\mu$ s - 90°
Voltaje de operación	4.8- 6 Volts CD	4.8- 6 Volts CD
Velocidad de operación	0.09 sec/60° a 4.8 V y 0.08 sec/60° a 6 V	0.19 sec/60° a 4.8 V y 0.15 sec/60° a 6 V
Torque de salida	>0.5kgF*cm a 4.8 V y >0.6kgF*cm a 6 V	>3.0 kg/cm a 4.8 V y >0.6kg/cm a 6 V
Peso	4.4. g	43 g
Tamaño	19.6x8.2x23.8 mm	19.82x36.14x52.84 mm

**Tabla 3.5.1** Características Servomotores

Inicialmente, un amplificador de error calcula el valor del error de posición, que es la diferencia entre la referencia y la posición en que se encuentra el motor. Un error de posición mayor significa que hay una diferencia mayor entre el valor deseado y el existente, de modo que el motor deberá rotar más rápido para alcanzarlo; uno menor, significa que la posición del motor está cerca de la deseada por el usuario, así que el motor tendrá que rotar más lentamente. Si el servo se encuentra en la posición deseada, el error será cero, y no habrá movimiento.



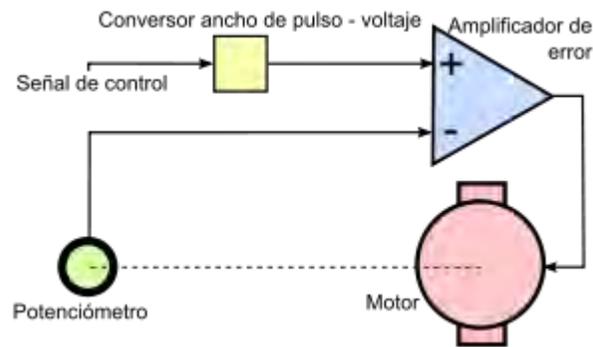
a) Vigor VS-9



b) HS-311

**Figura 3.5.1** Servomotores Utilizados

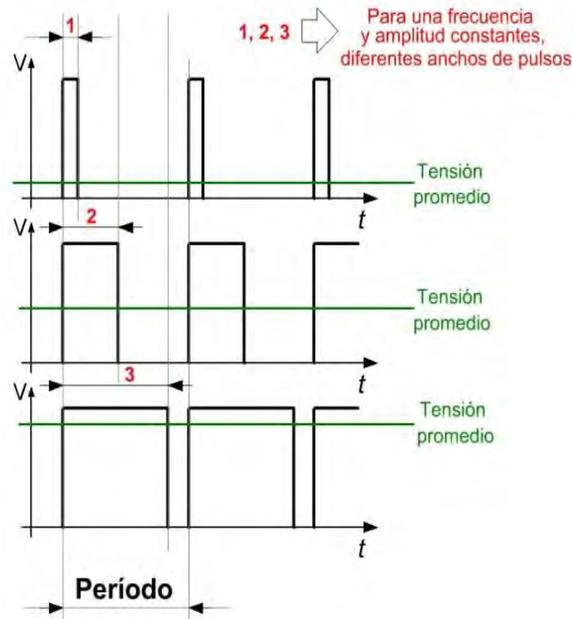
Para que el amplificador de error pueda calcular el error de posición, debe restar dos valores de voltaje analógicos. La señal de control PWM se convierte entonces en un valor analógico de voltaje, mediante un convertidor de ancho de pulso a voltaje. El valor de la posición del motor se obtiene usando un potenciómetro de realimentación acoplado mecánicamente a la caja reductora del eje del motor: cuando el motor rote, el potenciómetro también lo hará, variando el voltaje que se introduce al amplificador de error, figura 3.5.2.



**Figura 3.5.2** Estructura del Servomotor

Una vez que se ha obtenido el error de posición, éste se amplifica con una ganancia, y posteriormente se aplica a los terminales del motor.

Cada servo, dependiendo de la marca y modelo utilizado, tiene sus propios márgenes de operación. Por ejemplo, para algunos servos los valores de tiempo de la señal en alto están entre 1 y 2 ms, que posicionan al motor en ambos extremos de giro ( $0^\circ$  y  $180^\circ$ , respectivamente). Los valores de tiempo de alto para ubicar el motor en otras posiciones se hallan mediante una relación completamente lineal: el valor 1,5 ms indica la posición central, y otros valores de duración del pulso dejarían al motor en la posición proporcional a dicha duración.



**Figura 3.5.3** Señales para servomotores

En el caso particular de los servomotores utilizados en este estudio, el posicionamiento de giro a  $0^\circ$  y  $180^\circ$ , se obtiene cuando existe un tiempo de 75 ms y 225 ms respectivamente. Esto quiere decir que la duración del pulso alto para conseguir un ángulo de posición  $\theta$  está dado por la fórmula

$$t = 75 * \left(1 + \frac{2\theta}{180}\right) \quad (3.13)$$

donde  $t$  está dado en milisegundos y  $\phi$  en grados. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que ningún valor —de ángulo o de duración de pulso— puede estar fuera del rango de operación del dispositivo: en efecto, el servo tiene un límite de giro —de modo que no puede girar más de cierto ángulo en un mismo sentido— debido a la limitación física que impone el potenciómetro del control de posición.

Para bloquear el servomotor en una posición, es necesario enviarle continuamente la señal con la posición deseada. De esta forma, el sistema de control seguirá operando, y el servo conservará su posición y se resistirá a fuerzas externas que intenten cambiarlo de posición. Si los pulsos no se envían, el servomotor quedará liberado, y cualquier fuerza externa puede cambiarlo de posición fácilmente.

## **CAPÍTULO 4 EXPERIMENTACIÓN, RESULTADOS Y DISEÑO DEL CONTROL**

En este capítulo mostraremos los resultados y los análisis logrados en la experimentación con los diferentes dispositivos y circuitos electrónicos descritos en el capítulo 3, también haremos referencia a la forma que se han de utilizar en el control deseado. Así pues, al final estaremos en la posibilidad de enlazar las distintas etapas de la metodología utilizada, enfocando el conocimiento adquirido, la experimentación, los resultados, junto con una arquitectura de control para lograr el objetivo de esta tesis.

La experimentación y el análisis de resultados son básicos para el desarrollo de este trabajo, ya que nos permiten ir caracterizando los fenómenos estudiados, y por lo tanto, tomar el camino conveniente para lograr nuestro objetivo. Para realizar estas tareas tan importantes, hemos recurrido a utilizar instrumentos virtuales y simuladores de circuitos, los cuales son una herramienta cada vez más asistida en el mundo científico. Es por eso, que iniciaremos este capítulo haciendo una breve referencia de la instrumentación electrónica utilizada.

### **4.1. INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA**

Instrumentación electrónica es la parte de la electrónica, principalmente analógica que se encarga del diseño y manejo de los aparatos electrónicos y eléctricos, sobre todo para su uso en mediciones.

La instrumentación electrónica se aplica en el sensado y procesamiento de la información proveniente de variables físicas y químicas, a partir de las cuales realiza el monitoreo y control de procesos, empleando dispositivos y tecnologías electrónicas.

La instrumentación, es sin duda una de las fases más importantes de este trabajo de tesis, es la parte que nos permite observar resultados, cuantificarlos y cualificarlos, con el objetivo de tomar decisiones trascendentes.

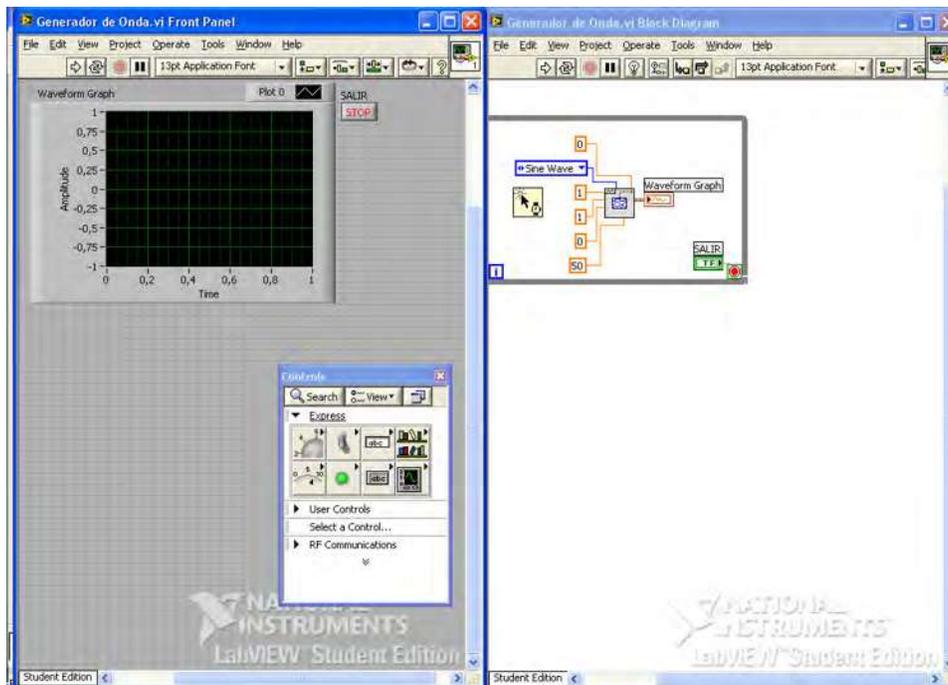
Dentro de la paquetería de Instrumentación Electrónica que se ha utilizado para el desarrollo de este trabajo se encuentran el Software de Programación LABVIEW, y el Software de diseño y simulación de circuitos Livewire.

#### 4.1.1. LABVIEW

Un instrumento virtual consiste en una computadora personal equipada con hardware de adquisición de datos y software para realizar las funciones de los instrumentos tradicionales. El software es el componente más importante de un instrumento virtual. Se puede usar para crear aplicaciones personalizadas al diseñar e integrar las rutinas que requiere un proceso o una medición en particular. El software de LABVIEW es una herramienta de programación que nos ha servido para diseñar instrumentos virtuales (VÍ's), realizar mediciones, obtener gráficas, simular respuestas de los circuitos. [11]

LABVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) es un lenguaje de programación gráfico para el diseño de sistemas de adquisición de datos, instrumentación y control. Permite diseñar interfaces de usuario mediante una consola interactiva basada en software. Es a la vez compatible con herramientas de desarrollo similares y puede trabajar con programas de otra área de aplicación. Tiene la ventaja que permite una fácil integración con hardware, específicamente con tarjetas de adquisición, de medición y procesamiento de datos.

Tiene su mayor aplicación en sistemas de medición, como monitoreo de procesos y aplicaciones de control. Es muy utilizado en procesamiento digital de señales (wavelets, FFT, Total Distorsion Harmonic TDH), procesamiento en tiempo real de aplicaciones biomédicas, manipulación de imágenes y audio, automatización, diseño de filtros digitales, generación de señales, etc. [18]



**Figura 4.1.1.1** Labview. Panel frontal (izquierda). Diagrama de bloques (derecha).

En el ambiente de trabajo de Labview existen dos paneles, figura 4.1.1.1., el panel frontal y el panel de programación o diagrama de bloques; en el panel frontal se diseña la interfaz con el usuario, y en el diagrama de bloques se relacionan los elementos utilizados en la interfaz mediante operaciones que determinan en sí como funciona el programa, exactamente es la parte donde se realizan las especificaciones funcionales.

Por lo anteriormente expuesto las ventajas que podemos obtener al utilizar este software son las siguientes:

- a) Se reduce el tiempo de desarrollo de las aplicaciones al menos de 4 a 10 veces, es muy intuitivo
- b) Dota de gran flexibilidad al sistema, permitiendo cambios y actualizaciones tanto del hardware como del software.
- c) Da la posibilidad de generar soluciones completas y complejas

- d) Con un único sistema de desarrollo se integran las funciones de adquisición, análisis y presentación de datos.
- e) Está dotado de un compilador gráfico para la máxima velocidad de ejecución posible
- f) Tiene la posibilidad de incorporar aplicaciones escritas en otros lenguajes.

La tarjeta de adquisición de datos que se ha utilizado al inicio de este estudio es la USB-6009 OEM de NI (National Instruments), mostrada en la figura 4.1.1.2., que es totalmente compatible con el software de Labview de NI.



**Figura 4.1.1.2** Tarjeta de adquisición USB-6009

Sus características principales es que tiene 8 canales de entradas analógicas, 2 salidas analógicas, 12 entradas/salidas digitales, una interfaz USB. La resolución para las entradas analógicas es de 13 bits con una frecuencia de muestreo de 48 kS/s. [19]

+ 5V	34	33	PFI 0
D GND	32	31	P1.3
P1.2	30	29	P1.1
P1.0	28	27	P0.7
P0.6	26	25	P0.5
P0.4	24	23	P0.3
P0.2	22	21	P0.1
P0.0	20	19	D GND
LED	18	17	D+
VBUS	16	15	D-
AI GND	14	13	AI GND
AI 4 (AI 0-)	12	11	AI 0 (AI 0+)
AI 5 (AI 1-)	10	9	AI 1 (AI 1+)
AI 6 (AI 2-)	8	7	AI 2 (AI 2+)
AI 7 (AI 3-)	6	5	AI 3 (AI 3+)
AI GND	4	3	AI GND
AO 1	2	1	AO 0

Figura 4.1.1.3 Terminales del conector de tarjeta de adquisición USB-6009

Para la parte final de este estudio, se usó un Instrumento Virtual diseñado en Labview, el Sound Card Scope, figura 4.1.1.4., y se recurrió como interfaz a la tarjeta de sonido interna de la PC junto con la puntas de prueba mostradas en la figura 4.1.1.5. Este Instrumento es un potente Instrumento Virtual que entre sus funciones están las de Osciloscopio, Analizador de Frecuencias, Generador de Señales y Graficador X-Y; además de ofrecernos desplegar en pantalla los valores instantáneos de Frecuencia y Magnitud de Voltaje rms.

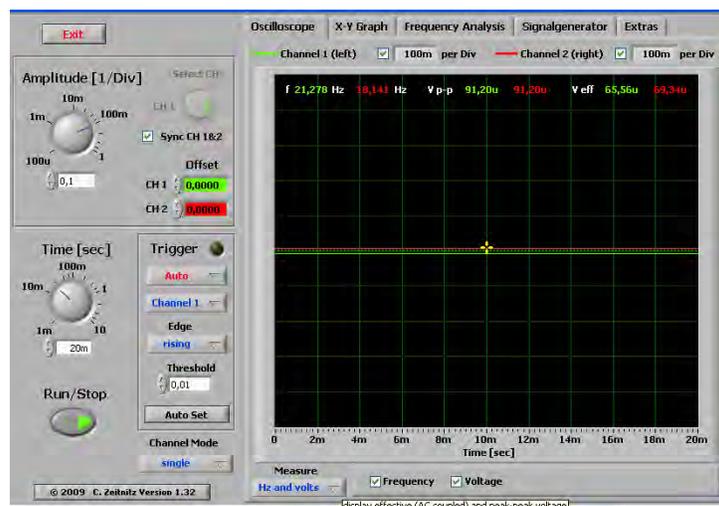


Figura 4.1.1.4 Sound Card Scope

Este Instrumento Virtual (VI) tiene una característica muy interesante, y es que puede registrar los datos instantáneos del fenómeno estudiado en hoja de Excel, además guarda la imagen que aparece en la pantalla en formato JPG y JPG BW (Blanco y Negro). Los datos de varias de las gráficas mostradas y las imágenes de las respuestas que se mostrarán posteriormente fueron adquiridos por este VI.

Las puntas de prueba se realizaron utilizando cable dúplex blindado, calibre 18 AWG, 24 VAC, 2 caimanes comunes y un conector tipo Jack TRRS, que se conecta a la terminal del micrófono de la tarjeta de audio de la PC. Al conectar el caimán rojo a la fuente de señal y el caimán verde a tierra, se podrá estudiar el fenómeno en una forma dinámica, con todas las posibilidades que nos oferta el VI.



**Figura 4.1.1.5** Puntas de prueba

#### **4.1.2. Software de simulación de circuitos electrónicos LIVEWIRE**

Es también importante mencionar que se ha utilizado el software Livewire para simular los circuitos de acondicionamiento de señal, comprobar su correcto funcionamiento y generar los esquemas de los circuitos electrónicos que se muestran en el presente trabajo. Livewire permite el diseño de circuitos utilizando componentes individuales en lugar de bloques modulares. Aunque esto es más difícil de utilizar que el enfoque modular, circuitos simples y complejos se pueden construir y simular, por lo tanto se puede ser más específico. Esto significa que los errores pueden ser corregidos antes de ser montados en forma real, convirtiéndose en un gran ahorro de tiempo y dinero.[20]

La figura 4.1.2.1., muestra la ventana principal del software Livewire, como se puede observar es un ambiente muy familiar e intuitivo.

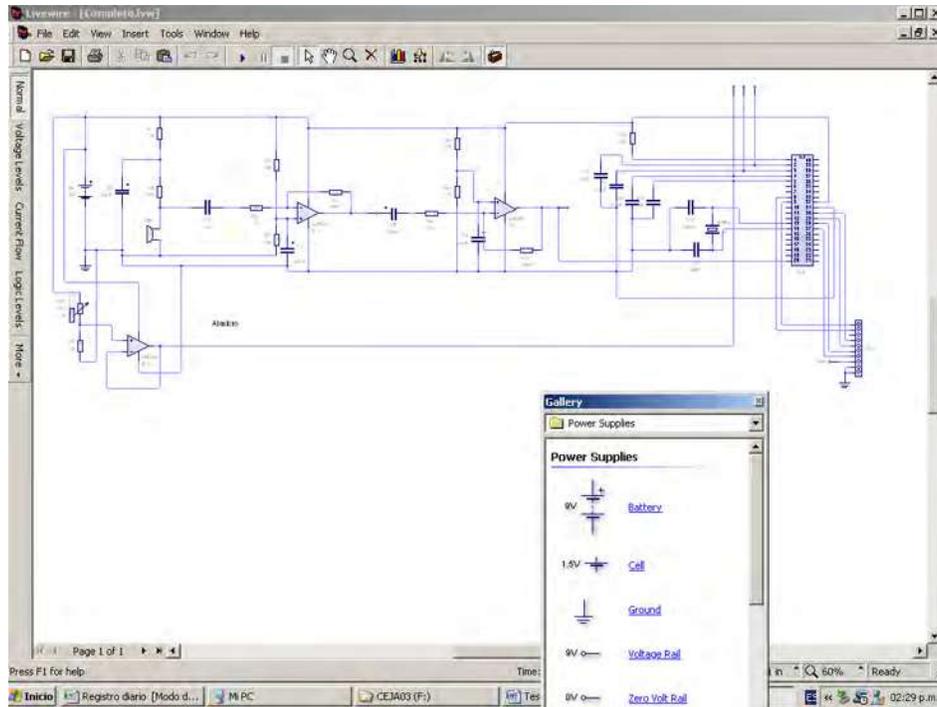


Figura 4.1.2.1 Software Livewire

### Características

- Símbolos de circuitos y paquetes de componentes.
- Herramientas para el diseño de circuitos inteligentes, que unen su circuito automáticamente mientras trabaja.
- Produce la simulación de circuitos interactivos, tal como si trabajarán en el mundo real.
- Permite la simulación realista de más de 600 componentes ya almacenados en el programa.
- Posee instrumentos virtuales que incluyen osciloscopios y analizadores lógicos, que ayudan a la investigación y diseño de circuitos. También tiene multímetros, fuentes de alimentación y muchos otros instrumentos.

- Ofrece publicaciones integradas de textos, gráficos y soporte de ortografía y gramática.
- Los circuitos que se hayan armado con el Livewire podrá ejecutarlos con el PCB Wizard para hacer el correspondiente circuito impreso.

#### 4.2. ANÁLISIS DE SEÑALES ADQUIRIDAS

Como antecedente a lo que con las mediciones se espera reafirmar, se ha mencionado que, la mecanomiografía (MMG) es la medición de la actividad mecánica producida por la contracción de músculos. Tal actividad está caracterizada por vibraciones de baja frecuencia tal que produce desplazamientos de aproximadamente 500 nm en la superficie de la piel.

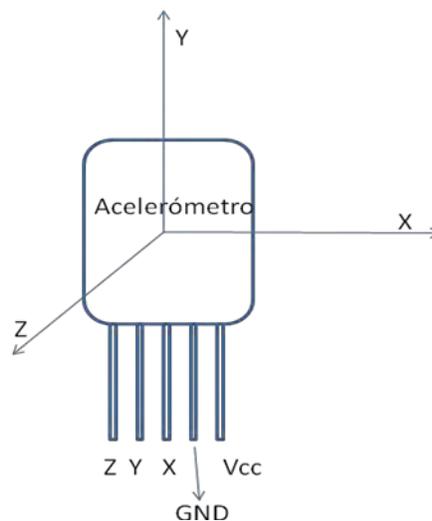
Cuando comparamos con señales convencionales electromiográficas (la medición de actividad eléctrica muscular), las señales MMG han sido encontradas como mejores predictivas de fatiga durante una contracción muscular. Debido a las propiedades de propagación, el lugar del sensor no necesita ser muy específico. De hecho la actividad de las señales MMG pueden ser grabadas en distintas posiciones para una contracción específica aunque con amplitud reducida algo que no es alcanzable con su contraparte electromiográfica. Lo que es más, en contraste con señales electromiográficas las señales MMG, como ya se ha mencionado anteriormente, no son afectadas por cambios en la impedancia de la piel. [21]

Durante las actividades musculares voluntarias la señal MMG puede medirse en la superficie de la piel, sobre el músculo. En esta situación la señal MMG es generada por tres mecanismos primarios: a) amplios movimientos laterales del músculo conforme se mueve acortándose o alargándose sobre su línea de acción durante una contracción o relajación respectivamente (contracción isotónica); b) pequeñas oscilaciones laterales del músculo en su frecuencia de resonancia (contracción isométrica); y c) cambios dimensionales de las fibras activas (contracción isoquinética).

Así también, podemos encontrar en la superficie de la piel, distintas fuerzas ejercidas a lo largo del antebrazo derivadas de movimientos característicos específicos de la mano, no dependientes de la frecuencia, sino del desplazamiento superficial.

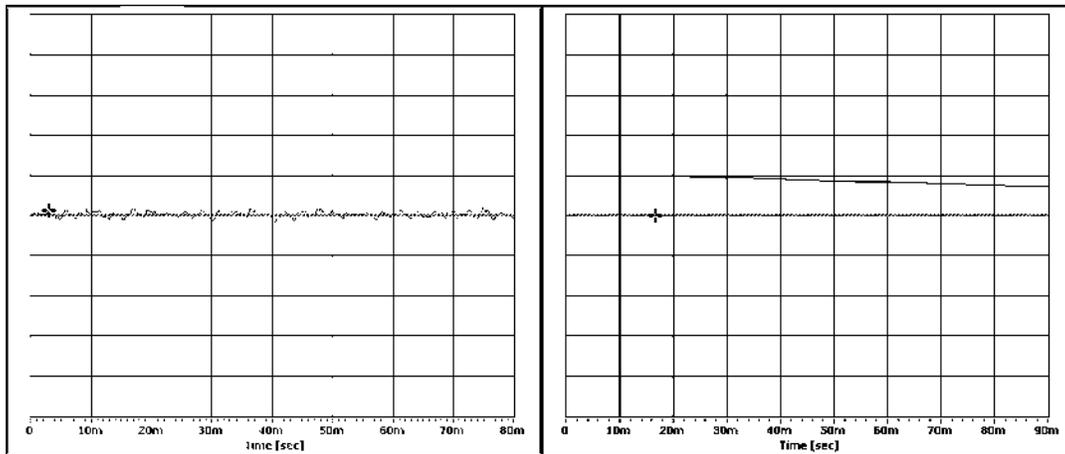
#### 4.2.1. Señal entregada por el acelerómetro.

A continuación estudiaremos las respuestas que se obtienen del acelerómetro con respecto al cambio de posición que sufren sus ejes si se les aplica movimiento. La posición inicial del acelerómetro con respecto a sus ejes (X, Y, Z), se muestra en el esquema de la figura 4.2.1.1.



**Figura 4.2.1.1** Posición inicial del acelerómetro

En la figura 4.2.1.2. a), se observa la gráfica de la señal del acelerómetro sin cambio de posición, mientras que en la figura 4.2.1.2. b), se observa la gráfica de la señal del acelerómetro cuando existe cambio en la posición de alguno de sus ejes, es preciso destacar, que se conexionó el acelerómetro directamente a las puntas de prueba y por lo tanto como ya se había mencionado, no se necesitó acondicionamiento de señal. Esta prueba se hizo para cada eje X, Y, Z, observando que el comportamiento es similar, además, de que la respuesta es lineal. Por lo tanto, una de las variables a controlar es la posición que toma con respecto a sus ejes, y la respuesta será un cambio en la magnitud de su voltaje.

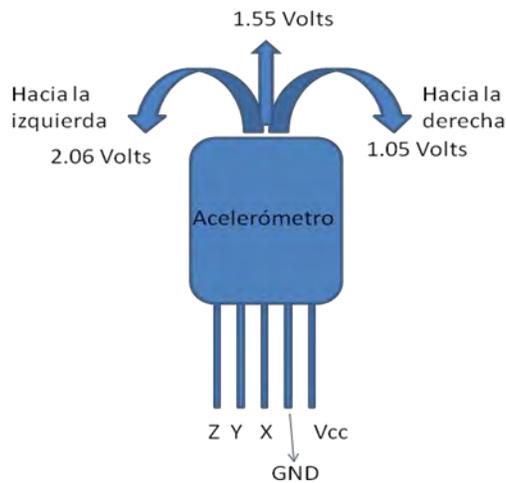


a) Sin cambio de posición

b) Variando la posición

**Figuras 4.2.1.2** Variación de la señal del acelerómetro

En la figura 4.2.1.3., observamos las magnitudes de voltaje que entrega el acelerómetro cuando variamos su posición con respecto al eje X, la caracterización *posición-voltaje* que entrega el acelerómetro se incluye en la tabla 4.2.1.1.

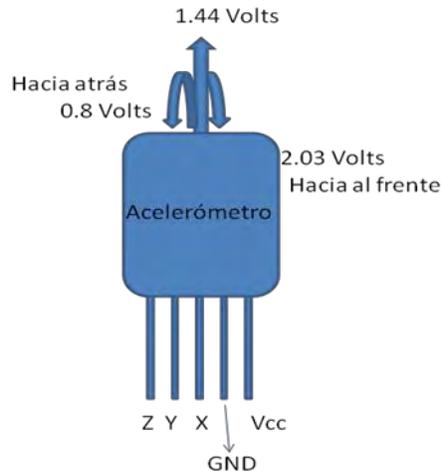


**Figuras 4.2.1.3** Cambio de posición del acelerómetro con respecto al eje X.

Eje X	
-45 °	2.05 Volts
-30 °	1.89 Volts
-15 °	1.72 Volts
0 °	1.55 Volts
15 °	1.39 Volts
30 °	1.22 Volts
45 °	1.05 Volts

Tabla 4.2.1.1 Posición- Voltaje eje X

En la figura 4.2.1.4., observamos las magnitudes de voltaje que entrega el acelerómetro cuando variamos su posición con respecto al eje Z, la caracterización *posición-voltaje* que entrega el acelerómetro se incluye en la tabla 4.2.1.2.



Figuras 4.2.1.4 Cambio de posición del acelerómetro con respecto al eje Z.

Eje Z	
-45 °	2.05 Volts
-30 °	1.85 Volts
-15 °	1.65 Volts
0 °	1.45 Volts
15 °	1.25 Volts
30 °	1.05 Volts
45 °	0.85 Volts

**Tabla 4.2.1.2** Posición-Voltaje eje Z

Derivado de los resultados obtenidos se puede concluir lo siguiente: 1) La señal entregada por el acelerómetro es una señal analógica lineal, proporcional al movimiento de los ejes, en donde, utilizaremos solamente los ejes X-Z del acelerómetro, que son excluyentes. 2) En el microcontrolador tendremos que hacer uso de los canales analógicos para procesar las señales. 3) Además se confirma que no debe llevar ningún tipo de acondicionamiento de señal. 4) Por último, el acelerómetro, nos servirá para posicionar la muñeca con respecto al espacio tridimensional del manipulador a controlar, refiriéndonos en específico a los movimientos de abducción, aducción, flexión y extensión de la misma.

#### **4.2.2. Señal entregada por el micrófono.**

El estudio de las vibraciones obtenidas a nivel de superficie de la piel mediante el micrófono del CMASP y que se refieren a las diferentes tipos de contracciones musculares (isotónicas e isométricas) sucedidas en la mano se muestran a continuación.

Lo que se observa en la figura 4.2.2.1. a), es la señal del micrófono encapsulado sin amplificación, se podría definir como una señal aleatoria, de muy pequeña magnitud, (0-5 mV).

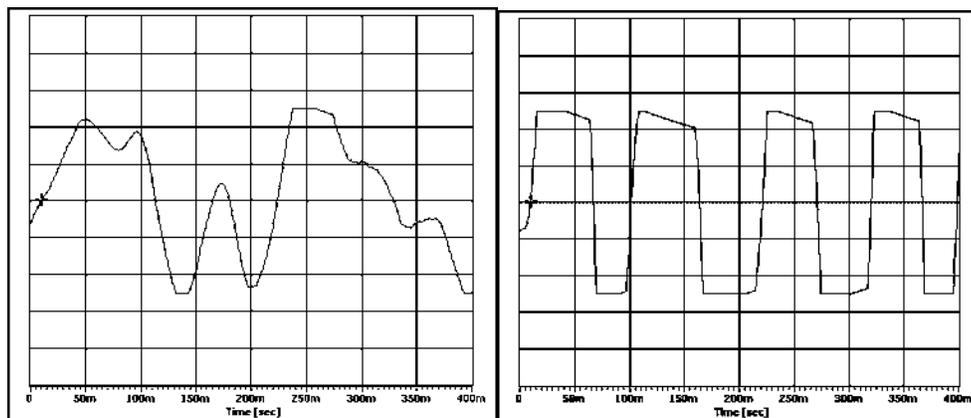
En la figura 4.2.2.1. b), se observa la señal del micrófono encapsulado con acondicionamiento de la señal, se nota que la señal ya no es tan aleatoria, se podría

pensar en una señal cuadrada, en este caso, la mano está relajada sin contracción aparente y las frecuencias obtenidas están alrededor de los 7 Hz.

La razón de tal forma de onda es debido al acondicionamiento de señal (circuito electrónico) escogido, este circuito lo que hace es generarnos valores que oscilan entre un valor lógico y la ausencia de éste; la variable que comanda este fenómeno es exactamente la frecuencia que es detectada por el sensor CMASP. Podemos deducir entonces, la frecuencia de la señal que se observa se apega a la fórmula siguiente, que es el valor efectivo de la señal y que oscila entre un máximo y un mínimo, pasando por la referencia:

$$V_{rms} = \sqrt{\frac{1}{T_p} \int_{t_0}^{t_0+T_p} x_a^2(t) dt} \tag{4.1}$$

Donde, el valor eficaz de una onda periódica  $x_a(t)$  se calcula sobre un intervalo de la función correspondiente a un periodo propio de la fundamental completo  $T_p$ , desde cualquier instante  $t_0$ .

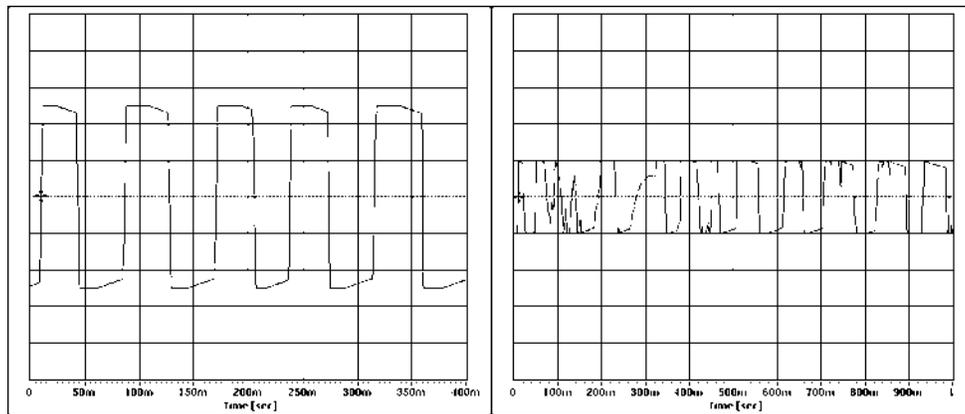


a) Sin acondicionamiento de señal      b) Con acondicionamiento de señal  
 Mano relajada

**Figura 4.2.2.1** Variación de la señal del micrófono

Cuando existe contracción isométrica de la mano, por ejemplo, un movimiento pronunciado y continuo de extensión de los dedos, se observa la respuesta obtenida en la figura 4.2.2.2.a), donde la magnitud de voltaje no cambia, pero la frecuencia aumenta hasta 32 Hz. Por otro lado, en la figura 4.2.2.2.b) analizamos una contracción isotónica; en

este tipo de contracciones la frecuencia no es muy estable en el transcurso que ocurre, ya que es mayor al principio sí es contracción isotónica concéntrica, y es menor sí es contracción isotónica excéntrica.

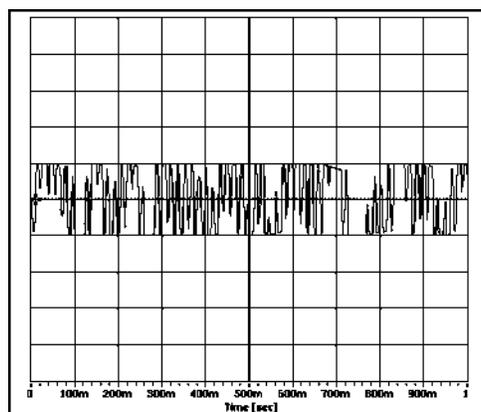


a) Mano con movimiento  
(Contracción isométrica)

b) Mano con movimiento  
(Contracción isotónica)

**Figura 4.2.2.2** Señales por tipo de contracción

Movimientos menos pronunciados de extensión en los dedos y la mano registran frecuencias intermedias entre 8 y 31 Hz, pero que son difíciles de mantener y en ocasiones de repetir. Parte importante de este estudio es probar este transductor bajo condiciones de vibración externa, para lo cual se expuso al antebrazo que tenía sujetado el micrófono encapsulado a una fuente de perturbación en contacto directo, el resultado se observa en la figura 4.2.2.3



**Figura 4.2.2.3** Perturbación fuente de vibración en antebrazo

Se puede notar que la frecuencia aumenta considerablemente, y la forma de onda es aleatoria en cualquier periodo de tiempo, consecuentemente se tuvo que prevenir esta situación, tanto con el diseño del CMASP que incluye un acelerómetro que mide este tipos de oscilaciones y con un filtro pasabajas en el acondicionador de señal, obteniendo resultados satisfactorios para la eliminación de estas señales perturbadoras.

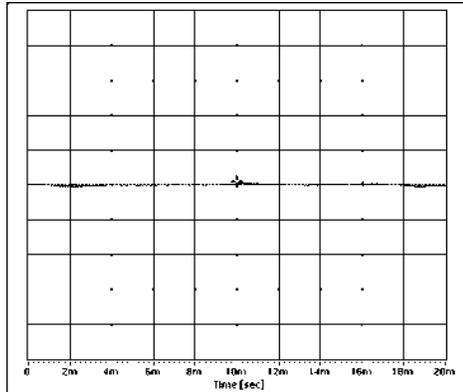
En forma de síntesis, y por todo lo anteriormente expuesto, podemos resaltar que los puntos más notables son los siguientes: 1) Los movimientos de contracciones isométricas, presentan mayor estabilidad en frecuencia que los movimientos de contracciones isotónicas, por lo tanto, es más sencillo y efectivo en un tiempo de muestreo pequeño poder detectar las contracciones isométricas. 2) Que la señal entregada por el micrófono es una señal analógica dependiente del tiempo, proporcional a la vibración que se presenta en la superficie de la piel, como consecuencia de la contracción y relajación de las fibras musculares y que el acondicionamiento de señal, como ya se mencionó, entrega una forma de onda cuasi-cuadrada, en donde la variable será la cantidad de veces que pase por la referencia (cruce por cero) por segundo, por lo que en el microcontrolador y junto con el algoritmo a utilizar, haremos uso de un canal digital y un contador de eventos en una base de tiempo. 3) Que a manera de prevenir interferencias (oscilaciones no deseadas) en el acondicionamiento de señal debe haber un filtro pasabajas. 4) El CMASP, nos servirá para posicionar los dedos de la mano con respecto a un espacio bidimensional del manipulador, refiriéndonos en específico a la flexión y extensión de los mismos.

#### **4.2.3. Señal entregada por el FSR.**

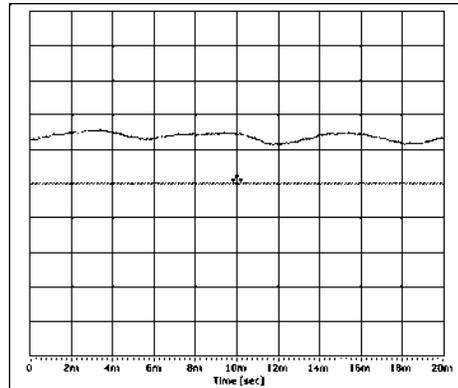
El análisis de las señales del FSR lo iniciamos observando las gráficas resultantes que se muestran en la figuras 4.2.3.1., y en las cuales podemos deducir lo siguiente:

En la figura 4.2.3.1. a), al no existir ningún tipo de fuerza aplicada, el voltaje que entrega es cero; en la figura 4.2.3.1. b), al aplicar una fuerza de aproximadamente 0.023544 N, obtenemos a la salida una señal de voltaje de 2.15 volts, y se aprecia que la señal es invariante con respecto al tiempo; y por último, en la figura 4.2.3.1.c), al aplicar una fuerza mayor de 3.09015 N, la salida de voltaje es de 4 volts, y sigue siendo una señal de

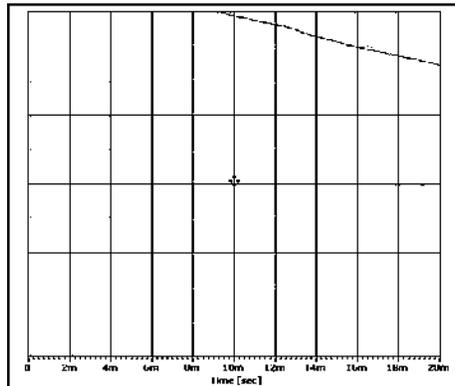
CD, donde la variable a controlar es la fuerza aplicada y el resultado es una variación de la amplitud del voltaje.



a) Sin aplicar fuerza



b) Aplicando una fuerza de 0.023544 N



c) Aplicando una fuerza de 3.09015 N

**Figura 4.2.3.1** Variación de la señal del FSR

En la tabla 4.2.3.1., observamos la caracterización *fuerza-voltaje* que entrega el FSR.

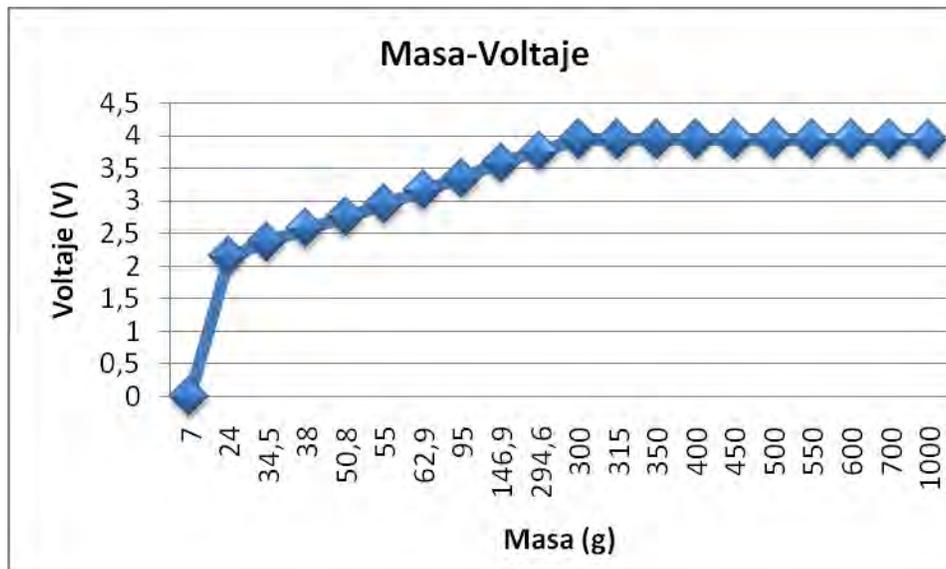
La fuerza es obtenida a partir de la siguiente relación:

$$F(N) = m (kg) * a_x \left( \frac{m}{s^2} \right) \tag{4.2}$$

Masa	Fuerza (N)	Voltaje (V)
.007	0.06867	0
.024	0.23544	2.15
.0345	0.33844	2.37
.038	0.37278	2.58
.0508	0.56898	2.63
.055	0.53955	2.9
.0629	0.61704	3.06
.095	0.93195	3.25
.147	1.44108	3.48
.294	2.89002	3.76
.315	3.09015	3.94
.375	3.67875	3.94
.500	4.905	3.94
1	9.81	3.94

**Tabla 4.2.3.1** Caracterización fuerza-voltaje

Se aplicaron diferentes masas sobre la película del FSR, encontrando, las diferentes fuerzas aplicadas al sensor y que aparecen en la tabla 4.2.3.1. Para medir las masas aplicadas se utilizó una balanza OHAUS, serie 700 con capacidad de 2610 g. Emanada de la tabla 4.2.3.1., se halla la gráfica de respuesta del FSR, en donde se observa la respuesta de Fuerza Vs Voltaje, y que es mostrada en la figura 4.2.3.2., ésta responde a la configuración propuesta del acondicionamiento de señal sugerido, con  $R1 = 100 \text{ k}\Omega$  y un voltaje de +5V.



**Figura 4.2.3.2** Caracterización Masa-Voltaje FSR

Se puede observar claramente un comportamiento logarítmico, que podemos definir matemáticamente de la siguiente manera,

$$V = \log_a(x) \quad (4.3)$$

Donde  $V$  es el valor de voltaje en respuesta a la fuerza aplicada,  $a$  es la base del logaritmo y que depende de la resistencia  $R_1$  en el divisor de voltaje del acondicionador de señal y  $x$  es la fuerza aplicada al sensor.

Al igual que en los transductores estudiados anteriormente, podemos concluir que las características y funciones más importantes que se utilizarán del FSR para este control serán: 1) la señal entregada por el FSR es una señal analógica logarítmica, esta característica nos va impedir que utilicemos al FSR en un amplio rango de respuestas, y que se utilice principalmente como un detector binario o ternario. 2) Se tendrá que hacer uso de algún canal analógico del microcontrolador para procesarla. 3) El FSR nos servirá también para posicionar los dedos de la mano en apoyo al CMASP, refiriéndonos en específico a comandar movimientos diferenciados que los logrados con el CMASP.

### 4.3. DISEÑO DEL CONTROL

Es en esta parte donde confluyen todos los conocimientos adquiridos y desarrollados en los estudios previos para poder materializar el trabajo de tesis.

El sistema de control que utilizaremos, tendrá relaciones múltiples entre las entradas a través de relaciones deterministas que resultan en el control de las salidas.

El diseño se basa en una arquitectura de control básica de lazo cerrado, en donde sólo se controlará la posición y la velocidad final de los actuadores del manipulador, sin importar los esfuerzos. El diseño completo del sistema de control lo dividiremos en dos niveles principalmente. Por una lado, tenemos la parte del diseño funcional, donde se define una estructura lógica que cumpla los requerimientos del proyecto, estudiando y relacionando las distintas funciones del control, y por otra parte, la implementación, que se trata esencialmente de asignar recursos de hardware y software a las funciones especificadas en la parte funcional, esta etapa es imprescindible ya que el objetivo más importante de este trabajo es materializarlo. [12]

#### 4.3.1. Redefinición del problema

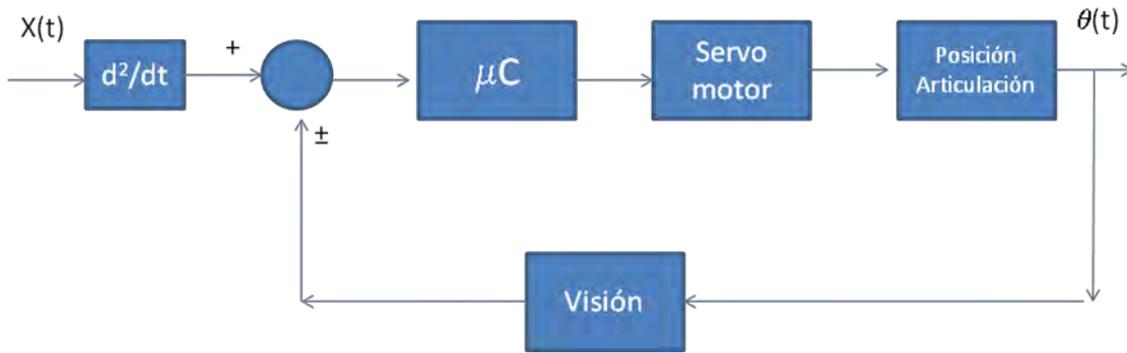
Diseñar un sistema de control para una mano robótica a partir de las señales MMG, fuerza y posición que se obtienen del antebrazo de una persona y que se adquieren por los diferentes sensores estudiados, comandando los movimientos de aducción, abducción, flexión, extensión de muñeca y la flexión y extensión de los dedos. Importante es volver a destacar que el control será un sistema que no responderá a sensaciones externas, no tendrá propiocepción, ni tendrá control sobre los esfuerzos de su efector final, y sólo responderá como medida de retroalimentación a la visión del usuario para corregir la posición final de los actuadores.

#### 4.3.2. Diagrama funcional

La estrategia de control que utilizaremos es la más simple, a cada articulación la trataremos en forma independiente o desacoplada, esto es, consideraremos el control en cada articulación en forma autónoma, en la que dependiendo de la señal de entrada del transductor respectivo se generará una señal de salida para cada servomotor.

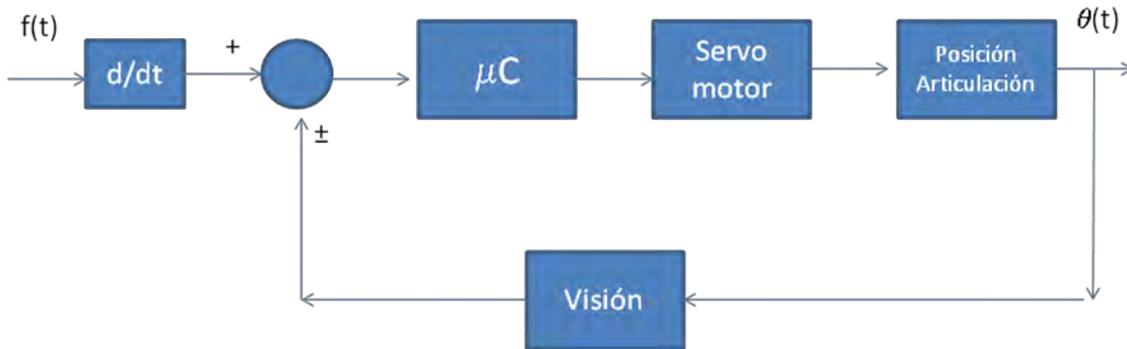
Nuestro sistema de control será supervisado y realimentado por nuestra visión, que será la que regule los movimientos y supervise que la acción de control sea la esperada, corrigiendo la existencia de algún error.

En la figura 4.3.2.1., se muestra el diagrama a bloques del sistema de control propuesto para las articulaciones (servomotores) de muñeca, que serán controladas por la posición de las señales entregadas por el acelerómetro.



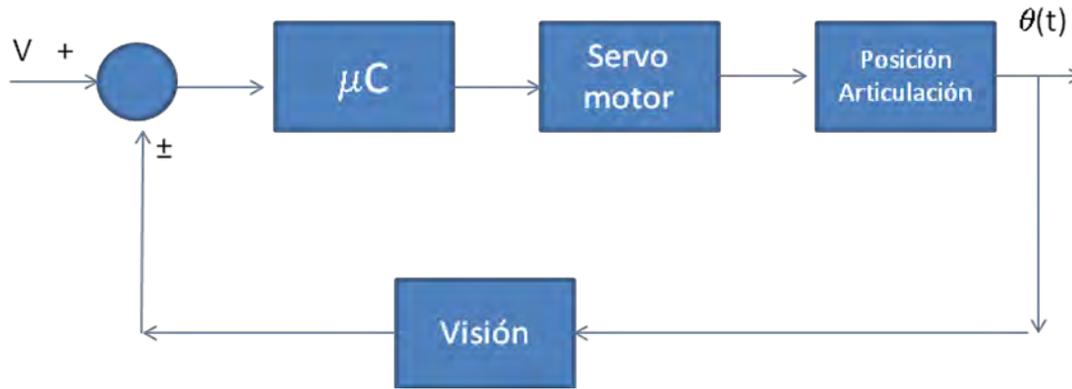
**Figura 4.3.2.1** Diagrama a bloques de articulación de muñeca

En la figura 4.3.2.2., se muestra el diagrama a bloques del sistema de control propuesto para las articulaciones (servomotores) de falanges, que serán controladas por la frecuencia de las señales entregadas por el CMASP.



**Figura 4.3.2.2** Diagrama a bloques de articulaciones de falanges controladas por frecuencia

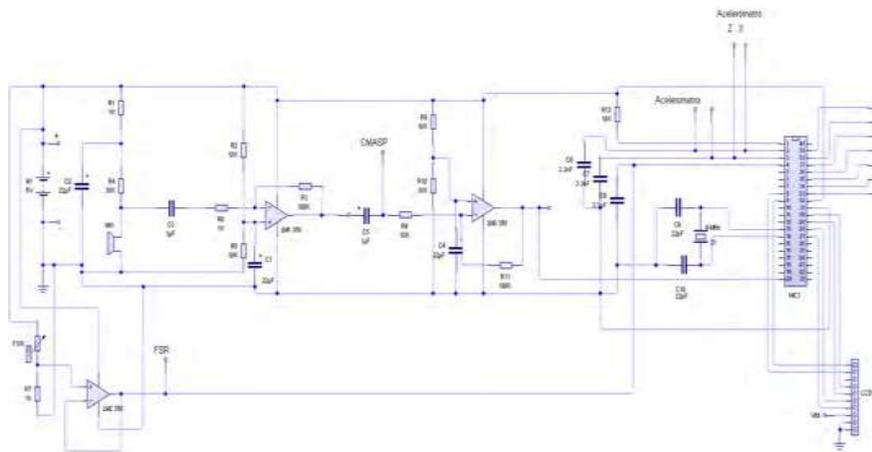
Y por último, en la figura 4.3.2.3., se muestra el diagrama a bloques del sistema de control alternativo para las articulaciones (servomotores) de falanges, que serán controladas por el voltaje analógico derivado de la fuerza aplicada al sensor FSR.



**Figura 4.3.2.3** Diagrama a bloques de articulaciones de falanges controladas por fuerza

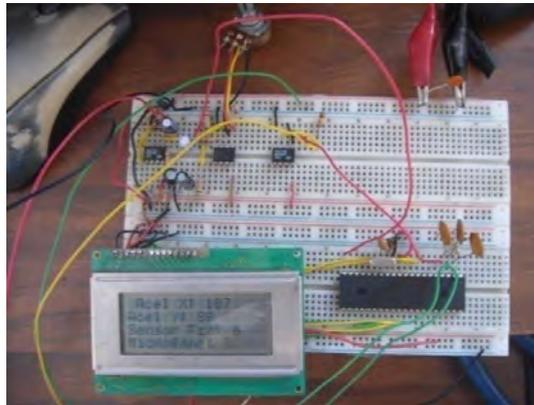
**4.3.3. Circuito electrónico de control (Hardware)**

El diseño final de implementación y que se apega al diseño funcional propuesto es obtenido a través de los resultados de la experimentación y simulación que se han realizado, por lo tanto, ahora estamos en la posición de construir el circuito electrónico global que conformará al control, y que incluye: el grupo de transductores, los circuitos de acondicionamiento de señal, el microcontrolador, el dispositivo de despliegue de información, el grupo de buses de conexión de entrada/salida. La figura 4.3.3.1., muestra el circuito electrónico global utilizado.



**Figura 4.3.3.1** Circuito Propuesto

El funcionamiento de una forma sintetizada es el siguiente: 1) Se utiliza una fuente de alimentación de corriente directa para todos los elementos del circuito y que es de +5 Volts (1 amp.); 2) Por medio de los transductores se adquieren las señales MMG (posición, vibración, fuerza) que se generan en el antebrazo del usuario; 3) Las señales se pasan al acondicionamiento de señal (según sea el caso), para adaptar esas señales de nivel y forma adecuados para su procesamiento; 4) Se introducen al sistema de conversión analógica digital y procesamiento, que es el microcontrolador, y éste, dependiendo del algoritmo de programación, generará las señales adecuadas en forma de variabilidad de ancho de pulsos, para comandar los servomotores que generan el movimiento de nuestro manipulador; 5) Para el prototipo de prueba se le ha añadido un LCD (Display de Cristal Liquido) de 4x16, para desplegar los resultados que el microcontrolador adquiere proveniente de los transductores, esto con la finalidad de poder visualizar las señales que entran al microcontrolador, realizar ajustes en la programación y ajustar los movimientos que realiza la mano.



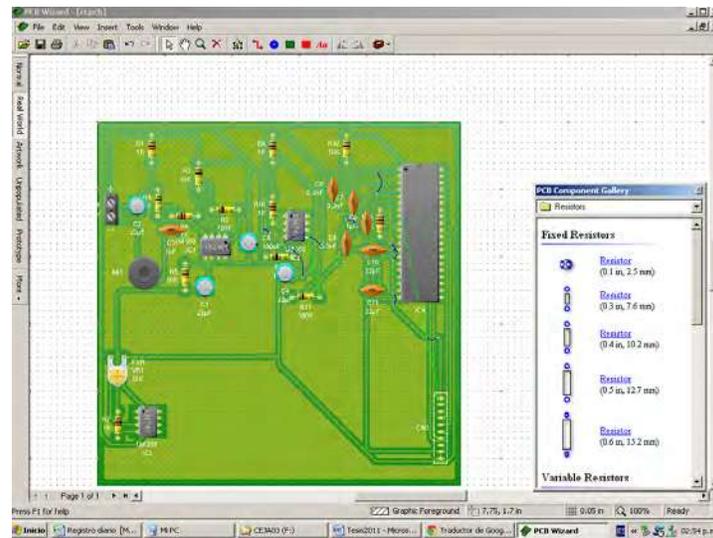
**Figura 4.3.3.2** Prototipo de prueba

La tabla 4.3.3.1., muestra los elementos necesarios para la elaboración del circuito electrónico global.

Cantidad	Descripción	Nomenclatura
3	C.I. Amplificador Operacional LM 358	LM1 358, LM2 358
3	Resistor 1 k $\Omega$ $\frac{1}{4}$ Watt	R <sub>1</sub> , R <sub>6</sub> , R <sub>7</sub>
6	Resistor 10 k $\Omega$ $\frac{1}{4}$ Watt	R <sub>2</sub> , R <sub>4</sub> , R <sub>5</sub> , R <sub>8</sub> , R <sub>9</sub> , R <sub>10</sub>
2	Resistor 100 k $\Omega$ $\frac{1}{4}$ Watt	R <sub>3</sub> , R <sub>11</sub>
3	Capacitor electrolítico 22 $\mu$ F 25 Volts	C <sub>1</sub> , C <sub>2</sub> , C <sub>4</sub>
2	Capacitor electrolítico 1 $\mu$ F 25 Volts	C <sub>3</sub> , C <sub>5</sub>
2	Capacitor cerámico 22 pF	C <sub>9</sub> , C <sub>10</sub>
3	Capacitor cerámico 3.3 nF	C <sub>6</sub> , C <sub>7</sub> , C <sub>8</sub>
1	Microcontrolador Pic 16F877A	MC1
1	Cristal de cuarzo 4 MHz	LC1
1	Sensor de Fuerza FSR	FSR
1	Sensor CMA SP	M1
1	Acelerometro MMA7361L	AC1
1	Bus de conexión de 30 Hilos	
1	LCD 16 x 4	LCD1

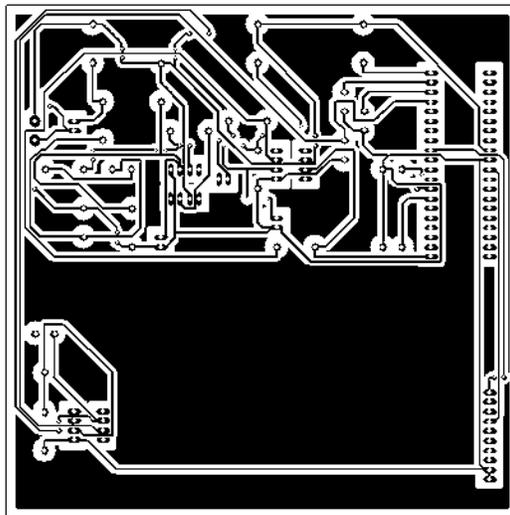
**Tabla 4.3.3.1** Dispositivos para el control (Hardware)

Como ya se había mencionado, otra gran ventaja de utilizar el simulador de circuitos Livewire es que se puede generar en conjunto con el Software PCB Wizard, figura 4.3.3.3., la tarjeta del circuito impreso. Este circuito impreso se puede generar de dos maneras, ya sea que el usuario le vaya indicando paso por paso según diseño muy específico, o que el software de manera automática lo genere. Cabe señalar que el programa busca la forma de generar las rutas de las pistas para lograr el acomodo más eficiente de las mismas, para nuestro caso, el programa logró acomodar el 94%, el resto se debe conectar por medio de puentes, mismos que el programa indica en donde están ubicados, mediante un color verde y genera las terminales para que se realice dicha conexión.

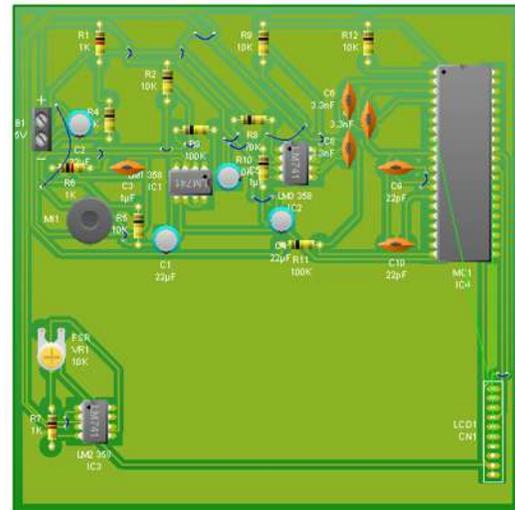


**Figura 4.3.3.3** Software PCB Wizard

En la figura 4.3.3.4. a) y b), se observa el circuito impreso desarrollado de manera automática por el software PCB Wizard, y el acomodo en la tarjeta de los elementos del circuito de manera real, respectivamente. Una característica adicional del circuito global, es que se han añadido terminales de prueba, esto con la finalidad de poder realizar ensayos parciales al funcionamiento de las diferentes etapas que conforman al circuito. Para todos los circuitos integrados que conforman este circuito se le han puestos bases para C.I., de tal forma que si alguno se avería, sea sencillo poder reemplazarlo y reparar el mal funcionamiento.



a) Circuito impreso



b) Montaje real

**Figura 4.3.3.4** Diseños del circuito impreso

En la tabla 4.3.3.2., se enlista el material necesario para realizar la tarjeta de circuito impreso y su procesamiento.

Cantidad	Descripción
1	Base Zif de 40 pines para Microcontrolador
1	Soldadura 0.8 mm aleación 63/37
1	Cloruro férrico (botella de 220 ml)
1	Lija para metal 300 ó 400
1	Baquelita dimensiones 5 x 5 cm
1	Tira de pines pitch 2.54 cm
2	Cautín para soldar
3	Bases para circuito impreso de 8 pines

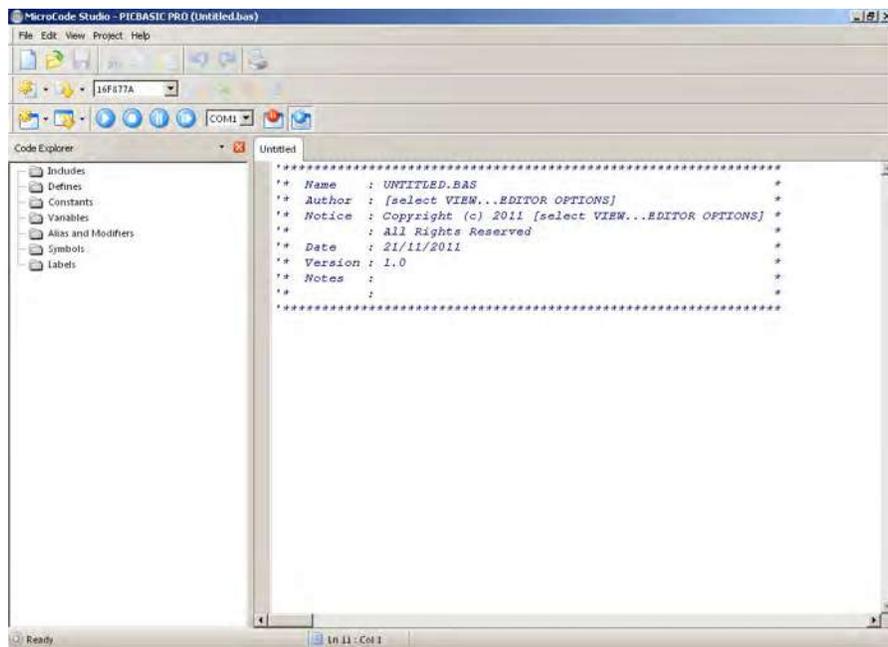
**Tabla 4.3.3.2** Material requerido para el PCB

#### 4.3.4. Lenguaje de programación

El compilador PBP (Pic Basic Pro) es un lenguaje de nueva generación, que permite programar la gran mayoría de los microcontroladores de Microchip Technology. Basándose en las sentencias tradicionales del Basic hace que su programación sea muy intuitiva.

Por ser un lenguaje de alto nivel es mucho más fácil de programar y entender que el lenguaje ensamblador. Tiene muchas librerías y funciones que simplifican su programación, permitiendo que un programa se ejecute de una forma más eficiente y rápida. Crea por defecto configuraciones preestablecidas, como lo son: configuración del oscilador, velocidad del oscilador, configuración del reset, configuración del watchdog, configuración de protección de código, etc., y que se pueden modificar de una manera sencilla desde la ventana principal de programación, permitiendo también comentarios y etiquetas. Al ensamblar genera una lista de errores sí es que existen para corregirlos, indicando la(s) línea(s) en donde se genera(n), permite también hacer una simulación de línea por línea para observar su correcto funcionamiento. Al compilar crea diferentes tipos de archivos que se utilizan para programar, para trasladar y ser utilizados en otro programa o en otro sistema operativo y para guardar la aplicación PBP, los archivos tienen las extensiones .Hex, .PBP, .MAC. y .ASM. [22]

En la figura 4.3.4.1., observamos la ventana principal de Pic Basic Pro, al igual que muchos de los programas a los que estamos acostumbrados a operar, en ella encontramos diferentes barras que permiten trabajar en forma aligerada y natural. Mostrando en la ventana de la derecha en forma más extensa el área donde se encuentra el programa principal, y en la parte izquierda de manera más reducida, el explorador del código, que es como un inventario de las definiciones, constantes, variables, símbolos y etiquetas que se están utilizando.



**Figura 4.3.4.1** Ventana principal del Pic Basic Pro

### **Programador Master-Prog**

Para grabar el algoritmo desarrollado en la memoria EEPROM del microcontrolador, se debe utilizar una interface entre la PC y el microcontrolador, esta interface debe ser un programador, aunque existen una gran variedad de programadores se ha utilizado el Master-Prog, las principales razones que es el costo bajo, la facilidad de adquisición, y su manejo es sencillo e intuitivo.



**Figura 4.3.4.2** Programador Master-Prog

La forma de conectarlo a la PC es por medio de cable USB. La ventana de interfaz del programa Master-Prog se observa en la figura 4.3.4.3. [23]. La secuencia a seguir para realizar una correcta programación del microcontrolador es la siguiente:

- 1) Introducir en la base Zif del programador el microcontrolador con la muesca del lado donde se encuentra la palanca de seguridad.
- 2) Abrir el Software del Master-Prog.
- 3) En la ventana de Interface, borrar lo que pudiera estar grabado en el microcontrolador.
- 4) Abrir el archivo .Hex en la ruta especificada donde se guardó el programa realizado en PIC Basic Pro
- 5) Una vez Cargado el programa correctamente, proceder a Escribir.
- 6) Mensaje de Programación Correcta se mostrará al final si no hubiese error.

Al término de estos sencillos pasos, se habrá grabado el programa en nuestro microcontrolador.



Figura 4.3.4.3 Software Master-Prog

#### 4.3.5. Diagrama de flujo del programa (Software)

En la figura 4.3.5.1., se muestra el diagrama de flujo propuesto para desarrollar el algoritmo de control, es donde planificaremos a priori la lógica de programación que se realizará en el PicBasic Pro; como se puede observar, es del tipo vertical, la primera etapa es de configuración y la segunda etapa es el cuerpo principal del algoritmo, y donde se nota que se ejecutará cíclicamente.

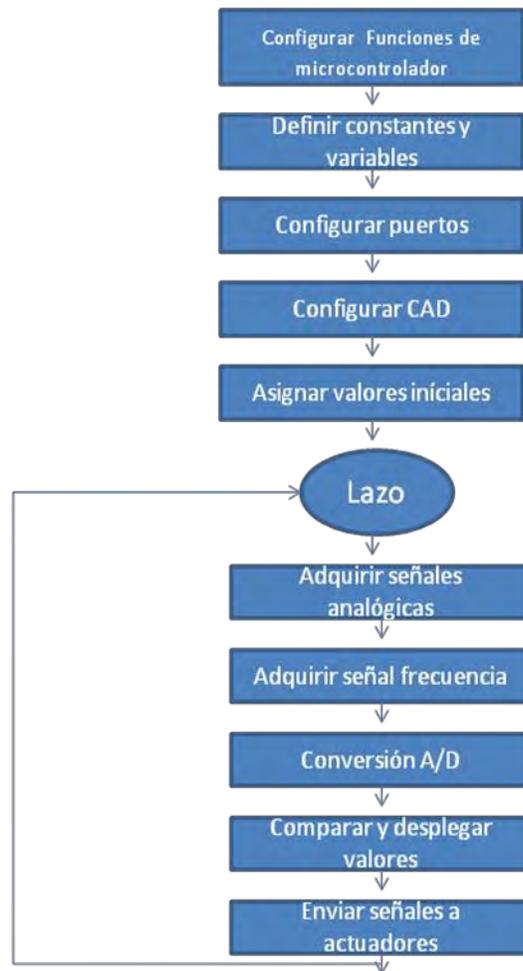


Figura 4.3.5.1 Diagrama de flujo

#### 4.3.6. Código del programa

Para realizar el código de programa en PBP, debemos recopilar la información que se ha generado con los estudios previos. De esta manera estaremos en posibilidad de crear las variables necesarias, las constantes, configurar puertos, asignarlos como entradas o salidas y asignar valores iniciales requeridos en el microcontrolador, etc. En la tabla 4.3.6.1, definiremos la distribución y asignación de los pines según la función que tendrá en el microcontrolador Pic 16f877a.

Pin	Función	Pin	Función	Pin	Función
1	Reset	15		29	DB6-LCD
2	Entrada Analógica Eje X	16		30	DB7-LCD
3	Entrada Analógica Eje Z	17		31	
4	Entrada Analógica FSR	18		32	
5		19		33	Servo-Muñeca
6		20	Entrada Digital CMASP	34	Servo-Muñeca
7		21		35	Servo-Pulgar
8	RS-LCD	22		36	Servo-Índice
9	E-LCD	23		37	Servo-Medio
10		24		38	Servo-Anular
11	VCC	25		39	Servo-Meñique
12	GND	26		40	
13	Osc 4 Mhz	27	DB4-LCD		
14	Osc 4 Mhz	28	DB5-LCD		

**Tabla 4.3.6.1** Distribución y asignación de pines en Pic 16f877a

Las principales características de las señales MMG obtenidas de los diferentes transductores después de haber sido acondicionadas se resumen en la tabla 4.3.6.2.

Hay que hacer énfasis, que la eficiencia del control depende en gran parte de tener en cuenta estos tipos de señales en su forma y en su magnitud, y que significan los diferentes

valores que se obtienen para procesarlos de una manera adecuada, configurando correctamente el convertidor analógico/digital.

Transductor	Tipo Señal	Rango	CAD ( $\mu\text{C}$ )
Acelerómetro eje X	Analógica	1.05-2.05 Volts	40-115
Acelerómetro eje Z	Analógica	0.8-2.05 Volts	40-115
FSR	Analógica	0-3.94 Volts	0-195
CMA SP	Digital	0-32 Hz	0-32

**Tabla 4.3.6.2** Transductores. Tipos y características de las señales.

Como ya se ha mencionado, y se puede observar en la tabla 4.3.6.2., las señales entregadas por el acelerómetro y el FSR son analógicas, por lo tanto hay que utilizar los canales analógicos en el microcontrolador.

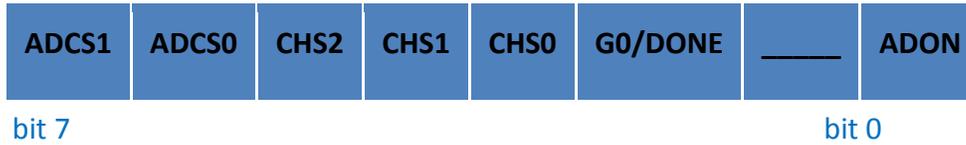
Una de las funciones más importantes que posee un microcontrolador, es el módulo del convertidor Analógico/Digital (CAD), éste nos permite adquirir una señal analógica y convertirla a digital para poder procesarla de una manera más eficiente y sencilla. Tal vez una de las etapas más trascendentes del código de programa es la conversión analógica/digital que debe llevar. El Pic 16f877a elegido para nuestro proyecto, tiene un módulo CAD de 10/8 bits configurable por software, el módulo consta de 8 entradas que podemos utilizar como canales analógicos (Puerto A y E). Para el adecuado uso del módulo CAD se tienen que configurar 4 registros internos del Pic 16f877a, que son ADRESH, ADRESL, ADCON0 y ADCON1, donde cada uno de estos registros es de 8 bits.

Los registros ADRESH y ADRESL contienen el resultado de la conversión Analógica/Digital que se entrega en 10/8 bits. Al ser de 10/8 bits el resultado, se puede almacenar tanto en el ADRESH o ADRESL. Se puede justificar el resultado hacia la derecha o hacia la izquierda estableciendo el bit 7 del registro ADCON1, los bits que no se ocupan se llenan con ceros.

[16]

A continuación se muestra la distribución y descripción de los bits de los registros ADCON0 y ADCON1.

**Registro ADCON0**



- bit 7-6 Bits de selección de la frecuencia de reloj para el convertidor A/D
- bit 5-3 Bits de selección del canal analógico por donde entra la señal
- bit 2 Bit de estado de la conversión A/D
- bit 1 Bit No implementado
- bit 0 Bit de activar el conversor A/D

**Registro ADCON1**



- bit 7 Bit de selección de formato del resultado
- bit 6-4 Bits No implementados
- bit 3-0 Bits de configuración de los canales de entrada del convertidor A/D

El CAD requiere de voltajes de referencia que determinan el valor de mínima escala ( $V_{REF-}$ ) y el de plena escala ( $V_{REF+}$ ), de manera que la conversión de un valor de voltaje analógico  $V_{in}$  en el rango de  $V_{REF-}$  a  $V_{REF+}$  producirá un valor equivalente binario (D) en el rango de 0 a  $2^n - 1$ , donde n es la resolución del convertidor A/D, que en nuestro caso es  $n = 8$ .

Como la relación entre escalas es lineal, una regla de tres proporciona la relación entre el voltaje analógico de entrada ( $V_{in}$ ) y el valor digital (D) obtenido por el CAD.

$$\frac{D}{2^n - 1} = \frac{V_{in} - V_{REF-}}{V_{REF+} - V_{REF-}} \tag{4.4}$$

El tiempo de conversión A/D es definido por  $T_{AD}$ . La conversión A/D requiere un mínimo de  $12T_{AD}$  para una conversión de 10 bits. La señal de reloj para la conversión A/D se selecciona por software mediante los bits 7-6 del ADCON0. [16]

Para realizar conversiones correctas, el reloj del convertidor A/D debe seleccionarse para asegurar un tiempo mínimo de  $T_{AD}$  de 1.6  $\mu$ s. La tabla 4.3.6.3., muestra los tiempos  $T_{AD}$  dependiendo de la señal de reloj del micro.

Fuente de reloj A/D		Frecuencia máxima del dispositivo
Operación	ADCS0:ADCS1	Max.
$F_{osc}/2$	0 0	1.25 MHz
$F_{osc}/8$	0 1	5 MHz
$F_{osc}/32$	1 0	20 MHz
RC <sup>(1,2,3)</sup>	1 1	Nota 1

**Tabla 4.3.6.3** Tiempos para  $T_{AD}$

Nota 1. La señal de reloj RC interno del microcontrolador trabaja con un  $T_{AD}$  típico de 4  $\mu$ s, pero que puede variar entre 2 y 6  $\mu$ s. Esta característica nos permite trabajar correctamente con un  $T_{AD}$  adecuado para este trabajo de tesis.

La tabla 4.3.6.4., muestra los valores que visualizamos en display LCD para los movimientos de mano que se realizan, después de ser convertidos a un valor digital. Estos son los valores en los que se basan las sentencias de decisión del algoritmo de control del programa.

Movimiento	Acelerómetro X	Acelerómetro Z	FSR	CMASP
Centro	87	69	16	0
Abducción	106	76	27	2
Aducción	71	69	133	0
Flexión	93	75	15	8
Extensión	90	76	35	0
Agarre	90	69	125	0
Agarre	82	62	186	10

**Tabla 4.3.6.4** Valores visualizados en el display LCD

Los códigos de programa, para probar la versatilidad del manipulador y el control final se visualizan en el Anexo II. (Pag. 99)

#### **4.4. DISPOSITIVO TERMINAL**

Conectada a la muñeca por la palma, la mano humana tiene un total de 20 grados de libertad (cuatro por dígito) y es manejada como ya se expuso por aproximadamente 40 músculos, algunos músculos están localizados en la mano, pero una gran cantidad están en el antebrazo y conectados a las juntas en la mano a través de tendones. Los músculos en la mano proveen la coordinación fina de los movimientos necesarios para el agarre o manipulación.

La mano puede ser descrita en términos mecánicos como un efector final diferenciado. Agarre, manipulación, y empuje son solo algunas de sus capacidades. Cada dedo es un diseño complejo que ofrece cuatro grados de libertad, el más destacado es la flexibilidad. La movilidad y estabilidad son las características biomecánicas más esenciales de la muñeca y tiene 3 grados de libertad.

Para auxiliarnos en el proceso de experimentación y obtención de resultados se ha diseñado un manipulador robótico, es un efector final (manipulador) sencillo, de 7 grados de libertad, que nos permitirá realizar pruebas, tomar decisiones, analizar resultados.

A continuación se hará una descripción breve del modelo y las características básicas principales de este manipulador.

#### 4.4.1. Cinemática del manipulador

El objetivo de la cinemática de un manipulador es el estudio analítico de la geometría, la posición y del movimiento de los sólidos que lo conforman, con respecto a un sistema de referencia coordinado, sin considerar las fuerzas y momentos que lo producen, es decir, es la descripción analítica del movimiento espacial del manipulador como una función del tiempo, y en particular por las relaciones entre la posición y la orientación del extremo final del robot, con los valores que toman sus coordenadas articulares. [24]

Cinemática directa, consiste en obtener la posición y orientación en un manipulador respecto de un sistema de referencia global, cuando se conoce el vector de coordenadas generalizado  $\{q\}$ :

$$\{q\} = [q_1(t), q_2(t), \dots, q_n(t)]^T \quad (4.5)$$

Donde las  $q_i$  son coordenadas generalizadas y  $n$  es el número de grados de libertad.

Cinemática inversa, consiste en encontrar la configuración adecuada de valores de las variables articulares del robot para alcanzar una posición deseada, es decir, dar solución a la siguiente ecuación:

$$\theta = f^{-1} x \quad (4.6)$$

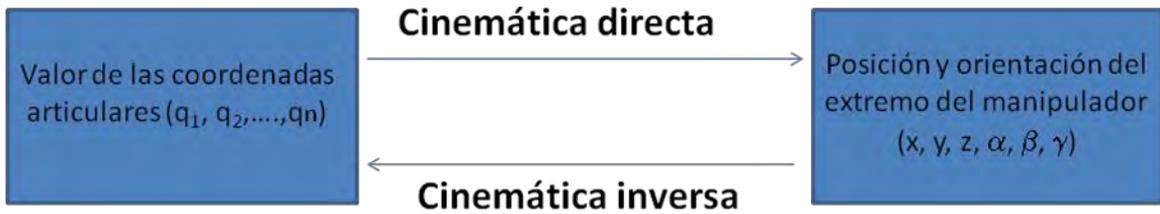
Donde:

$\theta$  = Vector de las variables articulares

$x$  = Vector de ubicación del punto final del dedo de la mano

El problema cinemático inverso se complica aún más cuando el número de variables del manipulador es mayor que las coordenadas cartesianas que describen el espacio de trabajo del sistema.

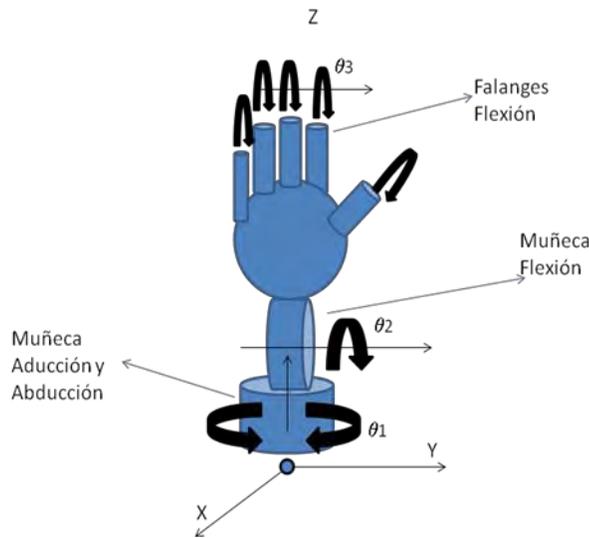
En la figura 4.4.1.1., observamos un esquema de la cinemática directa y la cinemática inversa de un manipulador, involucrando sus distintos vectores de coordenadas, de variables articulares y de ubicación. [25]



$$\begin{aligned}
 q_1 &= f_1(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma) \\
 q_2 &= f_2(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma) \\
 &\vdots \\
 &\vdots \\
 &\vdots \\
 q_n &= f_n(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 x &= f_x(q_1, q_2, \dots, q_n) \\
 y &= f_y(q_1, q_2, \dots, q_n) \\
 z &= f_z(q_1, q_2, \dots, q_n) \\
 \alpha &= f_\alpha(q_1, q_2, \dots, q_n) \\
 \beta &= f_\beta(q_1, q_2, \dots, q_n) \\
 \gamma &= f_\gamma(q_1, q_2, \dots, q_n)
 \end{aligned}$$

**Figura 4.4.1.1** Cinemática directa e inversa de un manipulador



**Figura 4.4.1.2** Esquema básico del manipulador propuesto

La representación geométrica de Denavit-Hartenberg del manipulador siguiendo un análisis cinemático directo es la que se muestra en la figura 4.4.1.3.

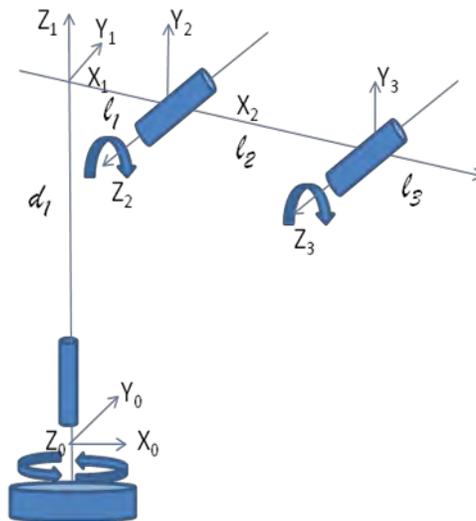


Figura 4.4.1.3 Representación geométrica de muñeca-palma-dedo

$i$	$ a_{i-1} $	$\alpha_{i-1}$	$ d_i $	$\theta_i$
1	0	$0^\circ$	$d_1$	$\theta_1$
2	$l_1$	$90^\circ$	0	$\theta_2$
3	$l_2$	$0^\circ$	0	$\theta_3$
4	$l_3$	$0^\circ$	0	x

Tabla 4.4.1 Representación Danevit-Hartenberg

Donde  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  son los ángulos que se forman con sus respectivos ejes X, Y y Z las articulaciones de nuestro manipulador.

$\theta_1$  es el ángulo que girará la muñeca en el movimiento de aducción y abducción, permitiéndose que para el movimiento de aducción sea de  $60^\circ$  máximo y para el movimiento de abducción de  $15^\circ$  máximo.  $\theta_2$  es el ángulo que girará la muñeca en el movimiento de flexión y extensión, permitiéndose que para el movimiento de flexión sea de  $20^\circ$  máximo y para el movimiento de extensión de  $15^\circ$  máximo. Por último  $\theta_3$ , es el ángulo que se permitirá flexionar los dedos, para lo cual el diseño y la programación permiten una flexión máxima de  $45^\circ$ .

Más sin embargo, la cantidad de movimientos que realiza la mano robótica es la combinación de  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  y  $\theta_3$ , ya que en abducción y aducción, se puede flexionar y extender la palma al mismo tiempo. De igual forma, al realizar éstos movimientos, se pueden flexionar los dedos en posición de agarre.

#### 4.4.2. Modelo Dinámico

La información obtenida de la cinemática no ofrece datos con respecto a las fuerzas y los momentos necesarios para obtener los movimientos de las articulaciones del robot, para alcanzar esta información, es necesario involucrarse en el estudio dinámico, el cual se ocupa de la relación entre las fuerzas que actúan sobre un cuerpo y el movimiento en el que se origina. Por lo tanto, el modelo dinámico de un robot tiene por objetivo conocer la relación entre el movimiento del robot y las fuerzas implicadas en el mismo, cuya relación se obtiene matemáticamente de: 1) La localización del robot, definida por sus variables articulares o por las coordenadas de localización de su extremo y sus derivadas, 2) Las fuerzas y pares aplicados en las articulaciones y 3) Los parámetros dimensionales del robot.

El modelo dinámico del robot consiste en una ecuación diferencial (ordinaria) vectorial en las posiciones articulares ( $q$ ), para el caso de estudio generalmente de segundo orden, pudiéndose expresar como:

$$f(q, \dot{q}, \ddot{q}, \tau) = 0 \quad (4.7)$$

Donde  $q, \dot{q}, \ddot{q}$  representan la posición, velocidad y aceleración del sistema respectivamente y  $\tau$  la fuerza o pares ejercidos externamente por los actuadores. [26]

Para obtener todos los parámetros que caracterizan la cadena cinemática en lazo abierto de  $n$  grados de libertad y de esta forma lograr el modelado de la muñeca-palma-dedo de tres grados de libertad del manipulador descrito se puede describir de la siguiente manera:

La energía mecánica total del robot  $E$  es la suma de las energías cinéticas  $k$  y potenciales  $U$  de los eslabones que la componen

$$E(q(t), \dot{q}(t)) = k(q(t), \dot{q}(t)) + U(q(t)) \quad (4.8)$$

El lagrangiano L del sistema robótico es la diferencia entre la energía cinética y potencial del mismo

$$L(q(t), \dot{q}(t)) = k(q(t), \dot{q}(t)) - U(q(t)) \quad (4.9)$$

Las ecuaciones del movimiento de Lagrange de segundo orden para un robot articulado son:

$$\frac{d}{dt} \left[ \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_i} \right] - \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial q_i} = \tau_i \quad (4.10)$$

#### 4.4.3. Modelo físico

Después de efectuar y definir brevemente el diseño cinemático del efector y dejar indicado el modelo dinámico, el paso siguiente ha sido realizar el modelo físicamente, para lo cual nos hemos apoyado en el programa de diseño AUTOCAD 2012 para desarrollar los esquemas básicos que permiten generar el modelo en forma real. La figura 4.4.3.1., muestra un esquema del ensamble de las partes utilizadas y la forma de acoplarlo. La palma es una pieza completa y las falanges se han dispuesto individualmente, los acoplamientos muñeca-antebrazo son piezas continuas y todas se han hecho a partir de una placa de nylamid negro de 1" x ¾", a las falanges se les ha dado una forma cilíndrica, y las uniones falange-falange y falange-palma se han realizado a través de pernos taco de 1/8 ", mientras que las uniones de la palma-muñeca-antebrazo se han hecho a través de tornillos de 1 ¼" x 1/2".

La palma esta unida mediante una pequeña placa de nylamid a la muñeca-antebrazo, que le da soporte, estabilidad y movilidad, aquí se encuentra un servomotor que le permite realizar movimientos de flexión-extensión a la palma, y otro acoplamiento que la une a la base más abajo, y donde se encuentra otro servomotor que le permite movimientos de abducción-aducción a toda la mano. La base que da soporte a toda la mano también se ha elaborado de nylamid, es una base redonda de 17 cms de diámetro por 1.8 cms de ancho.



**Figura 4.4.3.1** Efector auxiliar

Las dimensiones de todas las partes se muestran en la tabla 4.4.3.1. Las dimensiones de las falanges están expresadas en diámetro x altura. Para la manufacturación de las piezas fue usado el siguiente equipo:

- Fresadora vertical convencional
- Torno CNC
- Torno convencional
- Centro de maquinado de fresado vertical CNC de tres ejes

Se ha escogido el nylamid por su combinación de propiedades mecánicas y eléctricas, su resistencia a la abrasión, ligereza, facilidad de maquinado, resistencia dieléctrica y amplia disponibilidad de presentaciones [27].

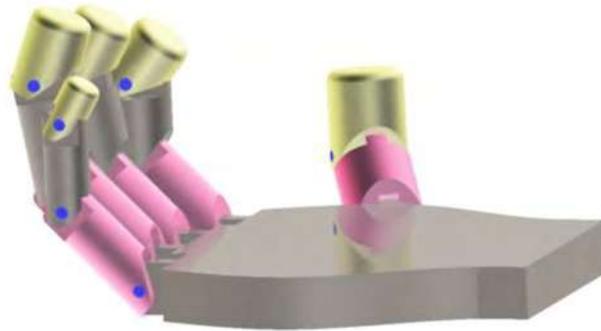
Parte	Dimensiones (mm)
Palma	95 x 95 x 16
Falange proximal pulgar	24 x 30
Falange distal pulgar	24 x 33
Falange proximal índice	19 x 28
Falange medial índice	19 x 25
Falange distal índice	19 x 20
Falange proximal medio	19 x 31
Falange medial medio	19 x 29
Falange distal medio	19 x 25
Falange proximal anular	19 x 34
Falange medial anular	19 x 31
Falange distal anular	19 x 25
Falange proximal	14 x 27
Falange medial meñique	14 x 24
Falange distal meñique	14 x 20

**Tabla 4.4.3.1** Dimensiones de Palma y Falanges

El diseño mecánico funcional de los cuatro dedos es igual, las tres falanges de cada uno de los dedos (índice, medio, anular, meñique) y las dos del pulgar, constituyen una cadena cinemática abierta de 1 GDL, los cuales permiten realizar movimientos de flexión-extensión. Los dedos se constituyen de articulaciones rotacionales, en la falange distal se tiene un acoplamiento a un tensor (tendón) unido a un servomotor, el servomotor al realizar el movimiento genera una tensión sobre la falange distal y esta genera un movimiento en conjunto de todas la falanges realizando una flexión de

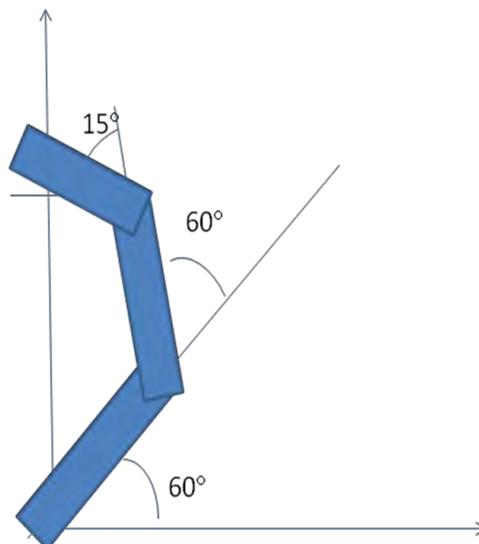
La mano diseñada es un prototipo antropomorfo capaz de emular mecánicamente los movimientos de flexión-extensión de los dedos, flexión-extensión y abducción-aducción de la muñeca, cuenta como ya se ha mencionado con 7 grados de libertad, repartido 5 en

los dedos y 2 en la muñeca, lo que da a las falanges y a la muñeca la característica de independencia de movimiento y serán actuados por medio de tendones (hilo) unidos a los servomotores que efectuarán la fuerza para realizar el movimiento.



**Figura 4.4.3.2** Diseño por AUTOCAD de mano robótica

La simulación de la flexión conjunta de las falanges que integran los dedos se muestra en la figura 4.4.3.2., como ya se ha mencionado la tensión del tendón es la que compondrá la flexión individual de cada falange que para cada dedo será: falange proximal de  $60^\circ$  con respecto a la palma, falange medial  $60^\circ$  con respecto a la falange proximal y falange distal  $15^\circ$  con respecto a la falange medial. Figura 4.4.3.3.



**Figura 4.4.3.3** Flexión de un dedo

La figura 4.4.3.4., muestra el efector final realizado. Haciendo una analogía con la anatomía humana se puede describir de la siguiente forma:

Mano (falanges, palma) → Nylamid negro

Tendones → Hilo propileno multifilamento

Músculos → Servomotores

Muñeca → Base nylamid

Ligamentos → Ligas elásticas

Nervios → Cables conductores

Encéfalo → Microcontrolador



a) Vista Palmar



b) Vista Dorsal

**Figura 4.4.3.4** Mano robótica

## CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

En la realización del presente trabajo, se ha utilizado una plataforma pluridisciplinaria, para lograr la interacción entre una mano robótica y las señales vibratorias y de fuerza que se generan en los músculos de una persona cuando realiza un movimiento. La tesis nos traslada a través de diferentes ámbitos del conocimiento y de la problemática que sufren las personas con discapacidad. Haciendo énfasis en la política pública social del país, que obliga de una forma, mayormente moral, a las instituciones educativas a colaborar en el desarrollo de opciones para la asistencia de este tipo de personas, y que ofrezcan alternativas accesibles y eficientes.

Se realiza un estudio extenso de las señales MMG, desde su estado del arte, generación, propagación, captación y acondicionamiento, señales que controlan la mano robótica. Las señales MMG que han sido posibles captarse en la experimentación derivadas de ciertos movimientos de la mano por los dispositivos utilizados varían desde los 0 Hz hasta los 32 Hz, lo cual es un rango muy pequeño, especialmente para poder caracterizar una gran cantidad de movimientos, exactamente por este motivo, se optó por utilizar otros tipos de transductores, de fuerza (FSR) y de posición (acelerómetro), dotando a la mano de mayor versatilidad. Así también, se encontró que la respuesta en frecuencia y amplitud depende del tipo de contracción que se realiza (isométrica o isotónica), hallando que las contracciones isométricas son de mayor magnitud y más continuas, por lo tanto más confiables para comandar el movimiento deseado. Al ampliar la cantidad de los dispositivos captadores de señales, se amplió también el horizonte de la investigación y de la experimentación, generando a su vez, que el sistema de control se expandiera.

La plataforma de experimentación-investigación utilizada ha sido en base a la instrumentación virtual, se han utilizado diferentes VI's para realizar las mediciones correspondientes y la visualización del comportamiento de las diferentes señales captadas, por lo tanto podemos afirmar que, la utilización de los VI's es una alternativa importante y confiable al realizar estudios de esta envergadura, consecuentemente, en

base a los resultados obtenidos en la experimentación y de la investigación, al adecuado seguimiento de la metodología, al análisis e interpretación de resultados se logró tener certeza en el logro del objetivo.

El cerebro del sistema de control es un microcontrolador (PIC 16F877a) que aloja el algoritmo de programación, permitiendo discriminar las señales propias de la intención de un movimiento específico y que envía las señales adecuadas a los actuadores para generar el movimiento, el microcontrolador utilizado tiene principalmente la característica de la conversión analógica-digital, así como una gran capacidad de memoria de programa, utilizando 4 canales de recepción de señales, 3 canales analógicos-digitales y 1 digital.

El elemento robótico diseñado es una mano de 7 grados de libertad que realiza una gran variedad de movimientos en el espacio tridimensional, está provista de actuadores encargados de aplicar par sobre las falanges y la muñeca, la respuesta de la mano tiene un retardo de un poco más de 1 segundo, debido a los tiempos de muestreo de las señales y a las acciones asociadas con los actuadores.

Por lo expuesto podemos afirmar contundentemente, que se cumple la hipótesis planteada de realizar un control por medio de señales mecanomiográficas, y como se ha observado en el circuito propuesto y en el algoritmo de programación, la robustez del sistema es grande, la eficiencia entre la intención de movimiento y respuesta es muy alta, y el costo final del sistema es bajo comparadas con las alternativas existentes en el mercado.

Sin embargo, debemos efectuar las siguientes observaciones que serían los futuros trabajos a realizar para mejorar y perfeccionar el sistema:

- Mejorar el rango de detección de las señales MMG
- Mejorar el algoritmo de programación utilizando técnicas FFT, wavelets, redes neuronales o lógica difusa
- Buscar la reducción del sistema físico y la reducción del consumo de energía

**REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- [1] Las personas con discapacidad en México: una visión censal. INEGI.2004. ISBN:970-13-3590-2
- [2] Censo Población. INEGI. 2010. [www.censo2010.org.mx](http://www.censo2010.org.mx). Presentación de resultados.
- [3] México. Instituto Nacional de Geografía e Informática (INEGI), Marco-Teórico Metodológico de la Discapacidad, (2001)
- [4] Natasha Lira Alves-Kotzev. Tesis Doctoral Mechanomyography as an Acces Patway for Binary an Multifunction Control. University of Toronto. 2008.
- [5] Silva Jorge, Heim Winfried, Chau Tom (2005). A Self-Contained, Mechanomyography-Driven Externally Powered Prosthesis. Arc Phys Med Rehabil Vol 86, October 2005 (2066-2070)
- [6] Ceja Luis E., Rodríguez A., (1998). Miembros Artificiales. Monografía ITM.
- [7] GARCIA-PORRERO, JUAN y HURLE GONZALEZ, JUAN. Anatomía Humana. S.A. MCGRAW-HILL / INTERAMERICANA DE ESPAÑA. 2005
- [8] Eliana Aguilar Larrarte. Tesis. Modelado y Control de Posición y de Fuerza de una Prótesis Robótica de Mano. Universidad del Cauca Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones. Colombia. Maestría en Ingeniería Área Electrónica y Telecomunicaciones. Septiembre 2007
- [9] Andrés Felipe Ruiz Olaya. Tesis. Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios en Biomecánica, Movimiento Humano y Neuromotor. Universidad CARLOS III Madrid. Depto. De Ingeniería de Sistemas y Automática. Octubre 2008.

- [10] Edgar Muñoz Burbano, Oscar H. Paruma y Juan Fernando Flores. Aplicaciones de las Señales Mioeléctricas para el Control de Interfaces Hombre-Máquina. Universidad del Cauca. Colombia 2005
- [11] Alciatore ,David G y Hystand, Michael B. Introducción a la Mecatrónica y los Sistemas de Medición. MCGRAW-HILL. Tercera Edición. 2008.
- [12] Ollero Baturone, Aníbal. Robótica, Manipuladores y Robots Móviles. Alfaomega-Marcombo. Segunda Edición. 2007.
- [13] Freescale Semiconductor Technical Data.Three Axis Low-g Michromachined Accelerometer, MMA7361L. Document Number: MMA7361L.
- [14] Silva Jorge, Chau Tom. A Mathematical Model for Source Separation of MMG Signals Recorded With a Coupled Microphone-Accelerometer Sensor Pair. Transactions on Biomedical Engineering, Vol 53, No 9, September 2005.
- [15] Force Sensing Resistors, FSR Integration Guide and Evaluation Parts Catalog with Suggested Electrical Interfaces. Interlink Electronics.
- [16] Pic 16f877a Data Sheet 28/40/44-Pin Enhanced Flash Microcontrollers. Microchip. DS39582B. [www.microchips.com](http://www.microchips.com)
- [17] [www.todorobot.com.ar/documentos/servomotor.pdf](http://www.todorobot.com.ar/documentos/servomotor.pdf)
- [18] National Instruments, LABVIEW Users Manual, 2006.
- [19] User Guide NI USB-6008/6009 OEM. National Instruments.
- [20] Livewire 1.30 2002-2009. Standard edition Product ID: 018548921812 [www.new-concepts.com](http://www.new-concepts.com)
- [21] Joan Francesc Alonso López. Tesis. Interacción en Sistemas Biológicos Mediante Nuevos Índices Basados en la Dinámica No Lineal. Universidad Politécnica de Catalunya. España. Ingeniería Biomédica. 2007.
- [22] Microcode Studio. Mecanique Version 3.0.0.0

- [23] Master-Prog. Manual de Instalación.PDF. [www.edutronika.com.mx](http://www.edutronika.com.mx)
- [24] Cimadevilla Lajud Hernando, Herrera Pérez Gustavo. Diseño de un sistema Articulado Emulando el Movimiento de una Mano. CENIDET. Junio 2006
- [25] Luis Felipe Giraldo, Edilson Delgado y Germán Castellanos  
Cinemática Inversa de un Brazo Robot Utilizando Algoritmos Genéticos  
Universidad Nacional de Colombia. Jun–2006.
- [26] [omarsanchez.net/.../Cinematicainversadelosmanipuladores.pdf](http://omarsanchez.net/.../Cinematicainversadelosmanipuladores.pdf)
- [27] [catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lim/.../capitulo3.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lim/.../capitulo3.pdf)

## ANEXO I. CONCEPTOS

**Abducción** Tipo de movimiento de una parte del cuerpo respecto a otra, en dirección transversal.

**Actina** La actina es una familia de proteínas globulares que forman los microfilamentos, uno de los tres componentes fundamentales del citoesqueleto de las células de los organismos eucariotas (también denominados eucariontes)

**Aducción** Es el movimiento por el que una parte del cuerpo se aproxima al plano de simetría medial o coronal de éste (hacia la línea media).

**Amplificador Operacional** Es un circuito electrónico que tiene dos entradas y una salida. La salida es la diferencia de las dos entradas multiplicada por un factor (G) (ganancia):  
 $V_{out} = G \cdot (V_+ - V_-)$

Originalmente los A.O. se empleaban para operaciones matemáticas (suma, resta, multiplicación, división, integración, derivación, etc) en calculadoras analógicas. El A.O. ideal tiene una ganancia infinita, una impedancia de entrada infinita, un ancho de banda también infinito, una impedancia de salida nula, un tiempo de respuesta nulo y ningún ruido. Como la impedancia de entrada es infinita también se dice que las corrientes de entrada son cero.

**Buffer** Dispositivo que acopla impedancias en un circuito. En su forma más sencilla es un complemento funcionando como seguidor. Por consiguiente el voltaje y la corriente no disminuye en el circuito, ya que éste toma el voltaje de la fuente de alimentación del operacional y no de la señal que se está introduciendo, por lo que si una señal llegara con poca corriente, el circuito seguidor compensaría esa pérdida con la fuente de alimentación del amplificador operacional, ya sea éste unipolar o bipolar.

**Contracción isocinética** Se define como una contracción máxima a velocidad constante en toda la gama de movimiento. Son comunes en actividades en la que no se necesita generar una aceleración en el movimiento

**Contracción isométrica** Fisiológicamente el músculo permanece estático, sin acortarse ni alargarse, pero aunque permanece estático genera tensión.

**Contracción isotónica** Desde el punto de vista fisiológico, son aquellas contracciones en las que las fibras musculares además de contraerse, modifican su longitud.

Las contracciones isotónicas son las más comunes en la mayoría de las actividades físicas y actividades correspondientes a la vida diaria, ya que en la mayoría de las tensiones musculares que se ejercen suelen ir acompañadas por acortamiento y alargamiento de las fibras musculares de un músculo determinado.

**Diseño robusto** Método de la ingeniería de calidad ideado por Gen'ichi Taguchi a principios de los años 50. En vez de reducir las variaciones del proceso de producción (comprando mejor maquinaria, aumentando su mantenimiento, etc.) se centrará en la fase de diseño de un producto, de manera que sea insensible a las fuentes de variabilidad, es decir, robusto. Generalmente este enfoque para mejorar la calidad será considerablemente más económico. Además buscará siempre sobrepasar las expectativas del cliente para dar importancia a aquellos parámetros que le interesen el cliente y ahorrarse dinero en otros que no le interesen. Es necesario determinar las causas que pueden provocar variaciones en un proceso ya que además determinan la capacidad (formas de procesar las piezas, calidad de la materia prima, mantenimiento, etc.), no perder de vista las causas del entorno donde se fabrica el producto (componentes humanos, condiciones ambientales ) y estar atentos a los distintos parámetros interno del producto ( deterioros, envejecimientos, etc. ). Estas causas o factores que afectan al producto son los factores de ruido o de distorsión y los factores de control. Una vez determinadas estas causas y obtenidos los factores de control, se diseña un nuevo producto cuyas propiedades se vean menos afectadas por estos factores de variabilidad.

**Ecuaciones de Lagrange** En la mecánica lagrangiana, la trayectoria de un objeto es obtenida encontrando la trayectoria que minimiza la acción, que es la integral

del lagrangiano en el tiempo; siendo éste la energía cinética del objeto menos la energía potencial del mismo.

**EEPROM** Es un tipo de memoria **ROM** que puede ser programada, borrada y reprogramada eléctricamente

**Filtro digital** Es un tipo de filtro que opera sobre señales discretas y cuantizadas, implementado con tecnología digital, bien como un circuito digital o como un programa informático.

**Filtro Pasabajas** Un filtro pasa bajo corresponde a un filtro caracterizado por permitir el paso de las frecuencias más bajas y atenuar las frecuencias más altas.

**Grado de Libertad** En ingeniería se refiere al número mínimo de parámetros que necesitamos especificar para determinar completamente la velocidad de un mecanismo o el número de reacciones de una estructura. Un cuerpo aislado puede desplazarse libremente en un movimiento que se puede descomponer en 3 rotaciones y 3 traslaciones geométricas independientes (traslaciones y rotaciones respecto de ejes fijos en las 3 direcciones de una base referida a nuestro espacio de tres dimensiones).

**Impedancia** Es una magnitud que establece la relación (cociente) entre la tensión y la intensidad de corriente. Tiene especial importancia si la corriente varía en el tiempo, en cuyo caso, ésta, la tensión y la propia impedancia se describen con números complejos o funciones del análisis armónico. Su módulo establece la relación entre los valores máximos o los valores eficaces de la tensión y de la corriente. La parte real de la impedancia es la resistencia y su parte imaginaria es la reactancia. El concepto de impedancia generaliza la ley de Ohm en el estudio de circuitos en corriente alterna (AC)

**Isotérmica** Se denomina proceso isotérmico o proceso isoterma al cambio de temperatura reversible en un sistema termodinámico, siendo dicho cambio de temperatura constante en todo el sistema. La compresión o expansión de un gas ideal en contacto permanente con un termostato es un ejemplo de proceso isoterma

**Ley de Boyle** Es una de las leyes de los gases ideales que relaciona el volumen y la presión de una cierta cantidad de gas mantenida a temperatura constante. La ley dice que el volumen es inversamente proporcional a la presión

**Ligamento** Estructura anatómica en forma de banda, compuesto por fibras resistentes que conectan los tejidos que unen a los huesos en las articulaciones. En pocas palabras es una banda fibrosa resistente que confiere estabilidad a la articulación, es fundamental para el movimiento de los huesos

**Micrófono electret** Es una variante del microfono de condensador que utiliza un electrodo (fluorocarbonato o policarbonato de fluor) lamina de plástico que al estar polarizado no necesita alimentación. Que las placas estén polarizadas significa que están cargadas permanentemente desde su fabricación (se polarizan una sola vez y pueden durar muchos años).

**Micromaquinado** Es el proceso de cambiar la forma o propiedades de un material de pequeño tamaño del rango de los micrones para que se adapte a un fin específico (generalmente la producción de micromaquinaria). Se parte inicialmente de un material en forma de películas finas depositadas sobre algún sustrato o de materiales macizos.

**Miosina** La miosina es una proteína fibrosa, cuyos filamentos tienen una longitud de 1,5  $\mu\text{m}$  y un diámetro de 15 nm, y está implicada en la contracción muscular, por interacción con la actina.

**Polímero** Un polímero no es más que una sustancia formada por una cantidad finita de moléculas que le confieren un alto peso molecular que es una característica representativa de esta familia de compuestos orgánicos.

**Rarefacción** La presión sonora o acústica es producto de la propia propagación del sonido. La energía provocada por las ondas sonoras genera un movimiento ondulatorio de las partículas del aire, provocando la variación alterna en la presión estática del aire. En

consecuencia de estas variaciones de presión atmosférica se producen áreas donde se concentran estas partículas (*zonas de concentración*) y otras áreas quedan menos saturadas (*zonas de rarefacción*).

**Tendón** Parte del músculo estriado, de color blanco, de consistencia fuerte y no contráctil, constituido por fibras de tejido conectivo que se agrupan en fascículos.

**Traumatismo** Situación con daño físico al cuerpo. En medicina, sin embargo, se identifica por lo general como paciente traumatizado a alguien que ha sufrido heridas serias que ponen en riesgo su vida y que pueden resultar en complicaciones secundarias.

## ANEXO II. CODIGO DEL PROGRAMA EN PBP

## 1) CÓDIGO TEST MANIPULADOR EN PBP

```

!*****
!* Name : Prueba manipulador.BAS *
!* Author : [select VIEW...EDITOR OPTIONS] *
!* Notice : Copyright (c) 2012 [select VIEW...EDITOR OPTIONS] *
!* : All Rights Reserved *
!* Date : 25/03/2012 *
!* Version : 1.0 *
!* Notes : *
!* : *
!*****

DEFINE _CP_OFF
DEFINE _PWRTE_OFF
DEFINE _XT_OSC
CMCON = 7
TRISA = %00001111
TRISB = %00000000
x var byte
x1 var byte
x2 var byte
symbol in1 = PORTA.0
symbol in2 = PORTA.1
symbol in3 = PORTA.2
symbol mune = PORTB.1
symbol pulga = PORTB.0
symbol indi = PORTB.2
symbol medi = PORTB.3
symbol anul = PORTB.4
symbol meni = PORTB.5
pulsout mune, 150
pulsout pulga, 225
pulsout indi, 75
pulsout medi, 75
x = 0
pulsout anul, 75
pulsout meni, 75
pause 30
inicio:
if in1 = 1 then

```

```
pause 150
For x = 150 to 200
pulsout mune,x
pause 10
next x
For x = 200 to 100 step -1
pulsout mune,x
pause 10
next x
For x = 100 to 150
pulsout mune,x
pause 10
next x
For x1 = 225 to 100 step -1
pulsout pulga,x1
pause 10
next x1
For x1 = 100 to 225
pulsout pulga,x1
pause 5
next x1
For x = 75 to 190
pulsout indi,x
pause 10
next x
For x = 190 to 75 step -1
pulsout indi,x
pause 10
next x
For x = 75 to 190
pulsout medi,x
pause 10
next x
For x = 190 to 75 step -1
pulsout medi,x
pause 10
next x
For x = 75 to 190
pulsout anul,x
pause 10
next x
For x = 190 to 75 step -1
```

```
pulsout anul,x
pause 10
next x
For x = 75 to 190
pulsout meni,x
pause 10
next x
For x = 190 to 75 step -1
pulsout meni,x
pause 10
next x
pause 1000

For x = 75 to 200      ' Rutina dedo indice
pulsout medi,x
pause 5
pulsout anul,x
pause 5
pulsout meni,x
pause 5
next x
For x1 = 225 to 100 step -1
pulsout pulga,x1
pause 5
pulsout medi,x
pause 5
pulsout anul,x
pause 5
pulsout meni,x
pause 5
next x1
For x2 = 75 to 100
pulsout indi,x2
pause 5
pulsout medi,x
pause 5
pulsout anul,x
pause 5
pulsout meni,x
pause 5
pulsout pulga,x1
pause 5
```

```
next x2

For x = 200 to 75 step -1
pulsout indi,x2
pause 5
pulsout medi,x
pause 5
pulsout anul,x
pause 5
pulsout meni,x
pause 5
pulsout pulga,x1
pause 5
next x
pulsout indi,75
pause 5
pulsout pulga,220
pause 5
pause 500
else
endif

if in2 = 1 then      ' Rutina decir adios
  pause 150
  For x = 75 to 200
  pulsout indi,x
  pause 5
  pulsout medi,x
  pause 5
  pulsout anul,x
  pause 5
  pulsout meni,x
  pause 5
  next x
  For x = 200 to 75 step -1
  pulsout indi,x
  pause 5
  pulsout medi,x
  pause 5
  pulsout anul,x
  pause 5
  pulsout meni,x
```

```
pause 5
next x
pause 1000
```

```
For x = 75 to 200 ' Rutina 2 dedos
```

```
pulsout anul,x
pause 5
pulsout meni,x
pause 5
next x
```

```
For x = 200 to 75 step -1
```

```
pulsout anul,x
pause 5
pulsout meni,x
pause 5
next x
```

```
For x1 = 225 to 100 step -1
```

```
pulsout pulga,x1
pause 10
next x1
pause 1000
```

```
For x = 75 to 200 ' Rutina puño cerrado
```

```
pulsout indi,x
pause 5
pulsout medi,x
pause 5
pulsout anul,x
pause 5
pulsout meni,x
pause 5
next x
```

```
For x1 = 225 to 100 step -1
```

```
pulsout pulga,x1
pause 5
pulsout indi,x
pause 3
pulsout medi,x
pause 3
pulsout anul,x
pause 3
pulsout meni,x
```

```
pause 3
next x1
For x2 = 150 to 200
pulsout mune,x2
pause 5
pulsout pulga,x1
pause 5
pulsout indi,x
pause 3
pulsout medi,x
pause 3
pulsout anul,x
pause 3
pulsout meni,x
pause 3
next x2
For x2 = 200 to 100 step -1
pulsout mune,x2
pause 5
pulsout pulga,x1
pause 5
pulsout indi,x
pause 3
pulsout medi,x
pause 3
pulsout anul,x
pause 3
pulsout meni,x
pause 3
next x2
For x2 = 100 to 150
pulsout mune,x2
pause 10
pulsout pulga,x1
pause 5
pulsout indi,x
pause 3
pulsout medi,x
pause 3
pulsout anul,x
pause 3
pulsout meni,x
```

```
pause 3
next x2
For x = 200 to 75 step -1
pulsout indi,x
pause 5
pulsout medi,x
pause 5
pulsout anul,x
pause 5
pulsout meni,x
pause 5
pulsout pulga,x1
pause 5
next x
For x1 = 100 to 225
pulsout pulga,x1
pause 5
next x1

else
endif

goto inicio
end
```

2) CÓDIGO CONTROL FINAL EN PBP

\*\*\*\*\*

```
'* Name : Control MMG.BAS *
```

```
'* Author : Luis Ernesto Ceja Martínez *
```

```
'* Notice : Copyright (c) 2011 [select VIEW...EDITOR OPTIONS] *
```

```
'* : All Rights Reserved *
```

```
'* Date : 16/01/2012 *
```

```
'* Version : v1.0 *
```

```
'* Notes :
```

```
'* :
```

\*\*\*\*\*

```
DEFINE _CP_OFF ' Configura los bits de protección de código (apagado)
DEFINE _PWRTE_OFF ' Configura el temporizador al energizar (apagado)
DEFINE _XT_OSC ' Define el tipo de oscilador a utilizar (cristal)

Define LCD_DREG PORTD ' Define a l puerto D por donde se enviaran los datos al LCD
Define LCD_DBIT 4 ' Define los bits de datos DB4-DB7
Define LCD_RSREG PORTE ' Define el puerto E para el registro de selección
Define LCD_RSBIT 0 ' Define el bit del registro de selección
Define LCD_EREG PORTE ' Define el puerto E para el registro de habilitación
Define LCD_EBIT 1 ' Define el bit del registro de habilitación

Define ADC_BITS 8 ' Define el tamaño del resultado del CAD (8 bits)
Define ADC_CLOCK 3 ' Configura el reloj del oscilador para el TAD
Define ADC_SAMPLEUS 50 'Configura el timepo de muestreo del CAD

adval var byte ' Crea una variable llamada adval del tipo byte
adval1 var byte
adval2 var byte
Frec var byte
Frec1 var byte
x var byte
x0 var byte
x1 var byte
```

```

x2    var  byte
x3    var  byte
x4    var  byte
x5    var  byte

symbol Rota = PORTB.0    ' Nombra al Pin 0 del puerto B como Rota
symbol Flex = PORTB.1
symbol Pulgar = PORTB.2
symbol Indice = PORTB.3
symbol Medio = PORTB.4
symbol Anular = PORTB.5
symbol Meni = PORTB.6

TRISA = %11111111    ' Configura al puerto A como entradas
TRISB = %00000000    ' Configura al puerto B como salidas
TRISD = %00000011    ' Configura al puerto D como entradas y salidas
ADCON1 = %00000010    ' Configura el CAD
Low PORTE.2
Pause 500

                                ' Pausa para inicializar LCD

pulsout Rota, 150    ' Asigna valor inicial a Rota (Servomotor-muñeca)
pulsout Flex, 130
pulsout Pulgar, 75
pulsout Indice, 225
pulsout Medio, 60
pulsout Anular, 60
pulsout Meni, 75

loop:    ' Inicia ciclo principal
ADCIN 0, adval    ' Adquiere valor analógico de RAO
count PORTD.1, 1000,Frec    ' Cuenta eventos en 1 segundo en RD1
Frec1 = Frec * 2
Lcdout $fe, 1
Lcdout " Acel X: ", DEC adval    ' Muestra valor de adval en LCD
Pause 5
ADCON0 = %11001001
ADCIN 1, adval1
Lcdout $fe, $C0, "Acel Y: ", DEC adval1
Pause 5
ADCON0 = %11010001
ADCIN 2, adval2
Lcdout $fe, $90, "Sensor Fza: ", DEC adval2
Pause 25
Lcdout $fe, $D0, "Microfono: ", DEC Frec1
Pause 10

```

```
gosub posicion                                'Subrutina de chequeo de señales
goto loop
posicion:
if (adval > 100 and adval1 > 40) then gosub Rotar
if (adval1 > 61 and adval < 99) then gosub Flexionar
if (adval < 100 and adval1 < 60) then gosub centro
if adval2 > 150 then gosub Puno
if Frec1 > 16 then gosub Puno1
return
```

```
Rotar:                                        'Subrutina de girar muñeca
For x1 = 10 to 50
pulsout Rota,225
pause 3
next x1
return
```

```
Flexionar:                                   'Subrutina de flexionar muñeca
For x2 = 10 to 50
Pulsout Flex,160
pause 3
next x2
return
```

```
centro:                                      'Subrutina de poner mano en origen
For x3 = 10 to 50
  pulsout Indice, 220
  pulsout Medio, 75
  pulsout Anular, 75
  pulsout Meni, 75
  pause 5
  pulsout Pulgar, 75
  pause 5
  Next x3
return
```

```
Puno:                                        'Subrutina de mano en Puño
For x4 = 10 to 50
  Pulsout Indice, 75
  pulsout Medio, 225
  pulsout Anular, 225
  pause 5
  pulsout Meni, 80
  pause 5
  pulsout Pulgar, 225
```

Next x4  
Return

Puno1: ['Subrutina de mano en Puño1](#)  
For x5 = 10 to 50  
Pulsout Indice, 150  
pulsout Medio, 150  
pulsout Anular, 150  
pause 5  
pulsout Meni, 150  
pause 5  
pulsout Pulgar, 150  
Next x5  
return  
  
end