

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA  
MANO ROBOT ACTIVADA POR SEÑALES  
ELECTROMIOGRÁFICAS**



# Universidad Politécnica Salesiana

## **DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA MANO ROBOT ACTIVADA POR SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS**

**JAVIER PATRICIO COLLAHUAZO SINCHI**

Egresado de la carrera de Ingeniería Electrónica  
Facultad de Ingenierías  
Universidad Politécnica Salesiana

*Dirigido por:*

**ING. ESTEBAN ORDOÑEZ**

Ingeniero Electrónico  
Docente de la Universidad Politécnica Salesiana  
Facultad de Ingenierías  
Escuela de Ingeniería Electrónica

*Noviembre, 2011*

**COLLAHAZO SINCHI JAVIER P.**

*Diseño y Construcción de una Mano Robot Activada por Señales Electromiográficas*

Universidad Politécnica Salesiana  
INGENIERÍA ELECTRÓNICA  
Formato 170x240mm

Cuenca Ecuador-2011

Páginas: 324

*Datos del autor e información de contacto:*



**Javier Patricio Collahuazo Sinchi**  
Egresado de la carrera de Ingeniería Electrónica  
Facultad de Ingenierías  
Universidad Politécnica Salesiana  
*javier5917@hotmail.com*

*Dirigido por:*



**Ing. Esteban Ordoñez**  
Ingeniero Electrónico por la Universidad Politécnica Salesiana  
Profesor de la Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca  
Jefe de Área Profesional de Ingeniería Electrónica UPS  
*eordonez@ups.edu.ec*

***Todos los derechos reservados.***

*Queda prohibida, salvo excepción prevista en la Ley, cualquier forma de reproducción, distribución, comunicación pública y transformación de esta obra para fines comerciales, sin contar con autorización del titular de la propiedad intelectual. La infracción de los derechos mencionados puede ser constitutiva de delito contra la propiedad intelectual. Se permite la libre difusión de este texto con fines académicos investigativos por cualquier medio, con la debida notificación a su autor.*



## **CERTIFICACIÓN**

En mi calidad de DIRECTOR DE LA TESIS “*Diseño y Construcción de una Mano Robot Activada por Señales Electromiográficas.*”, elaborada por Javier Collahuazo, declaro y certifico la aprobación del presente trabajo de tesis basándose en la supervisión y revisión de su contenido.

**Cuenca, 21 Diciembre del 2011**

.....

Ing. Esteban Ordoñez

**DIRECTOR DE TESIS**



## **DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD**

Yo Javier Collahuazo declaro que este trabajo es inédito y no ha sido presentado como otro tema de tesis, al igual que los conceptos, ideas, análisis, resultados investigativos expuestos en el presente trabajo son de mi exclusiva responsabilidad y autoría.

**Cuenca, 21 Diciembre de 2011**

.....

Javier Collahuazo

**AUTOR**



---

## CONTENIDO

---

<b>Índice de Figuras</b> .....	<b>xv</b>
<b>Índice de Tablas</b> .....	<b>xxiv</b>
<b>Dedicatoria</b> .....	<b>xxv</b>
<b>Prefacio</b> .....	<b>xxvii</b>
<b>Prólogo</b> .....	<b>xxix</b>
<b>Agradecimientos</b> .....	<b>xxxi</b>
<b>CAPÍTULO 1</b>	
<b>ANATOMÍA MUSCULAR Y SEÑALES EMG</b> .....	<b>1</b>
1.1 ANATOMÍA MUSCULAR .....	1
1.1.1 Músculos del Brazo .....	6
1.1.2 Movimientos Básicos de la Mano .....	10
1.2 BIOELECTRICIDAD .....	15
1.2.1 Orígenes de la Bioseñal PMR .....	15
1.2.2 Potencial de Acción .....	16
1.3 REGISTRO DE BIOSEÑALES, SEÑALES EMG .....	18
<b>CAPÍTULO 2</b>	
<b>AMPLIFICADOR PARA BIOSEÑALES</b> .....	<b>25</b>
2.1 ESTRUCTURA DE UN AMPLIFICADOR DIFERENCIAL .....	25
2.1.1 Amplificador Instrumental .....	28
2.1.2 CI AD620AN .....	34
2.2 DISEÑO DE BIOAMPLIFICADOR.....	39
2.2.1 Características de las Bioseñales .....	39
2.2.2 Requisitos del Bioamplificador .....	41
2.2.3 Circuito de Pierna Derecha.....	46
2.3 BIOELECTRODOS .....	48
2.3.1 Voltaje de Media Celda.....	49
2.3.2 Interfaz de Electrodo.....	51
2.3.3 Electrodo Comerciales .....	52
2.4 FILTROS ACTIVOS.....	54
2.4.1 Filtro Muesca para 60Hz.....	65
2.4.2 Filtro Pasa Bajo .....	67
2.4.3 Filtro Pasa Alto .....	69
2.4.4 Filtro Pasa Banda .....	70
<b>CAPÍTULO 3</b>	
<b>DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO</b> .....	<b>73</b>
3.1 DISEÑO FUNCIONAL DEL SISTEMA .....	73
3.1.1 Diagrama General del Proyecto .....	73
3.1.2 Etapa de Electrodo y Bioamplificador .....	75
3.1.3 Etapa de Procesamiento Digital .....	75
3.1.4 Etapa de Control de Actuadores del Prototipo .....	75
3.2 ARQUITECTURA MECÁNICA DEL PROTOTIPO .....	76

## Contenido

---

3.2.1	Diseño Mecánico.....	77
3.2.1.1	Actuadores del Sistema.....	79
3.2.1.2	Diseño Final del Sistema Mecánico.....	82
3.2.2	Análisis Cinemático.....	85
3.2.2.1	Cálculo de la Dependencia Angular de Falanges.....	87
3.2.2.2	Cinemática para la Mano.....	94
3.2.3	Análisis Dinámico.....	104
3.2.4	Proceso de Fabricación.....	111
3.2.4.1	Resistencia de Materiales.....	112
3.2.4.2	Construcción de Partes.....	122
3.2.4.3	Ensamblaje de Prototipo.....	138
3.3	ARQUITECTURA DE HARDWARE DEL SISTEMA.....	147
3.3.1	Circuito de Adquisición de Bioseñales.....	148
3.3.1.1	Diseño del Canal de Adquisición.....	148
3.3.1.2	Pruebas en Simulador y Hardware.....	152
3.3.1.3	Diseño y Construcción del Circuito PCB.....	158
3.3.2	Circuito de Procesamiento de Bioseñales.....	162
3.3.2.1	Diseño de Módulo de Control Principal.....	162
3.3.2.2	Diseño de Módulo DSP.....	165
3.3.2.3	Diseño de Fuentes de Alimentación.....	166
3.3.2.4	Pruebas en Simulador y Hardware.....	168
3.3.2.5	Diseño y Construcción del CPU.....	170
3.3.2.6	Diseño y Construcción del Panel Frontal.....	173
3.3.3	Circuito de Potencia y Control de la Mano Robot.....	174
3.3.3.1	Diseño del Módulo de Control de Actuadores.....	174
3.3.3.2	Pruebas en Simulador y Hardware.....	175
3.3.3.3	Diseño y Construcción de Circuitos PCB.....	176
3.4	ARQUITECTURA DE SOFTWARE DEL SISTEMA.....	179
3.4.1	Software de Monitoreo e Interfaz del Prototipo.....	180
3.4.1.1	Comunicación USB.....	181
3.4.1.2	Software del Módulo de Interfaz y Control Principal.....	183
3.4.1.3	Driver del Dispositivo.....	188
3.4.1.4	Software de Monitoreo.....	189
3.4.1.5	Instalador del Software de Monitoreo.....	195
3.4.2	Procesamiento Digital de Bioseñales.....	197
3.4.2.1	Software de Diseño de Filtros para dsPIC.....	197
3.4.2.2	Reconocimiento de Patrones de Bioseñales.....	200
3.4.2.3	Firmware del Módulo DSP.....	204
3.4.3	Programación de Comandos para el Control de Actuadores.....	208
3.4.3.1	Manejo de Sensores FSR y Servomotores.....	208
3.4.3.2	Firmware para el Control de la Mano.....	211

## CAPÍTULO 4

<b>EVALUACIÓN GENERAL DEL SISTEMA.....</b>	<b>217</b>
4.1 PRUEBAS TÉCNICAS DE FUNCIONAMIENTO.....	217
4.1.1 Calibración.....	219
4.1.2 Ajustes.....	222
4.2 PRUEBAS GENERALES DEL PROTOTIPO.....	222

---

4.2.1	Evaluación Cuantitativa .....	223
4.2.1.1	Evaluación del Prototipo MROBI.....	227
4.2.1.2	Materiales Utilizados .....	229
4.2.1.3	Desempeño del Mecanismo .....	230
4.2.2	Evaluación Cualitativa .....	231
4.2.2.1	Alimentación del Sistema.....	231
4.2.2.2	Dimensiones del Prototipo .....	233
4.2.2.3	Diseño Electrónico .....	233
4.2.2.4	Evaluación del Médico Especialista .....	234
4.3	PRUEBAS DE SEGURIDAD .....	234
4.4	EVALUACIÓN ECONÓMICA DEL PROYECTO.....	236
4.4.1	Inversión Económica.....	236
4.4.2	Análisis Comparativo con Dispositivos Similares.....	237
<b>CAPÍTULO 5</b>		
<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....</b>		<b>241</b>
5.1	CONSIDERACIONES FINALES DE ANATOMÍA Y BIOSEÑALES.....	241
5.2	MEJORAS A FUTURO DEL PROTOTIPO.....	243
5.3	CONCLUSIONES .....	244
5.4	RECOMENDACIONES .....	246
<b>ANEXOS .....</b>		<b>249</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA: .....</b>		<b>287</b>





---

## ÍNDICE DE FIGURAS

---

### CAPÍTULO 1

Figura 1.1	Músculos del cuerpo humano. (1).....	2
Figura 1.2	Unidad motora. (4) .....	3
Figura 1.3	Médula espinal y unidad motora. (5).....	4
Figura 1.4	Estructura del músculo estriado. (6).....	5
Figura 1.5	a) Musculatura. (1) b) Estructura ósea del brazo. (7).....	7
Figura 1.6	Ubicación de los músculos en la estructura ósea del brazo. (8) .....	8
Figura 1.7	Estructura y disposición de los huesos de la mano. (7).....	10
Figura 1.8	Estructura del dedo humano (10) (11).....	13
Figura 1.9	Modelo mecánico equivalente del esqueleto de la mano. (12).....	14
Figura 1.10	Modelos prensiles humanos. a) Cilíndrica palma. b) Subtermino .....	14
Figura 1.11	a) Membrana Celular. (13) b) Célula Viva en Reposo. (14) .....	15
Figura 1.12	Forma de onda hipotética del potencial de acción. (3).....	16
Figura 1.13	a) Señal EMG real capturada. (16). b) Señal EMG en el dominio de la frecuencia (Matlab). .....	18
Figura 1.14	Disposición de los equipos para el registro de señales EMG. (16).....	19
Figura 1.15	Registro de señales EMG para diagnostico clínico. (3) .....	19
Figura 1.16	Arreglos de electrodos para la detección de señales EMG. (17) .....	20
Figura 1.17	Señal EMG en el tiempo. a) Señal original. b) Detección de envolvente. (19) .....	21
Figura 1.18	a) Señal EMG original, b) señal rectificada. (20).....	22
Figura 1.19	Análisis de señal EMG en el dominio de la frecuencia. (21).....	22

### CAPÍTULO 2

Figura 2.1	Representación de un sistema diferencial. (22).....	25
Figura 2.2	Ruido común en las entradas (22).....	26
Figura 2.3	Modelado del sistema diferencial. (22).....	27
Figura 2.4	Amplificador Instrumental de 2 Opamps. (22) .....	28
Figura 2.5	Amplificadores instrumental con 3 Opamps. (23).....	29
Figura 2.6	Amplificador diferencial básico (23).....	30
Figura 2.7	Primera etapa del amplificador instrumental de 3 operacionales.....	30

## Índice de Figuras

---

Figura 2.8	Primera etapa con $V_1=0$ (23).....	31
Figura 2.9	Primera etapa en tensiones de entrada en modo común. (23) .....	33
Figura 2.10	Estructura definitiva del Amplificador Instrumental. (23) .....	34
Figura 2.11	Etapa de amplificador instrumental encapsulado. (23) .....	34
Figura 2.12	Esquema simplificado del AD620. (24).....	35
Figura 2.13	a) Características técnicas del CI AD620AN. b) diagrama de conexiones. (24).....	37
Figura 2.14	Construir vs. Comprar un Amp. Instrumental. (24).....	38
Figura 2.15	Un circuito monitor médico ECG. (24) .....	39
Figura 2.16	Aspecto de la pantalla durante el registro de una señal de EMG con nuestro sistema. (25) .....	40
Figura 2.17	a) Flexión débil del brazo (300 g). En negro el tríceps y en rojo el bíceps. b) Flexión media del brazo (2 kg). (25).....	40
Figura 2.18	Determinación de índice de fatiga de músculos a partir de señales EMG. (15).....	41
Figura 2.19	Conexión de buffers a la entrada del circuito Amplificador Instrumental AD620 (3)...	42
Figura 2.20	Se muestra la distorsión de una señal ECG por efecto capacitivo. ....	43
Figura 2.21	Circuito de entrada aislado. (3) .....	43
Figura 2.22	Modelo de paciente en ambiente ruidoso. ....	44
Figura 2.23	Cables apantallados para electrodos. (3).....	45
Figura 2.24	Circuito de pierna derecha. (3) .....	45
Figura 2.25	Circuito ECG con retroalimentación de pierna derecha. (26) .....	47
Figura 2.26	Circuito de ECG con retroalimentación de pierna derecha estable. ....	47
Figura 2.27	Circuito de pierna derecha más estable utilizado en el proyecto. ....	48
Figura 2.28	Interface Electrodo – Electrolito. Diferentes tipos de distribuciones de carga. (3) .....	49
Figura 2.29	Interface “Electrodo – Electrolito”. Modelo Eléctrico (Modelos de Warburg). ....	49
Figura 2.30	Variación de la Impedancia de los electrodos con la frecuencia. Variación de impedancia para un electrodo de AgCl. b) Magnitud de variación de imp. vs. Freq. [Hz] (27).....	50
Figura 2.31	Interfaz electrodo-electrolito-piel. (27).....	51
Figura 2.32	Electrodos superficiales reutilizables y desechables. a) Placa metálica de Ag. ....	52
Figura 2.33	Electrodos de aguja. a) Mono polar. b) Coaxial. c) Hipodérmica con doble electrodo interior. d) Electrodo de alambre fino conectado a una aguja hipodérmica antes de ser insertado (27).....	53
Figura 2.34	Electrodos Superficiales de cavidad (3).....	53

Figura 2.35	Parámetros de filtro: dominio de la frecuencia. (28) .....	55
Figura 2.36	Parámetros del filtro: dominio temporal. (28) .....	55
Figura 2.37	Factor de calidad Q, respuesta de filtro pasa banda. (32) .....	57
Figura 2.38	Representación gráfica del factor de calidad. (33) .....	58
Figura 2.39	Estructura Sallen-Key pasa bajo y pasa alto. (34) .....	59
Figura 2.40	Estructura realimentación. (34) .....	59
Figura 2.41	Estructura variable de estado. (34) .....	60
Figura 2.42	Características de las aproximaciones matemáticas en forma grafica. (34) .....	61
Figura 2.43	Respuesta en frecuencia del filtro Butterworth. (34) .....	62
Figura 2.44	Respuesta en frecuencia del filtro Chebyshev. (34) .....	62
Figura 2.45	Respuesta en frecuencia del filtro Bessel. (34) .....	63
Figura 2.46	Estructura sellen-key y parámetros necesarios. (35) .....	64
Figura 2.47	Estructura de filtro Sallen-Key de sexto orden. (35) .....	64
Figura 2.48	Filtro doble T elimina banda .....	65
Figura 2.49	Filtro doble T elimina banda activo. ....	66
Figura 2.50	Filtro T de Q ajustable .....	66
Figura 2.51	Filtro elimina banda de f ajustable. ....	67
Figura 2.52	Respuesta en frecuencia de filtro pasa bajo. (34) .....	67
Figura 2.53	Filtro sellen-key pasa bajo de segundo orden. (32) .....	68
Figura 2.54	Respuesta en frecuencia de filtro pasa alto. (34) .....	69
Figura 2.55	Filtro sellen-key pasa alto de segundo orden. (32) .....	70
Figura 2.56	Respuesta en frecuencia de filtro pasa banda. (34) .....	70
Figura 2.57	Filtro pasa banda de segundo orden sellen-key .....	71
Figura 2.58	Filtro pasa banda mediante dos filtros PA y PB .....	72
 <b>CAPÍTULO 3</b>		
Figura 3.1	Diagrama de bloques del sistema. ....	74
Figura 3.2	Segundo diseño de mano robot con servomotores lineales. ....	76
Figura 3.3	Estructura de falanges. ....	77
Figura 3.4	Diseño base para un dedo, se aprecia el carpo con el servomotor y barras actuadoras. .	77
Figura 3.5	a) Primera falange. b) Segunda falange. c) Tercera falange. d) Base o carpo. e) Separador de soporte para servo (carpo). f) y g) Soportes laterales de servomotor	

## Índice de Figuras

---

(carpo) h) Carpo para el dedo pulgar. i) Soporte de servo y carpo para el dedo pulgar. ....	78
Figura 3.6 Servomotor adosado a barra actuadora. ....	80
Figura 3.7 Mini-servomotor HS 225BB. ....	81
Figura 3.8 a) Vista del diseño final para el dedo base. b) Engranaje y actuador. ....	81
Figura 3.9 a) Vista del diseño final para el dedo pulgar. b) Engranaje y actuador. ....	82
Figura 3.10 Diseño final de la mano, a) vista lateral superior, b) vista lateral posterior. ....	82
Figura 3.11 Articulación de la muñeca y unión con el brazo. ....	83
Figura 3.12 Diagrama Explosivo de la mano MROBI. ....	84
Figura 3.13 Esquema Vectorial para el cálculo de la dependencia angular. ....	86
Figura 3.14 Referencia vectorial para el análisis de grupos de Assur en sistema de 3 barras. ....	87
Figura 3.15 Representación vectorial de la primera parte del sistema de barras. ....	88
Figura 3.16 Representación vectorial de la primera parte del sistema de barras. ....	90
Figura 3.17 Comparación entre la curva de $f(q_2)$ y valores obtenidos de la estructura real. ....	93
Figura 3.18 Comparación entre la curva de $f(q_1)$ y valores reales. ....	93
Figura 3.19 Esquema D-H para el dedo índice. ....	95
Figura 3.20 Esquema D-H para el dedo medio. ....	96
Figura 3.21 Esquema D-H para el dedo pulgar. ....	96
Figura 3.22 a) Captura de pantalla del programa para el cálculo Cinemático.103 b) Resultado grafico para el cálculo de la dependencia angular. ....	103
Figura 3.23 Trayectoria resultante para los tres dedos. a) Dedo medio en verde. .... b) Dedo índice en azul. c) Dedo pulgar en rojo. ....	104
Figura 3.24 Captura de pantalla del programa para el cálculo dinámico de la mano. ....	111
Figura 3.25 a) Material en reposo. b) Estructura atómica de un material al ser comprimido por fuerzas externas. (40) ....	112
Figura 3.26 a) Barra en reposo. b) Barra sometida a estiramiento. (40) ....	113
Figura 3.27 Elasticidad. ....	113
Figura 3.28 Probeta de acero. ....	114
Figura 3.29 Diagrama Tensión – Deformación para el acero dulce. (41) ....	114
Figura 3.30 a) líneas de Chernov - Lüders b) Fenómeno de estricción. (41) ....	116
Figura 3.31 Diagrama efectivo y diagrama convencional. (41) ....	116
Figura 3.32 a) Forma comercial del Aluminio. (43) b) Diagrama de esfuerzo-deformación de dos materiales dúctiles típicos. ....	118

Figura 3.33	Presentación comercial del bronce. (44) (45) .....	119
Figura 3.34	Barras de grilón o poliamida 6 y sus aplicaciones. (50) (51) .....	121
Figura 3.35	a) Diseño de falange 2 en Inventor. b) Pieza de aluminio de Falange 2 terminada. ....	122
Figura 3.36	Falanges de aluminio 1 y 2 para todos los dedos. a) Vista frontal. b) Vista lateral. ....	123
Figura 3.37	Separación entre las piezas de aluminio de la 1ra falange. ....	124
Figura 3.38	Aparato Divisor de Visinfin. (54) .....	124
Figura 3.39	Fabricación de piñones cónicos. a) Piñones sin dentaje. b) Montaje para mecanizado. c) Proceso de mecanizado utilizando el divisor. d) Piñones y engranes cónicos terminados. ....	125
Figura 3.40	a) Engranaje cónico y falange original. b) Falanges terminadas en bronce. c) Unión del engrane cónico y 3ra falange con suelda autógena de plata. d) piezas terminadas.....	126
Figura 3.41	Eje plástico de servomotor HS-225BB.....	126
Figura 3.42	Adaptación de piñón y cónico y eje de servomotor. a) Piñón de bronce terminado b) Diseño en Inventor. c) Juego piñón y engrane antes de soldar. d) Diseño en Inventor de piñón y engrane cónico soldado a la 3ra falange.....	127
Figura 3.43	a) Diseño en Inventor de piñón y engrane recto. b) Piño de brocen antes de mecanizado de sus dientes. c) Proceso de mecanizado del piñón cilíndrico. ....	128
Figura 3.44	a) Mecanizado de engrane cilíndrico sobre 3ra falange del pulgar. b) engrane terminado. ....	129
Figura 3.45	Falanges y piñones listos para ser ensamblados.....	129
Figura 3.46	a) Broca para centrar. b) Perforación guía con la broca para centrar. c) Taladrado de agujeros en barras actuadoras.....	130
Figura 3.47	Barras actuadoras y pasadores de bronce. ....	130
Figura 3.48	a) Barra actuadora “a” soldadas a su pasador. b) Barra actuadora “b” igualmente soldada. c) Pasador D16mm con agujero roscado. ....	131
Figura 3.49	Pasadores de bronce terminados. ....	131
Figura 3.50	Diseño de carpos ensamblados, a) Carpo dedo base. b) Carpo dedo pulgar. ....	132
Figura 3.51	Mecanizado de placas de soporte de servomotores en base a moldes. ....	133
Figura 3.52	Placas de soporte de aluminio para servomotores. ....	133
Figura 3.53	Carpos de grilón para el dedo medio, índice y pulgar. a) Diseños previos en Inventor, b) Piezas terminadas. ....	134
Figura 3.54	Diseño de articulación y soporte para servomotor de giro de muñeca. ....	135
Figura 3.55	Componentes de articulación de muñeca. ....	135
Figura 3.56	a) Base metálica para carpos. b) Tapa superior o palma. c) Separador para servomotores. d) División de primera falange. ....	136

## Índice de Figuras

---

Figura 3.57	a) tapa superior, “Palma”, b) base metálica para sujeción de los dedos. ....	137
Figura 3.58	a) División de falanges antes de tallar la superficie cilíndrica. b) División y 1ra falange terminada.....	138
Figura 3.59	Ensamblado de falanges para dedo índice y medio. ....	139
Figura 3.60	Dedo índice ensamblado sobre la base principal de aluminio. ....	140
Figura 3.61	Ensamblaje completo sobre la base de aluminio del dedo índice y medio. ....	141
Figura 3.62	Ensamble de dedo pulgar y carpo. a) Tapa de aluminio. b) Carpo de grilón con servomotor montado. c) Dedo pulgar y carpo.....	141
Figura 3.63	Dedo índice medio y pulgar montados sobre la placa de aluminio. ....	142
Figura 3.64	a) Eje de grilón para el giro de muñeca primera sección (unión a). b) Rodamiento y segunda sección de grilón (unión b).....	143
Figura 3.65	Montaje de secciones de unión brazo-muñeca. a) Anillo seeger en eje de grilón b) Anillo seeger en rodamiento. ....	143
Figura 3.66	Unión de articulación de muñeca y brazo terminada. ....	144
Figura 3.67	Primer montaje de todo el sistema mecánico de la mano robot.....	144
Figura 3.68	Ensamble mecánico terminado. ....	145
Figura 3.69	a) Fijación de sensor sobre cada dedo. b) Fijación sobre la palma de la mano. ....	145
Figura 3.70	Sensores montados y listos. ....	146
Figura 3.71	Montaje de tarjeta de electrónica de control de la mano robot. ....	146
Figura 3.72	Sistema mecánico de la mano robot. a) Vista de sensores. b) Vista del circuito electrónico de control.....	147
Figura 3.73	Diagrama de bloques del sistema. ....	148
Figura 3.74.	Hoja de cálculo para parámetros de Filtro Bessel. ....	149
Figura 3.75	Estructura Sallen Key y parámetros usados en el circuito de filtrado. ....	150
Figura 3.76	Esquema electrónico preliminar del canal de bioseñal.....	151
Figura 3.77	Simulación de filtro Notch 60hz, para eliminar ruido de la red eléctrica.....	153
Figura 3.78	Simulación de filtro pasa bajo Bessel. ....	153
Figura 3.79	Simulación de filtro pasa alto Bessel.....	154
Figura 3.80	a) Respuesta en frecuencia del circuito de pierna derecha. b) Esquema de simulación del circuito de pierna derecha. ....	155
Figura 3.81	Captura de pantallas de circuito de pierna derecha. a) Circuito con señal ruidosa. b) Circuito con ruido retroalimentado. ....	156
Figura 3.82	Simulación de Amplificador de instrumentación. a) Esquema y modelo bioeléctrico de interfaz. b) Señal sin ruido de red. c) Señal ruidosa. ....	157

Figura 3.83	Filtros Bessel y notch montados sobre el protoboard. ....	158
Figura 3.84	Esquema del diseño de tarjeta para un canal de registro. ....	159
Figura 3.85	Tarjeta base para los canales de registro de bioseñales. ....	160
Figura 3.86	Vista frontal del PCB para un canal de registro de bioseñales. ....	160
Figura 3.87	a) Diseño 3D virtual de tarjeta PCB para un canal de registro. b) Vista posterior 3D. c) Vista frontal de tarjeta PCB terminada. d) Tarjeta con componentes soldados. ....	162
Figura 3.88	Arquitectura Harvard del PIC18f4550 y pines en el encapsulado dip40. ....	163
Figura 3.89	Esquema del módulo de control principal y conector de panel frontal. ....	164
Figura 3.90	Circuito de barrera óptica para aislamiento eléctrico de circuitos. ....	165
Figura 3.91	Esquema del módulo DSP y conexión del bus I2C. ....	166
Figura 3.92	Esquema electrónico de la fuente utilizada. ....	167
Figura 3.93	Esquema de simulación de módulo de control principal. ....	168
Figura 3.94	Pruebas sobre protoboard del módulo de control. ....a) Módulo MINT. b) Módulo MINT mas el módulo DSP. ....	169
Figura 3.95	Captura de pantalla de simulación de prueba y comunicación USB. ....	170
Figura 3.96	Esquema electrónico de la tarjeta CPU. ....	171
Figura 3.97	Diseño de tarjeta CPU. a) Vista frontal del PCB de la tarjeta CPU. b) Vista en 3D. c) y d) Vista isométrica del diseño final. e) PCB de tarjeta CPU terminada. f) Montaje final de elementos. ....	172
Figura 3.98	a) Esquema Electrónico del panel frontal. b) Vista frontal del la tarjeta. c) Vista 3D. ....	173
Figura 3.99	a) Vista frontal la tarjeta PCB fabricada y lista para el montaje. b) Vista posterior. ....	174
Figura 3.100	Esquema electrónico del Módulo MROB. ....	175
Figura 3.101	a) Esquema electrónico de simulación del módulo de control de la mano robot. b) Pruebas de funcionamiento del circuito en un protoboard. ....	176
Figura 3.102	Esquema del diseño electrónico para la tarjeta principal de MROB. ....	177
Figura 3.103	Diseño de tarjeta auxiliar de conexión de sensores y servomotores. ....	178
Figura 3.104	Diseño y fabricación de PCBs. a) Vista de frontal de la tarjeta b) vista en 3D. c) Tarjeta de MROB terminada, sin elementos. d) Tarjeta auxiliar de sensores. e) Montaje de elementos sobre MROB. f) Tarjeta terminada y montada sobre la estructura de la Mano Robot. ....	179
Figura 3.105	Comparación entre tipos de transferencias para USB2.0. (55).....	182
Figura 3.106	Diagrama de Flujo del Módulo de Interfaz y Control Principal. ....	184
Figura 3.107	Estructura de una trama de información enviada al PC. ....	186
Figura 3.108	Estructura del paquete información enviada y recibida por I2C. ....	188

## Índice de Figuras

---

Figura 3.109	a) Programa que permite personalizar el driver para el dispositivo. b) El dispositivo reconocido por el PC. c) Comprobación de la instalación. ....	189
Figura 3.110	Diagrama de flujo del Programa MROBI Monitor V2.02.02. ....	192
Figura 3.111	GUI de la aplicación MROBI MONITOR V2.02.02. ....	194
Figura 3.112	Carpeta generada con archivos y subcarpetas de instalación. ....	196
Figura 3.113	Proceso de instalación de la aplicación MROBI Monitor en Windows 7 y 64bits .....	196
Figura 3.114	a) Parámetros de un filtro forma gráfica. b) Parámetros de aplicación dsPICfdlite. ...	198
Figura 3.115	Diagrama de bode, polos y respuesta al impulso resultante para el filtro EB Butterworth notch de $f=2\text{hz}$ . ....	199
Figura 3.116	Archivos de código ensamblador y especificaciones, que genera el programa. ....	200
Figura 3.117	Pulsos de bioseñal real capturada con MROBI Monitor. ....	201
Figura 3.118	Programa de Matlab para la multiplexación y detección de pulsos. ....	203
Figura 3.119	Diagrama de flujo del FIRM_DSP V1.01.06. ....	205
Figura 3.120	Detección de envolvente de una bioseñal y pulsos en el dsPIC. ....	207
Figura 3.121	Conexión típica de un sensor de fuerza FSR. (60) .....	209
Figura 3.122	Manejo de señal PWM de 50Hz para servomotores HITEC. ....	210
Figura 3.123	Servomotor HS-225BB. (61) .....	211
Figura 3.124	Diagrama de flujo del FIRM_MROB V1.01.03. ....	213
Figura 3.125	Trama de datos I2C visto desde MINT. ....	215
<b>CAPÍTULO 4</b>		
Figura 4.1	Tipo de amputación base para el diseño de MROBI. ....	218
Figura 4.2	a) Socket de prótesis del voluntario. b) Socket construido con la ayuda de CEPRODIS. ....	219
Figura 4.3	Colocación de Electrodo de registro EMG. ....	220
Figura 4.4	Bioseñal registrada y grabada en el disco. ....	221
Figura 4.5	Arnés para sostener el peso del brazo. ....	222
Figura 4.6	Representación gráfica de las causas más comunes de amputación (63). ....	225
Figura 4.7	Gráfica de porcentajes de tipos de amputación. (63) .....	226
Figura 4.8	a) Prótesis deportiva para pierna (66). b) Mano artificial “LUKE” de la empresa DEKA (67). ....	227
Figura 4.9	Pruebas de manipulación de objetos. a) Sujeta botella con líquido. b) Sujeta una uva. c) Sujeta una manzana. d) Sujeta un vaso. ....	228
Figura 4.10	Portabilidad del prototipo. a) Ubicación del CPU. b) Ubicación de baterías. ....	231



Figura 4.11 a) Batería del Li-Po de 5000mAh 11.1v. b) Cargador para baterías Li-Po, Turnigy (68).  
.....232

Figura 4.12 Batería recargable de plomo ácido sellada, 12v 1.3Ah. (69) .....232

Figura 4.13 Electrodo de registro EMG, sondas y conexión al CPU. ....235

Figura 4.14 a) Mano mioeléctrica Venezolana. (70) b) Mano mioeléctrica de Tucumán Argentina.  
(71). c) Mano i-LIMB de Touch Bionics, Escocia. (72) d) Mano Michelangelo de Otto  
Block. (73).....237

Figura 4.15 a) Brazo Mioeléctrico Utah. (78) b) Brazo “Luke” por DEKA Research de EUA. (79)  
.....239

**CAPÍTULO 5**

Figura 5.1 Diseño de mano robot más estilizada, con 5 dedos y pulgar oponible. ....243

---

## ÍNDICE DE TABLAS

---

### CAPÍTULO 1

Tabla 1.1	Bioseñales más registradas. (3) .....	17
-----------	---------------------------------------	----

### CAPÍTULO 2

Tabla 2.1	Construir vs. Comprar, error de presupuesto. (24) .....	38
-----------	---	----

Tabla 2.2	Parámetros para el dimensionamiento de filtros de estructura sellen-key. (35).....	64
-----------	--	----

### CAPÍTULO 3

Tabla 3.1	Parámetros D-H para el dedo Índice. ....	97
-----------	--	----

Tabla 3.2	Parámetros D-H para el dedo Índice (con valores numéricos). ....	98
-----------	--	----

Tabla 3.3	Parámetros D-H para el dedo Medio. ....	98
-----------	---	----

Tabla 3.4	Parámetros D-H para el dedo Pulgar. ....	98
-----------	--	----

Tabla 3.5	Parámetros D-H para el dedo Medio. ....	99
-----------	---	----

Tabla 3.6	Algunas composiciones para aleaciones de aluminio 60XX. (42).....	119
-----------	---	-----

Tabla 3.7	Composición química de aleaciones de bronce. (46).....	120
-----------	--	-----

Tabla 3.8	Propiedades de los materiales No ferrosos: (48).....	120
-----------	--	-----

Tabla 3.9	Propiedades mecánicas del grilón 6. (52) .....	121
-----------	--	-----

Tabla 3.10	Parámetros para el filtro pasa alto $f_c=15\text{hz}$ . ....	150
------------	--	-----

Tabla 3.11	Parámetros para el filtro pasa bajo $f_c=2000\text{hz}$ . ....	150
------------	--	-----

Tabla 3.12	Parámetros de entrada. ....	199
------------	-----------------------------	-----

Tabla 3.13	Resumen de características de servomotores. ....	211
------------	--	-----

Tabla 3.14	Resumen de comandos de control del módulo MROB. ....	215
------------	--	-----

### CAPÍTULO 4

Tabla 4.1	Discapacidad a nivel nacional según el INEC (65). ....	223
-----------	--	-----

Tabla 4.2	Causas de discapacidad por amputación (63). ....	224
-----------	--	-----

Tabla 4.3	Tipos de amputación. (63) .....	226
-----------	---------------------------------	-----

Tabla 4.4	Resultado de pruebas. ....	227
-----------	----------------------------	-----

Tabla 4.5	Distribución de peso por componentes del KIT. ....	229
-----------	--	-----

Tabla 4.6	Fuerza ejercida por el dedo índice y medio. ....	230
-----------	--	-----

Tabla 4.7	Fuerza ejercida por el dedo pulgar. ....	230
-----------	--	-----

Tabla 4.8	Detalle de costo del proyecto a nivel técnico.....	237
-----------	--	-----

## ***Dedicatoria***

*Siempre recordaré mis años de Universidad, he tenido muchas experiencias buenas y malas, pero sobre todo recordaré las cosas buenas que compartí con amigos, tanto fuera como dentro de un aula, esta etapa de mi vida llega a su fin, he cumplido con un sueño y voy en pos de otros más.*

*Quiero dedicar este esfuerzo, a mis queridos padres y en especial a mi madre, que ha sido más que un pilar en mi vida, su sencillez y fuerza, que me acompañaron durante estos años, han sido inspiradores; su sacrificio ha hecho de mi la persona que soy.*



## **Prefacio**

Durante las últimas décadas, el desarrollo de la Robótica ha mostrado un avance significativo, al igual que se ha incrementado las áreas en las que se aplica y donde ha resultado de gran ayuda. Antes se consideraba a la robótica como exclusiva de la era espacial y de la industria; sin embargo, hoy podemos encontrarla en aplicaciones que van desde el entretenimiento, en forma de mascotas artificiales como: perros (Aibo), gatos, arañas, serpientes, etc. Así como en juguetes interactivos que simulan expresividad humana; últimamente se encuentra en desarrollo robots humanoides, los cuales son cada vez más sofisticados, con la finalidad de que en algún momento puedan cumplir con funciones o tareas cotidianas, normalmente realizadas por seres humanos; como la limpieza y mantenimiento del hogar; podrían desempeñarse como enfermeros, para el cuidado de personas de la tercera edad y de personas enfermas. Además, estos robots también se están enfocando en la asistencia y el rescate de personas heridas, en desastres naturales y en conflictos armados.

Los Robots han mostrado su eficacia en la manipulación de materiales peligrosos y en la manipulación de explosivos; incluso en el desarme de bombas y minas, evitando la exposición de seres humanos a situaciones de peligro.

El campo de la medicina no es la excepción, la fusión del cuerpo humano con dispositivos electrónicos y mecánicos es cada vez mayor, hasta el punto en que han empezado a aparecer los primeros seres humanos con partes biónicas; como es el caso de Jesse Sullivan, quien perdió los dos brazos en un accidente laboral, y con la ayuda de implantes en su pecho, puede controlar una de sus extremidades artificiales. Estos son los primeros pasos para algún día llegar a desarrollar ciborgs (un ser humano con partes y miembros artificiales), con capacidades superiores a las de un ser humano normal.

De tal manera que, de a poco estos avances tecnológicos van dejando de lado a la ciencia ficción, para convertirse en una realidad. El objetivo de estos avances, en su gran mayoría, es mejorar la calidad de vida del ser humano; donde se hace más palpable este aspecto, es en el desarrollo de prótesis inteligentes, que pueden o no, estar conectadas al cuerpo a través de implantes, dependiendo del grado de complejidad del dispositivo y de la discapacidad del paciente.

Este trabajo muestra el desarrollo de un prototipo de mano robot desde cero, cuyo objetivo es que se pueda emplear como prótesis mioeléctrica; para ello fue necesario realizar el análisis de varios aspectos; que van desde la estructura anatómica de la mano y del brazo humano, hasta el desarrollo de software de procesamiento de señales biológicas, para comandar a la mano robot.

**Capítulo 1:** En este capítulo se aborda el estudio focalizado a la estructura anatómica de la mano humana, de los músculos presentes en el brazo y de cómo se pueden utilizar estos, y más específicamente como se puede utilizar las señales Electromiográficas generadas en ellos, para comandar un dispositivo electrónico.

**Capítulo 2:** En este capítulo se analiza la electrónica detrás de la captura de las bioseñales del músculo, mas conocidas como señales EMG (Electromiográficas) y de las dificultades que representa trabajar con este tipo de señales, ya que son muy débiles; por lo que se necesita de amplificadores altamente sensibles, pero a la vez que sean inmunes al ruido eléctrico, tanto del paciente, como del ambiente que lo rodea. Otro aspecto importante analizado en este capítulo, es la interfaz de electrodos, donde se estudia su comportamiento desde el punto de vista eléctrico, tomando en consideración la impedancia de la piel y del mismo electrodo, según el material y el electrolito empleados.

**Capítulo 3:** Este capítulo constituye la parte medular de este trabajo de investigación, en el se detallan cada etapa del desarrollo del prototipo de mano robot: desde el diseño electrónico y mecánico, hasta la construcción misma de las partes que lo constituyen. También comprende la creación del software necesario, para que el sistema electrónico realice el procesamiento de las señales, y posteriormente el control del sistema mecánico de la mano. Además del software de monitoreo de bioseñales en tiempo real, que permitirá evaluar la calidad y morfología de la señales del paciente, para la calibración del dispositivo.

**Capítulo 4 y 5:** Finalmente en los últimos capítulos se evalúan los resultados obtenidos con el prototipo, sometiéndolo a diversas pruebas y a la evaluación por parte del usuario (voluntario) y de un Médico Especialista en Ortopedia; se analizan además el monto invertido en su desarrollo, las ventajas que posee y sus posibles mejoras en un prototipo futuro.

## Prólogo

Desde que era niño siempre me apasionó la ciencia y el arte, impulsadas por la curiosidad, ahora que soy adulto me doy cuenta que mi pasión sigue siendo la misma, pero con un nombre propio, ROBÒTICA. Recuerdo que de pequeño al llegar de la escuela me sentaba a mirar la televisión, lo que más me atraía eran los dibujos animados de ciencia ficción, en especial los anime japoneses, que luego trataba de dibujar y construir en madera o cartón. Un día, cuando tenía 7 años, pude ver por primera vez una “película”, en la que un joven peleaba contra un ser maligno, usando unos sables de luz; en la batalla el pierde su mano, por lo que tuvieron que colocarle una mano artificial, como una especie de implante biónico, la cual sorprendentemente se comportaba igual que una mano real. Cuando recuerdo esto y otros capítulos de mi vida, me doy cuenta que esa fue siempre mi pasión junto con la pintura; estos recuerdos inspiraron varios sueños y proyectos, y en especial este sueño, transformándolo después en una idea y que ahora es una realidad, al crear un prototipo de mano robot, como mi trabajo de tesis.

Conseguir que algo intangible y etéreo se convierta en algo plausible y tan real que puedas tocarlo, no es una tarea fácil, hay muchas barreras que vencer, empezando por las que tú te creas en ciertos momentos, y luego a las críticas: tanto las bien intencionadas, que son las que te ayudan a crecer; como las mal intencionadas que solo entorpecen tu camino; pero la perseverancia, un claro objetivo y la inspiración de un sueño, son fundamentales para llegar a la meta.

Actualmente el país importa tecnología de diversa índole, pero prácticamente no la produce, en parte por la falta de impulso a proyectos de desarrollo tecnológico, al menos hasta hace un tiempo, y al hecho de que se tiene que competir con productos manufacturados e importados de países como China y Corea, a un costo mucho menor. Sin embargo, creo que es momento para empezar a cambiar esta situación, con una visión de futuro; creo que tenemos la capacidad para hacerlo, ya muchos países de la región lo están haciendo.

Pero también existe un aspecto personal que motivó este proyecto, la solidaridad reciproca; hace mucho tiempo atrás un primo menor a mí, tuvo que enfrentar una vida difícil junto a su madre, pues él nació con un problema grave en la columna llamada escoliosis, su expectativa de vida no era muy alentadora; no obstante, pese a los pronósticos el consiguió operarse y ahora es un joven sano; pero su recuperación no habría sido posible sin el sacrificio de mi tía y a la ayuda de personas caritativas, médicos que lucharon hasta asegurarle una vida mejor, sin esperar nada a cambio, en una época en que las personas discapacitadas apenas eran tomadas en cuenta. Así que me hizo pensar que el desarrollo tecnológico y científico, puede ser una respuesta, si esta se enfoca en ayudar a la humanidad, en especial a aquellas personas vulnerables, y no en buscar la manera más eficiente de exterminarnos unos a otros.

Durante este largo camino que ha resultado llegar a mi meta, he aprendido a valorar muchas cosas; siempre le estaré agradecido a mi Dios por haberlo hecho realidad, y a muchas otras personas que con palabras de aliento, e incluso con su escepticismo, impulsaron mi deseo y ganas de continuar. Vengo del seno de una familia humilde; sin embargo, pese a las privaciones, mis padres siempre se esforzaron por darnos un futuro mejor a mis hermanas y a mí. A mi Madre la considero un ángel guardián, una persona sencilla pero luchadora, aún recuerdo cuando de niño y luego ya en la adolescencia me acompañaba hasta muy altas horas de la noche, mientras hacía mis tareas y trabajos, incluso me ayudaba en lo que podía; en una ocasión hasta me ayudó a pintar una maqueta para una exposición del colegio, a pesar de que eran ya las cuatro de la mañana y estábamos muy cansados. Agradezco su sacrificio inspirador y su amor incondicional.

Culminar una etapa, te permite evaluar el rumbo que has escogido en tu vida; me ha resultado difícil llegar a mi meta, y debo decirlo, fue por causa de falta de recursos; la mayor parte de mi carrera fue autofinanciada. Sin embargo, jamás me arrepentiré del camino que escogí, sin importar lo duro que haya sido, porque se cual es mi objetivo; si uno renuncia a sus sueños, se renuncia a la mitad de su vida; se renuncia a esa parte que te hace diferente, que te dice que allí afuera hay algo más, se renuncia a ese don que ha definido al ser humano desde el comienzo, la curiosidad.

Javier Collahuazo



## **Agradecimientos**

*Agradezco a Dios sobre todo y a la vida, por haberme brindado una familia como la que tengo, sin su apoyo este sueño jamás habría podido materializarse.*

*A mi madre que siempre ha estado presente apoyándome en cada proyecto nuevo que inicio en mi vida.*

*A mi Papá, mis hermanas Alicia y Luly, a mis sobrinos, a mis primos Diego y Carolina y a mi tía Laura por creer en mí.*

*A mis buenos amigos Oscar y Fernando, por su amistad y ayuda en momentos trascendentales.*

*A Juan Jara, por su valiosa colaboración en las pruebas y por compartir su historia de vida, así como a la Empresa HIVIMAR.*

*A Ricardo Arriola y al personal de MCA por su asistencia.*

*Al Dr. Raúl Cáceres, al Sr. Jorge Cherres y a CEPRODIS-MIES.*

*Al Dr. Luis Rojas Médico Ortopedista.*

*Y A mi Director de Tesis el Ing. Esteban Ordoñez, por su valiosa guía y amistad.*

**A TODOS UN AGRADECIMIENTO PROFUNDO  
DESDE EL CORAZON.**

***“Sin la inspiración de un sueño, nada en nuestra vida tendría sentido y un propósito, por eso seguiré luchando por hacerlos realidad, aún en contra del destino”***

**Javier Collahuazo**



---

# CAPÍTULO 1

---

## ANATOMÍA MUSCULAR Y SEÑALES EMG

El desarrollo de una mano artificial implica tomar en cuenta algunos aspectos, entre ellos los de carácter funcional y estructural, desde el punto de vista técnico, esto involucra que para emular especialmente el aspecto funcional, es necesario primero analizar la estructura o anatomía propiamente dicha de la mano humana, de esta manera observaremos como la naturaleza y la evolución han dotado al ser humano de herramientas únicas, como sus manos, que son equiparables solo con las de otros primates. Más adelante se tratara de usar los aspectos más básicos de la misma para construir un mecanismo que permita replicar algunos de sus movimientos.

El aspecto anatómico no es lo único que se pretende utilizar para este proyecto, puesto que también se puede utilizar las señales eléctricas de carácter biológico que produce los músculos del cuerpo humano y en este caso las del usuario. Estas señales más conocidas como señales EMG (señales Electromiográficas) serán analizadas más adelante, puesto que mediante ellas el usuario podrá manejar su mano artificial.

### 1.1 Anatomía Muscular

“Los músculos son los órganos que se encargan de la movilidad y la estabilidad del cuerpo.

Tienen como característica principal las propiedades de:

- **Contracción**. Poder acortar sus fibras.
- **Elasticidad**. Poder recuperar su forma después de una contracción.
- **Excitabilidad**. Responder a los estímulos.

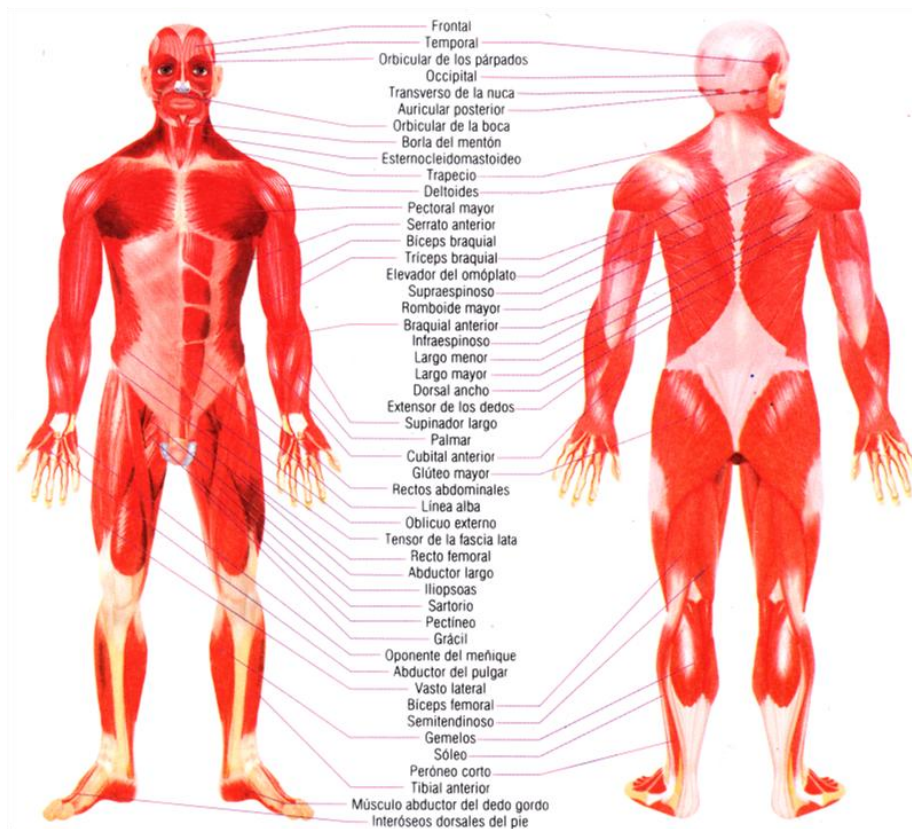


Figura 1.1 Músculos del cuerpo humano. (1)

Por su estructura y características histológicas (aspecto al microscopio), hay tres tipos de músculos:

- **Músculo liso.** Recubre las estructuras internas, como la pared intestinal, bronquios, vejiga, vasos sanguíneos etc. Su movimiento es involuntario.
- **Músculo cardíaco.** Es de gran excitabilidad y conductibilidad, determinando con esto su capacidad de presentar contracciones rítmicas y frecuentes, las cuales establecen el ritmo cardíaco (80 contracciones por minuto, aproximadamente, en un adulto). Su movimiento es involuntario.
- **Músculo estriado.** Puede realizar contracciones rápidas o lentas y tiene como característica distintiva con respecto a los dos anteriores el de llegar a la fatiga. Su movimiento depende expresamente de la voluntad". (2)

El tipo de músculo sobre el que nos centraremos más adelante para la obtención de las bioseñales son justamente los músculo de tipo estriado, pues como se dijo

anteriormente, estos nos permiten movernos y podemos controlarlos voluntariamente, en el caso del brazo son los que nos permiten flexionarlo y relajarlo a voluntad.

La Electromiografía Proporciona información muy útil sobre el estado fisiológico del músculo y el de los nervios que los activan.

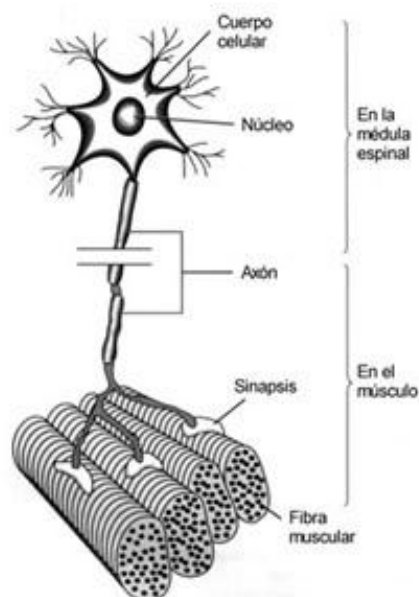
También se puede clasificar a los músculos según su disposición anatómica:

- **Esqueléticos.**
- **Cardiaco.**
- **Visceral.**

“En el músculo se pueden distinguir dos tipos de unidades: las anatómicas y las funcionales. La unidad anatómica es la llamada *fibra muscular* y la unidad funcional es la *unidad motora*”. (3)

### **Unidad Motora.**

“Una Unidad Motora (U.M) es un grupo de fibras musculares inervadas por una única motoneurona de la médula espinal o de un núcleo motor del tallo cerebral. Una Unidad Motora comprende: una motoneurona, su axón, las ramificaciones de éste y el conjunto de fibras musculares sobre los que estos hacen contacto sináptico (sinapsis).



**Figura 1.2** Unidad motora. (4)

Si la motoneurona sufre una despolarización, ésta recorre todo el axón hasta las terminaciones sinápticas y provoca la despolarización, casi sincrónica, en todo el conjunto de fibras musculares de la unidad motora”. (3) En la figura 1.2 se observa la disposición de la motoneurona en la unidad motora.

Y en la figura 1.3 se observa en detalle, la unidad motora, la médula espinal y las terminales nerviosas tanto del músculo como de la piel.

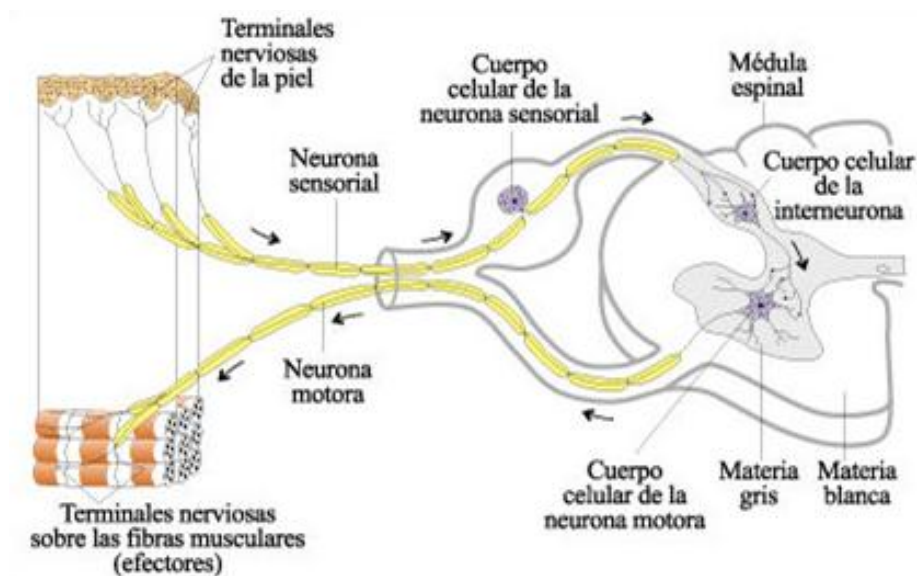
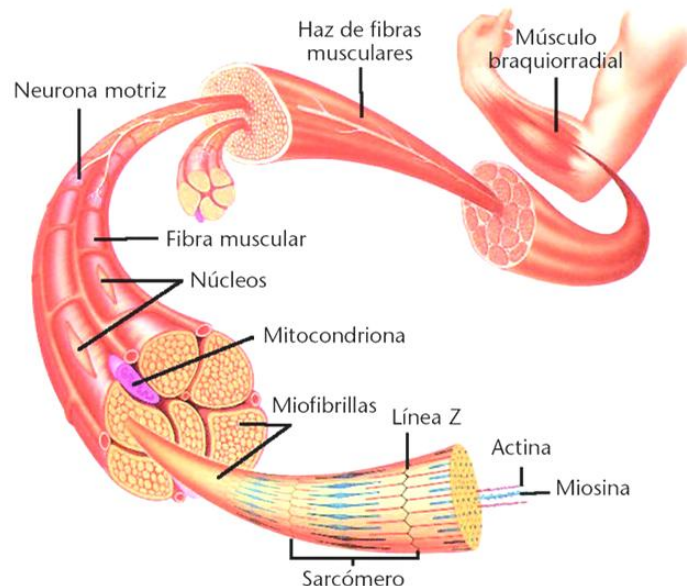


Figura 1.3 Médula espinal y unidad motora. (5)

### Estructura del Músculo.

“Un músculo puede considerarse como un conjunto de unidades motoras dispuestas en paralelo, entre las cuales se encuentran otras fibras musculares modificadas llamadas Husos Musculares que contienen elementos sensoriales que perciben las tracciones en el músculo y sirven para el servo control de la posición del músculo. (3)”

“En los músculos estriados, que son los que nos ocupan, la fuente principal de energía para la contracción muscular es el ATP (Adenosín trifosfato).



**Figura 1.4** Estructura del músculo estriado. (6)

Las fibras musculares que se especializan en la actividad de alta potencia durante periodos cortos de tiempo se llaman **fibras blancas o tipo I** y son las que usan más la vía energética del ATP a través del mecanismo de la **Glicólisis** (tomando moléculas de glucosa del glicógeno almacenado en el músculo). Por sus propiedades mecánicas se les llama también **fibras de contracción rápida, fatigables o (FF)**.

Las fibras musculares que deben permanecer en actividad por periodos largos de tiempo se les llaman **fibras rojas o tipo II**. Son las primeras en ser activadas en la contracción muscular cuando se requiere un nivel bajo de potencia. Por sus propiedades mecánicas se les llama también **fibras de contracción lenta resistentes a la fatiga (SR)**.

Hay otras fibras musculares cuyas propiedades mecánicas se encuentran entre las dos anteriores (**FF y SR**). Generan una contracción relativamente rápida, pero también son relativamente resistentes a la fatiga y se les llama **fibras resistentes a la fatiga o (FR)**.

Cuando un músculo entra en actividad pueden presentarse tres fenómenos:

**A)** El músculo activo se acorta acercando sus dos extremos. A esto se le conoce como **contracción isotónica**. Un ejemplo es la contracción del músculo bíceps (“conejo” del brazo), cuando se levanta un objeto pesado.

**B)** El músculo está activo, pero su longitud se mantiene constante. A esto se llama **contracción isométrica**. La acción del bíceps del brazo cuando se soporta una carga pesada con los brazos es un ejemplo de ello.

**C)** El músculo se activa, pero sus extremos se alejan, alargando el músculo. A esto se le llama **contracción excéntrica**. Un ejemplo de esto es la acción de los músculos del brazo en el momento de lanzar una pelota”. (2)

Finalmente una última clasificación es por su función, se puede tener los siguientes:

**1) Abductores:** “Son los que se encargan de alejar las extremidades del eje central del cuerpo. Ejemplo: Levantar un brazo a los lados.

**2) Aductores:** Son los que se encargan de llevar las extremidades hacia el eje central del cuerpo. Ejemplo: Llevar un brazo hacia adentro del cuerpo, como poner el codo a nivel del ombligo.

**3) Pronadores:** Son los que hacen girar las extremidades hacia adentro. Ejemplo: Girar la mano hacia adentro.

**4) Supinadores:** Son los que permiten la inclinación de las extremidades. Ejemplo: Inclinarse la mano hacia los lados.

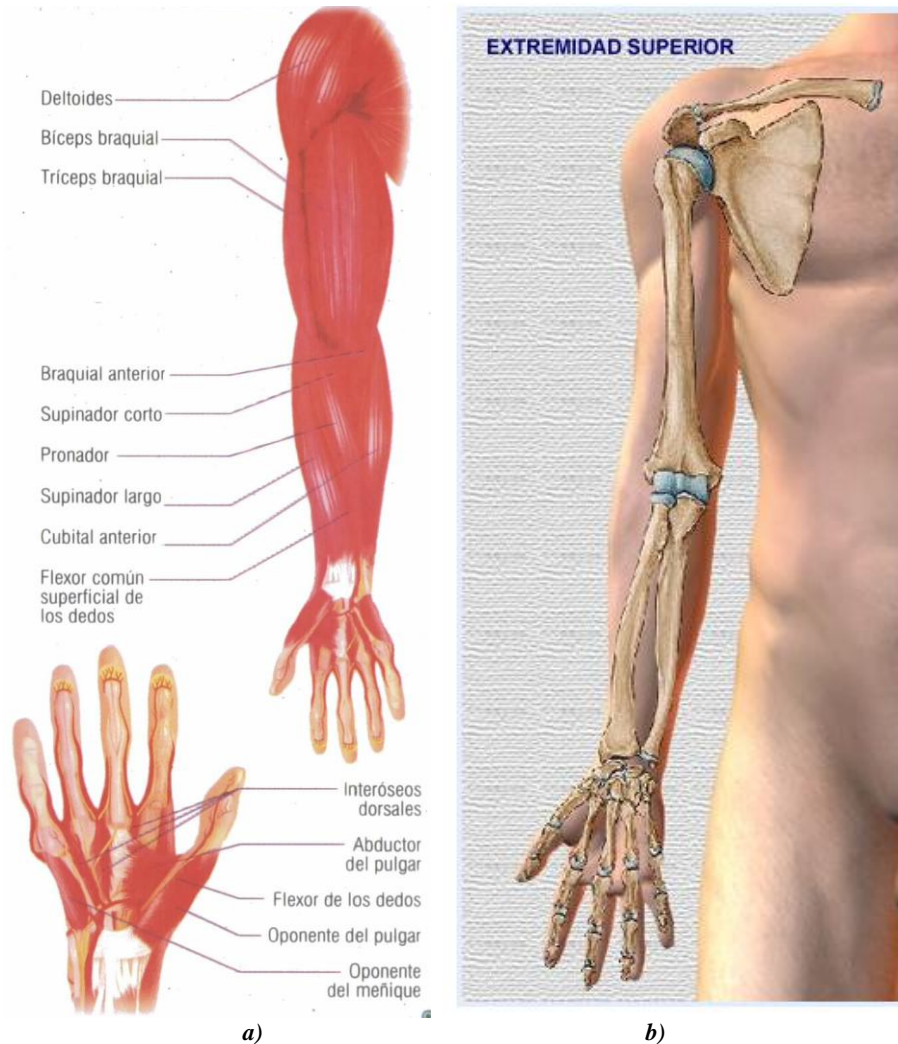
**5) Flexores:** Son los que permiten la flexión de las extremidades. Ejemplo: La flexión de la pierna sobre el muslo o del brazo sobre el antebrazo.

**6) Extensores:** Son los que permiten la extensión de las extremidades. Ejemplo: La extensión de la pierna sobre el muslo o del antebrazo sobre el brazo”. (2)

### 1.1.1 Músculos del Brazo

La necesidad de estudiar la estructura muscular radica, como se verá en los capítulos siguientes, en el hecho de que para obtener una buena señal EMG es necesario realizar una correcta colocación de los electrodos sobre dichos músculos y para ello es necesario conocer la ubicación o disposición de los mismos, además de conocer que músculos son los más idóneos para obtener dichas señales, dependiendo justamente de que músculos puede controlar mejor el usuario o paciente.





**Figura 1.5** a) Musculatura. (1) b) Estructura ósea del brazo. (7)

En la figura 1.6 se puede apreciar la ubicación exacta de cada músculo sobre la estructura ósea del brazo; de estos, pasare a detallar los que se consideran más relevantes para nuestro proyecto, según su utilidad y la capacidad de control que pueda tener el usuario sobre los mismos.

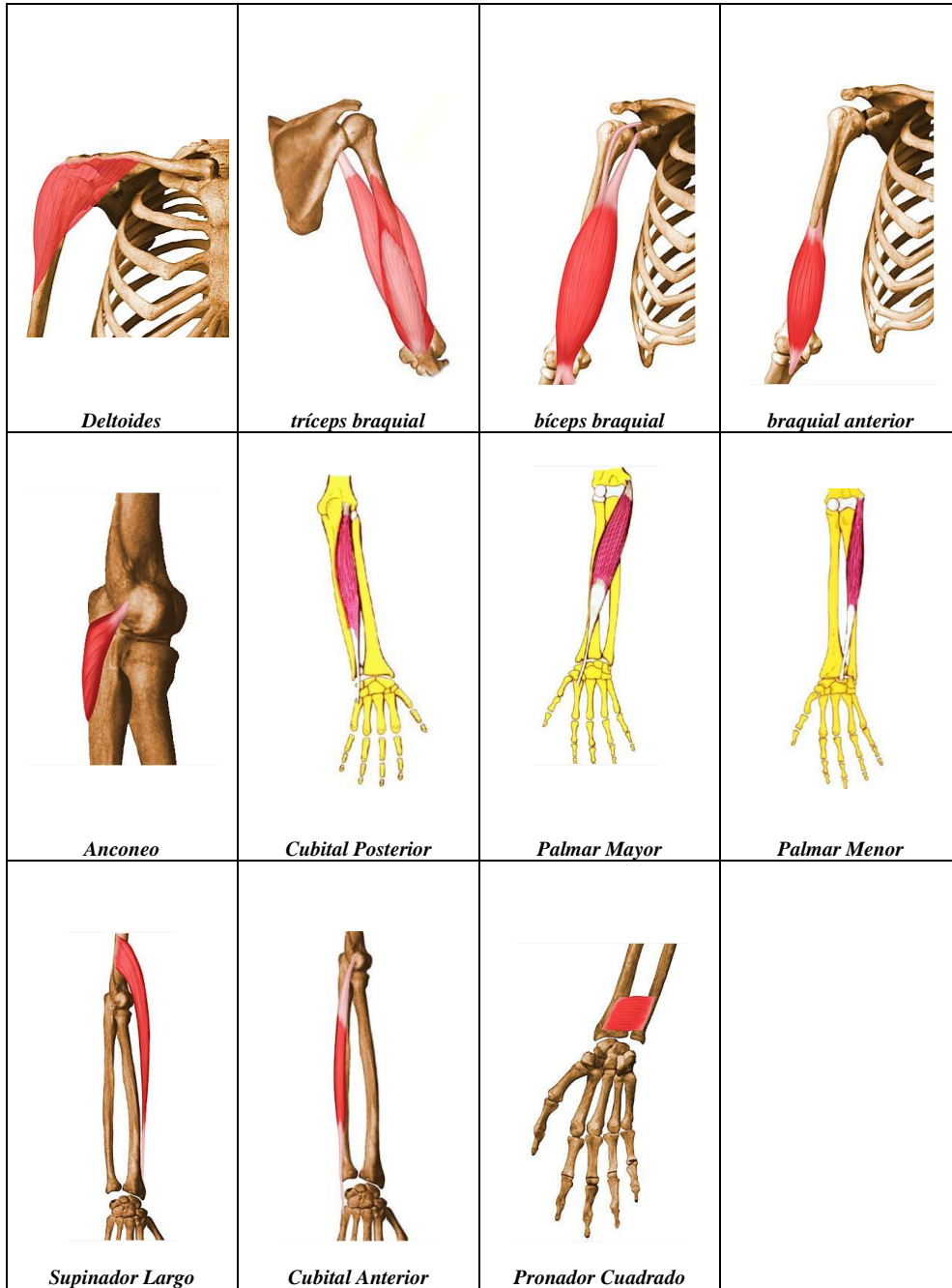


Figura 1.6 Ubicación de los músculos en la estructura ósea del brazo. (8)

### **Músculo Deltoides**

“Se llama así por su forma, parecida la letra griega delta. Es un músculo de largo trayecto con origen en tres partes bien diferenciadas, la clavícula, el acromion y la apófisis espinosa de la escápula. Se trata de un músculo poligástrico de 7 vientres, de los cuales 4 corresponden a la espina escapular, 1 al acromion y 2 al tercio externo de la clavícula. Todos ellos convergen en un punto de la cara lateral del tercio medio del húmero en lo que se llama "V deltoidea"”. (9)

### **Tríceps Braquial**

“Músculo de 3 cabezas, a las cuáles se les da el nombre de “vastos” (interno, externo, medio o largo). Ocupa prácticamente toda la cara posterior del húmero, salvo su segmento posterior que está ocupado por el deltoides. Es un músculo multipenniforme aumentando la tensión que puede ejercer. Es muy grueso, aunque excede notablemente a las necesidades que tiene el ser humano.

Es un músculo anti gravitatorio que, en el humano ha perdido parte de sus funciones pero que mantiene una gran resistencia para evitar caídas y proteger la parte más sensible del tronco y la cabeza.

Además es sinérgico antagonista del bíceps braquial, facilitando la acción de atornillar, específica del ser humano en la manipulación de objetos con un fin establecido”. (9)

### **Bíceps Braquial**

“Se encuentra junto al músculo coracobraquial. Topográficamente es del codo, pero funcionalmente es muy importante en la articulación escapulo humeral”. (9)

### **Braquial Anterior**

“Es un músculo bastante profundo situado detrás del bíceps braquial. Se origina en la cara anterior del primer o segundo tercio inferior del húmero. Se inserta en la cara anterior o punta de la apófisis coronoides del cúbito.

Actúa como flexor del codo en cualquier posición que adopte, independientemente de la pronación o la supinación. Al ser muy grueso es bastante potente, y en algunas acciones es suficiente por sí sólo para flexionar el codo, además actúa a gran velocidad”. (9)

### 1.1.2 Movimientos Básicos de la Mano

En la figura 1.7 se aprecia la estructura ósea de la mano, que posteriormente nos servirá para el diseño y la construcción de una mano artificial que tratara de emular algunos de sus movimientos.

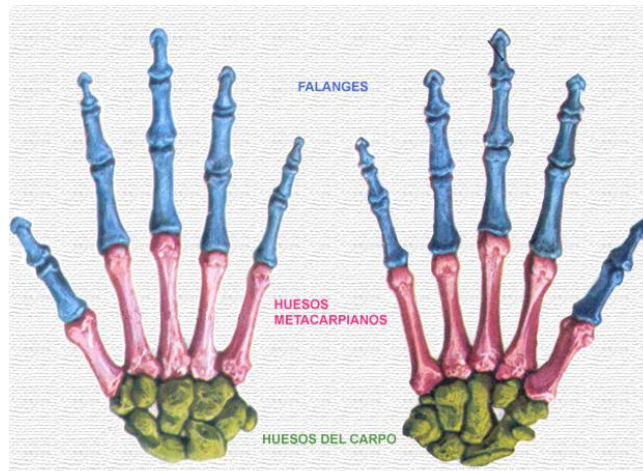


Figura 1.7 Estructura y disposición de los huesos de la mano. (7)

La mano está constituida por 27 huesos, los que se agrupan en tres áreas o estructuras distintas.

#### Estructura del Carpo

“El carpo está formado por ocho huesos pequeños en dos hileras transversales, una hilera superior o antebraquial y una hilera o metacarpiana.

- La primera comprende cuatro huesos: el escafoides, el semilunar, el piramidal y el pisiforme.
- La segunda comprende igualmente cuatro: el trapecio, el trapecoide, el grande y el hueso ganchoso”. (7)

**Escafoides:** “Es el hueso más voluminoso de la primera fila, que toma su nombre de su forma parecida a una barquilla o esquife. De las seis caras del escafoides, tres son articulares y las otras tres no articulares.

El escafoides se articula con cinco huesos.

- el radio
- el semi-lunar

- el hueso grande
- el trapezoide
- el trapecio

**Semilunar:** Llamado así porque tiene la forma de media luna con la concavidad mirando hacia abajo, el semilunar dispone de cuatro carillas articulares para con los huesos inmediatos y dos carillas no articulares.

El semilunar se articula con cinco huesos.

- el radio
- el escafoides
- el piramidal
- el ganchoso
- el hueso grande

**Piramidal:** el piramidal tiene la forma de una pirámide, cuya base mira hacia arriba y afuera. Presenta cuatro carillas articulares y dos no articulares.

El hueso piramidal se articula con cuatro huesos:

- el cúbito
- el pisiforme
- el semilunar
- el hueso ganchoso

**Pisiforme:** hueso alargado en sentido vertical, ligeramente aplanado de fuera a dentro y que presenta dos extremos y cuatro caras.

El pisiforme se articula únicamente con el hueso piramidal.

**Trapecio:** el trapecio, situado entre el escafoides y el primer metacarpiano, tiene tres carillas articulares y tres carillas no articulares.

El trapecio se articula con cuatro huesos:

- el escafoides
- el trapezoide
- el primer metacarpiano
- el segundo metacarpiano

**Trapezoide:** el trapezoide se encuentra situado entre cuatro huesos, el escafoides por arriba, el segundo metacarpiano por abajo, el trapecio por fuera y el hueso grande por dentro presentando por tanto cuatro carillas articulares. Además, presenta dos carillas no articulares.

El trapezoide se articula con cuatro huesos:

- por arriba, con el escafoides;
- por abajo, con el segundo metacarpiano
- por fuera, con el trapecio
- por dentro, con el hueso grande

**Hueso Grande:** el hueso grande es el más voluminoso de todos los huesos del carpo. Está formado de tres porciones: una porción superior, redondeada, la cabeza; una porción inferior, muy voluminosa, el cuerpo, y otra porción media, el cuello. También presenta carillas articulares y carillas no articulares.

El hueso grande se articula con siete huesos:

- el escafoides
- el semilunar
- el trapezoide
- el hueso ganchoso
- los tres metacarpianos centrales

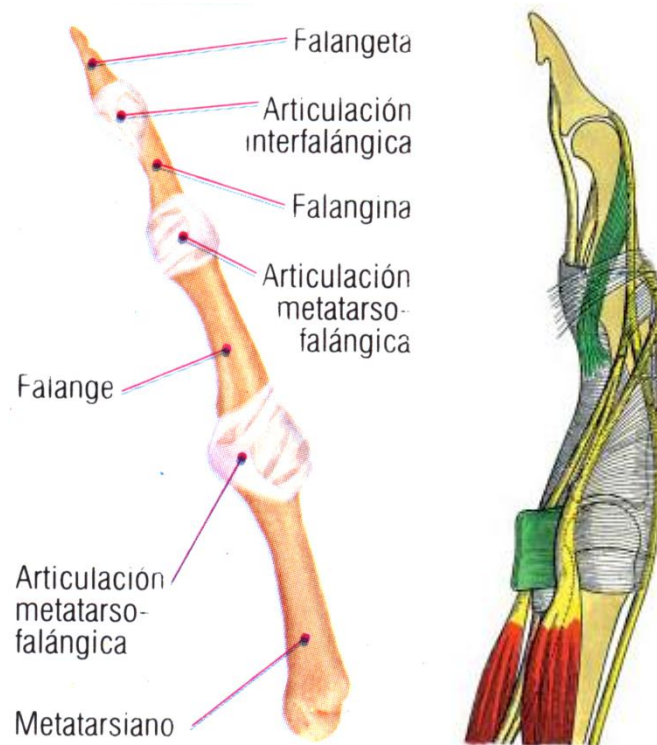
**Hueso Ganchoso:** el hueso ganchoso es el último de la segunda fila del carpo. Mucho más ancho en su parte inferior que en la superior, se parece bastante a una pirámide, cuya base está en relación con los dos últimos metacarpianos.

El hueso ganchoso se articula con cinco huesos:

- el piramidal
- el hueso grande
- el semilunar
- los dos últimos metacarpianos

### **Biodinámica para un dedo**

El diseño de órganos de agarre artificiales tiene como fuente natural de inspiración la misma mano humana. El objetivo de los investigadores es la emulación de las habilidades mostradas por la mano en su interacción con el ambiente externo, (7) mediante dispositivos mecánicos y o electromecánicos (mecatrónicos), dichas investigaciones impulsan el desarrollo de sistemas enfocados a prótesis para brazos y manos, como en nuestro caso.



**Figura 1.8** Estructura del dedo humano (10) (11)

La base para el diseño de la mano artificial es analizar, conocer y finalmente emular el movimiento primeramente de los dedos reales, para comenzar podemos usar la estructura ósea mostrada en la figura 1.8, en la misma se muestra la estructura junto con las articulaciones, que mantiene unidos los huesos, además podemos ver los tendones y músculos que conforman la parte dinámica del dedo.

Ahora pasaremos a determinar los movimientos y los grados de libertad que posee cada dedo y la mano en su conjunto.

“La mano humana se conecta a la muñeca a través de la palma y está dotada de veinte GDL (grados de libertad) accionados por cerca de cuarenta músculos”. (12)  
 “El dedo pulgar esta fijo por debajo de los otros dedos y puede realizar los movimientos de cierre y rotación, debido a la gran movilidad de su metacarpo”, (12) como se puede observar en el esquema de la figura 1.9.

“Esto permite variar la orientación del plano en que se desarrolla el movimiento de doblado y extensión del dedo pulgar, propiedad a través de la cual es posible oponer el dedo pulgar a los otros dedos. Con el término abducción se entiende el movimiento de salida del dedo del eje del brazo.



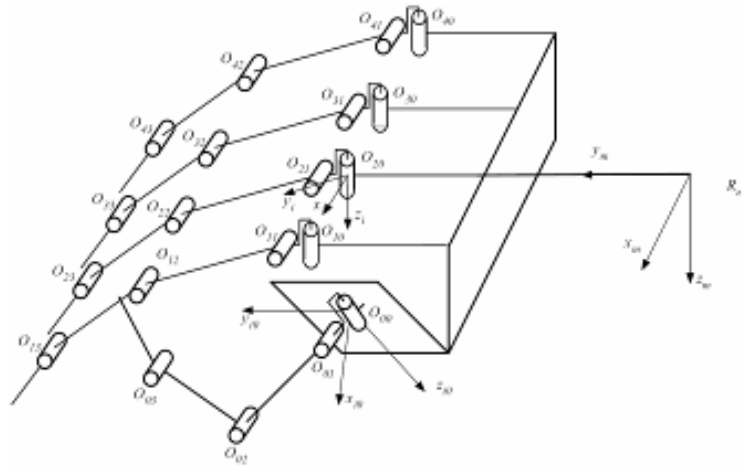


Figura 1.9 Modelo mecánico equivalente del esqueleto de la mano. (12)

El movimiento de Extensión/Abducción (véase sección sobre Estructura del Músculo) es la capacidad de extensión del pulgar hacia la parte exterior y flexión hacia el interior de la palma. El término *Oposición* se define como la capacidad de unión de las puntas del pulgar y el meñique.

La Aducción es la capacidad de acercamiento y alejamiento del pulgar de la palma, cuando ambos se encuentran en un mismo plano”. (12)

En 1919, Schlesinger agrupó en seis categorías las estrategias de agarre de la mano humana: agarre cilíndrico, de punta, de gancho, de palma (Palmar), esférico y de lado (Lateral), como se muestra en la Figura 1.10.

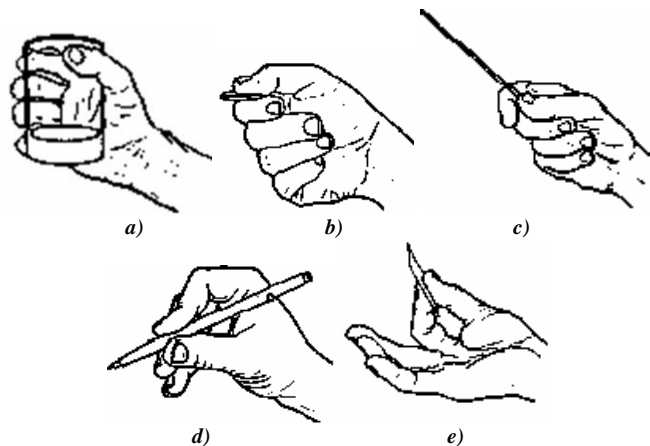


Figura 1.10 Modelos prensiles humanos. a) Cilíndrica palma. b) Subterminal lateral. c) Centralizado. d) Tridigital. e) Posición Subterminal. (12)

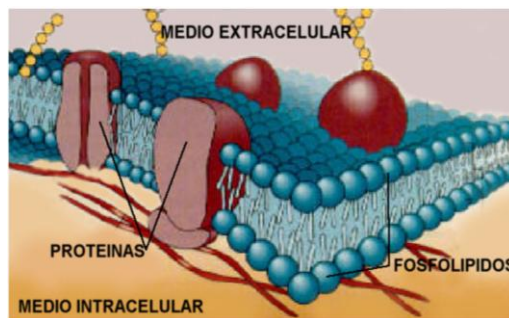


## 1.2 Bioelectricidad

Otro de los aspectos fundamentales para el proyecto, es el estudio de las señales eléctricas de origen biológico, que están presentes en el cuerpo humano, concretamente hablando las señales que se producen en los músculos al momento de ser activados, sean estos músculos involuntarios como los del corazón (miocardio), o el de los músculos voluntarios alojados en el brazo y parte del hombro y tórax del usuario, que es el caso que compete a este proyecto, pues a partir de estas señales y previo un tratamiento, se logrará comandar los actuadores de la mano artificial.

### 1.2.1 Orígenes de la Bioseñal PMR

“En la membrana que cubre las células vivas existe un potencial eléctrico, que puede ser medido entre sus caras interna y externa. En estado de reposo la cara interna de la membrana es negativa y la externa positiva.



a)

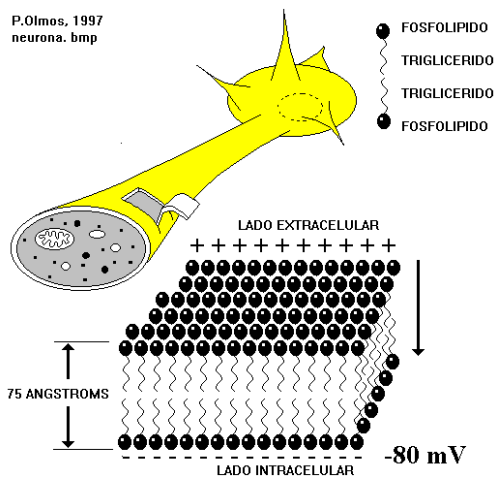


Figura 1.11 a) Membrana Celular. (13) b) Célula Viva en Reposo. (14)

“En principio la causa de la existencia de esta diferencia de potencial es el desbalance iónico que normalmente existe entre los medios **intra** y **extracelular** que separa la membrana.

El líquido extracelular posee concentraciones elevadas de iones **Cloro (Cl<sup>-</sup>)** y **Sodio (Na<sup>+</sup>)**, predominando el Sodio. El líquido intracelular (citoplasma) contiene concentraciones relativamente altas de iones **Potasio (K<sup>+</sup>)** y **aniones (-)** orgánicos, predominando estos últimos.

El origen del estado de reposo o equilibrio es causado **principalmente** por los iones Potasio K<sup>+</sup> que tienden a difundirse hacia el exterior de la célula. La salida de iones Potasio se produce hasta el punto que el medio externo se hace tan positivo que un Gradiente Eléctrico de igual magnitud se opone al Gradiente de Concentración para el ión Potasio.

Todas las células tienen un Potencial de Membrana característico (único), lo que es sumamente útil para lograr diagnósticos por diferenciación. **En los mamíferos este potencial es típicamente de -90 mV.** En la superficie de la membrana se agrupan las cargas positivas y su interior las cargas negativas”. (3)

### 1.2.2 Potencial de Acción

“Existen algunos tipos de células (células excitables) que en respuesta a un estímulo de intensidad y naturaleza adecuadas exhiben una variación reversible significativa de su **P.M.R.** (Potencial de Membrana en Reposo). Tales variaciones se denominan "Potencial de Acción". (3) (ver figura 1.12)

Ejemplos de células excitables son: las neuronas (por excelencia), las musculares y las glandulares.

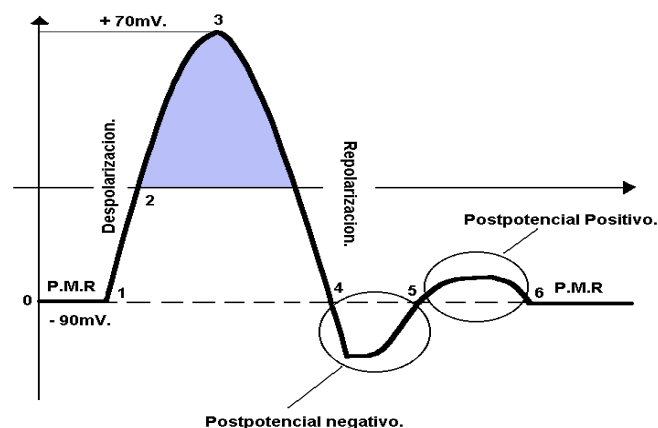


Figura 1.12 Forma de onda hipotética del potencial de acción. (3)

Los Potenciales de Acción también son capaces de propagarse a través de la membrana y de célula en célula. Debido a que cada tipo de célula posee una actividad eléctrica característica (Potenciales de Acción diferenciados). La medición de esta actividad proporciona importantes informaciones relacionadas con el funcionamiento celular de conjuntos de células (tejidos y órganos)". (3)

### Las Bioseñales.

“Una bioseñal es propiamente el registro macroscópico de la superposición de diferentes Potenciales de Acción asociados a un órgano o tejido determinado. El estudio clínico de las señales bioeléctricas (bioseñales) brinda información diagnóstica que puede ser obtenida de los registros, de ahí que exista una amplia gama de aparatos dedicados a estos fines”.

Las bioseñales más registradas son:

- E.C.G (electrocardiograma).
- E.M.G (electromiograma).
- E.E.G (electroencefalograma).
- E.R.G (electroretinograma).
- E.O.G (electrooculograma).

En la tabla 1.1 se detalla las características y especificaciones de cada señal que puede registrarse.”

**Tabla 1.1** Bioseñales más registradas. (3)

Señal	Niveles de Voltaje.	Z electrodo	Tipo de Electrodo.	Ancho de Banda.
ECG	0.5 a 8 mV	1 a 100K (Media - alta).	De superficie.	0.05 a 100Hz.
EEG	5 a 300 mV	100 a 500K (alta).	Electrodo tipo "Scalp".	0.05 a 300Hz.
<b>EMG superficial</b>	<b>0.1 a 1 mV</b>	<b>200Ω a 5K</b> <b>(baja - media).</b>	<b>Electrodo</b> <b>superficial.</b>	<b>50 Hz. a 2KHz.</b>
EMG de aguja.	0.1 a 5 mV	100K (Media - alta).	Electrodo de Aguja.	0.05Hz. a 10Khz.
EOG	50μV a 3.5 mV	Alta	De Superficie.	DC a 50 Hz.
ERG	0 a 900 mV	Alta	De Superficie	DC a 50 Hz.
EGG	1 mV a 10 mV.	Media	De Superficie.	DC a 1 Hz.

### 1.3 Registro de Bioseñales, señales EMG

“La **Electro – mio – grafía** es el registro y estudio de la actividad eléctrica de los músculos (estriados fundamentalmente)”. (3) El término **mio** se refiere al músculo. “La Electromiografía Proporciona información muy útil sobre el estado fisiológico del músculo y el de los nervios que los activan”, (3) en el área médica esto resulta muy útil. Sin embargo ésta no es la única aplicación de las señales EMG, pues se podría trabajar con las señales generadas por los músculos que se accionan voluntariamente (músculos del brazo), sumándole una interfaz adecuada, para que controle una prótesis o un mecanismo de apoyo externo. Con esta perspectiva, se pretende aprovechar estas bioseñales para comandar el dispositivo mecánico o mano robot a desarrollarse en este trabajo.

#### Características de la Señal Electromiográfica.

- Espectro de importancia 0-500Hz. Pero puede llegar hasta los 2kHz, para registro EMG superficial (electrodos superficiales), y hasta los 10kHz para el registro invasivo (Electrodos de aguja implantadas en el músculo), véase sección 2.3.3.
- Energía dominante entre 50 - 500Hz.
- La adquisición de señales EMG se ve fuertemente afectada por el ruido de línea eléctrica (60Hz).
- Aleatoria. (Representación por medio de distribución Gaussiana). (15)
- Amplitudes entre 0-1mVrms aproximadamente.
- Los potenciales de acción de cada músculo presenta una Magnitud fija. (Número de disparos y número de fibras reclutadas). (15)

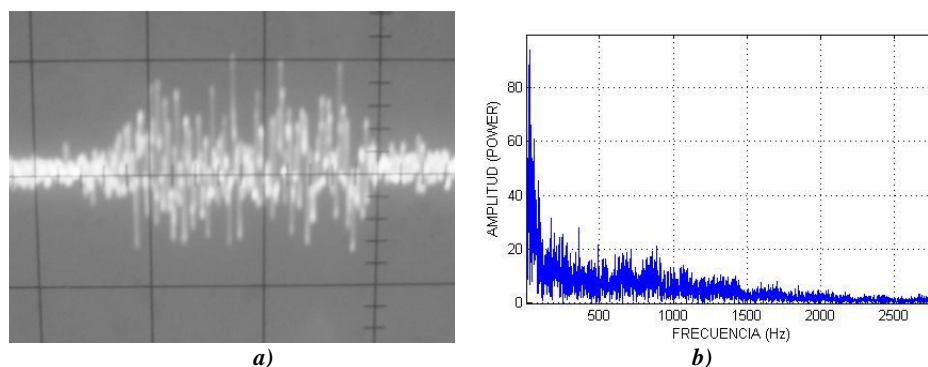


Figura 1.13 a) Señal EMG real capturada. (16). b) Señal EMG en el dominio de la frecuencia (Matlab).

## Técnica de EMG

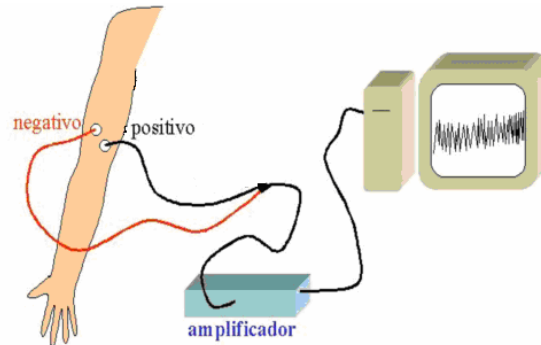


Figura 1.14 Disposición de los equipos para el registro de señales EMG. (16)

“Los clínicos **aplican los electrodos de referencia y tierra al sujeto**. Después mientras el fisiólogo vigila un osciloscopio y escucha un parlante, **el electrodo de aguja se introduce rápidamente en el músculo que será examinado**. La inserción del electrodo causa una estimulación mecánica de las fibras nerviosas adyacentes y musculares. Esto desencadena una corta ráfaga de Potenciales de Acción, que serán escuchados y visualizados en el T.R.C. El carácter de los potenciales de respuesta (también de nominados “potenciales de inserción”) registrados dependerá del estado del músculo”. (3)

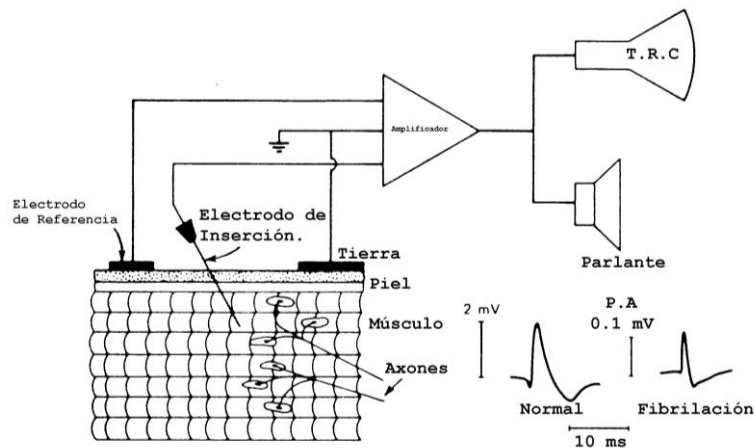


Figura 1.15 Registro de señales EMG para diagnóstico clínico. (3)

Existen dos formas o métodos en los que se puede tomar una señal EMG, la primera es la bipolar, en la que se usan dos electrodos más uno de referencia, que debe ser colocado donde comienza el músculo sobre el cual se va a trabajar, tal como se muestra en la figura 1.16 y la segunda forma de detección es la mono polar, en la que se usa un solo electrodo más uno de referencia.

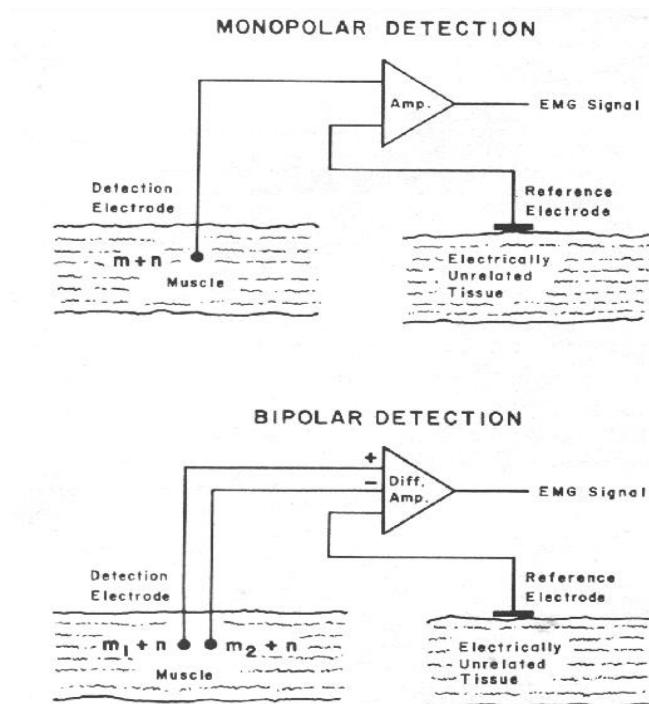


Figura 1.16 Arreglos de electrodos para la detección de señales EMG. (17)

El sistema básico de registro de electromiografía está compuesto por los siguientes elementos: (16)

- Electrodo superficiales
- Preamplificación (amplificador instrumental diferencial)
- Filtros
- Amplificación
- Sistema de Registro
- 

**Electrodos superficiales.** Recogen la actividad eléctrica del nervio. Con estos electrodos se puede obtener una idea de la electro-génesis global del músculo. (16)

**Preamplificación.** En un principio se usaron dos amplificadores, cuya finalidad es la de amplificar los diminutos potenciales recogidos en el músculo que están en un rango aproximado de  $100\mu\text{V}$  a  $1\text{mV}$ , de tal forma que puedan ser visualizados en la pantalla de un osciloscopio o un computador. (16)

**Filtros.** En la etapa de filtrado se debe tener muy en cuenta el rango de frecuencias en las que se encuentran las señales EMG, de 50 a 500hz, que es donde se concentra la mayor energía de la señal como ya se dijo anteriormente. Para el

proyecto se debe procurar que la etapa de filtrado distorsione lo menos posible la señal original, en el capítulo siguiente, se realizará un estudio más profundo con respecto a esta etapa y de la selección del filtro más adecuado.

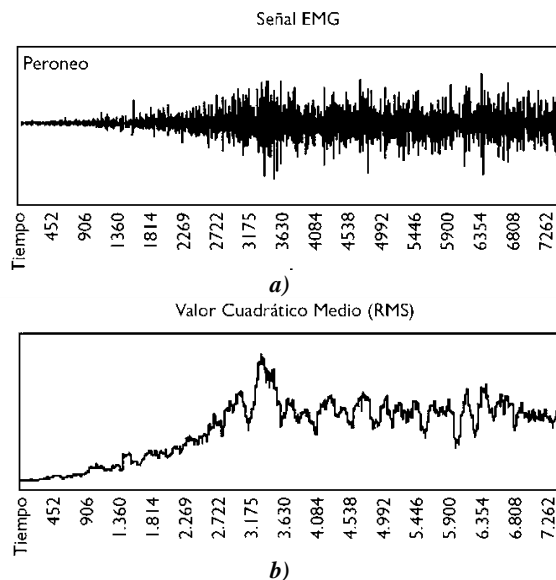
**Amplificación.** En esta etapa se realiza de nuevo una amplificación, pero en este caso es de la señal ya filtrada, dicha etapa es implementada mediante amplificadores operacionales. (16)

**Sistema de Registro.** La señal puede ser observada en un osciloscopio o en un computador. La señal filtrada que es análoga, se lleva al computador por medio de una tarjeta de adquisición de datos. Una vez en el computador, (16) se puede utilizar el software más adecuado para la visualización y el procesamiento de ser necesario.

### Análisis en el dominio del tiempo

El análisis en el Dominio del Tiempo, relaciona el voltaje con la variable independiente tiempo, dada en milisegundos. Se obtiene a partir de la onda original que resulta del registro electromiográfico del paciente. (18)

Se parte de una onda original y uno de los primeros interrogantes es decidir donde inicia la actividad, (18) como se muestra en la Figura 1.17a. “La mayoría de autores lo realiza manualmente pero también se han probado algoritmos de detección automática que funcionan muy bien”, (18) ver figura 1.17b



**Figura 1.17** Señal EMG en el tiempo. a) Señal original. b) Detección de envolvente. (19)

Después de la detección del inicio se realiza una rectificación de la onda, ver figura 1.18b, seguido de la interpretación que puede hacerse para el análisis de los picos máximos de la señal, el análisis de la señal media y el análisis del voltaje promedio mediante la integración. (18)

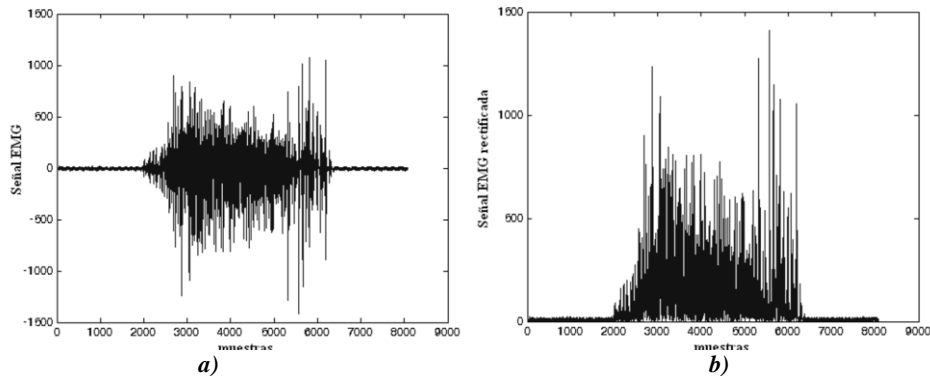


Figura 1.18 a) Señal EMG original, b) señal rectificada. (20)

### Análisis en el dominio de la frecuencia

Para evaluar los componentes de frecuencia de la señal electromiográfica se realiza una gráfica de Potencia vs. Frecuencia que se denominada un análisis espectral como se muestra en la Figura 1.19b. Los parámetros que cotidianamente se evalúan son: el pico de frecuencia, el pico de potencia y la potencia acumulada. Para ayudar a la comprensión intuitiva se presentara a continuación una señal EMG con la respectiva interpretación de los parámetros señalados, ver Figura 1.19.

Este análisis es importante porque clínicamente se puede observar que las frecuencias bajas aumentan cuando un sujeto se somete experimentalmente a fatiga, modificándose el espectro en el transcurso del registro.

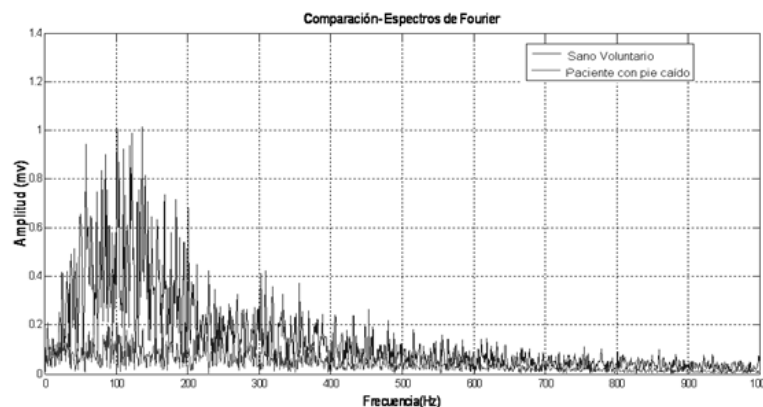


Figura 1.19 Análisis de señal EMG en el dominio de la frecuencia. (21)



**Ruido que afecta a la Señal EMG.**

- Ruido inherente a los dispositivos electrónicos (fuentes conmutadas, motores eléctricos).
- Ruido ambiental (presente en todo el espectro de frecuencias).
- Motion artifacts (por el movimiento del paciente)
- Estabilidad inherente de la señal (sistema muscular sano).

**Características del Ruido Eléctrico.**

“El ruido puede provenir de componentes electrónicos y del propio equipo de registro. Este ruido tiene una frecuencia de 0 a varios cientos de Hz. Este ruido no puede ser eliminado y suele ser reducido.

El ruido también puede provenir del ambiente ya que el cuerpo actúa como una antena receptora. La frecuencia dominante en el ambiente es de unos 50-60 Hz y puede tener una amplitud que es una o tres veces superior a la señal EMG.

También puede producirse ruido por el movimiento de los dispositivos: por una parte entre la superficie del electrodo y la piel y por otra del movimiento del cable que conecta el electrodo con el amplificador. Este ruido tiene una frecuencia de 0-20 Hz”. (17)

En el capítulo siguiente, se ampliará este tema y se hará énfasis en la forma de aminorar los efectos del ruido sobre el sistema de adquisición de las señales EMG, mediante una correcta colocación de los electrodos, utilización de un circuito de pierna derecha y filtrado de la señal adquirida, entre otros métodos.



---

## CAPÍTULO 2

---

### AMPLIFICADOR PARA BIOSEÑALES

El diseño adecuado del sistema de adquisición de bioseñales es fundamental para este proyecto, hay que tomar en cuenta que el registro de señales de origen biológico resulta un tanto complejo, debido a que se trabaja con señales débiles he inmersas en un ambiente ruidoso, este ruido puede incluso superar a dicha señal en varias veces su amplitud, también está el ruido de (60hz) proveniente de la red eléctrica. Otro aspecto importante que también dificulta el registro de la señal EMG, es la impedancia que presenta tanto la piel del usuario como la interfaz entre la piel y el electrodo superficial, esto se analizará con más detalle en el punto 2.3. El éxito de una correcta adquisición depende justamente de superar o aminorar estos efectos sobre la señal mediante hardware, de manera que la señal quede limpia y pueda luego ingresar a la etapa de procesamiento (DSP).

#### 2.1 Estructura de un Amplificador diferencial

En muchas ocasiones los circuitos analógicos se precisan para medir señales muy débiles y para resolver éste problema se utiliza el amplificador diferencial, el cual amplifica la diferencia de dos señales con una ganancia, relativamente elevada y también tiene la propiedad de rechazar ó atenuar la señal que es común en ambas entradas (22).

Un sistema diferencial amplifica el resultado de la resta de dos señales, por ejemplo si se tiene la señal S1 y S2, como se aprecia en la figura 2.1, se obtendrá el siguiente voltaje a la salida: (22)

$$V_{OUT} = G(S_1 - S_2) \quad (2.1)$$

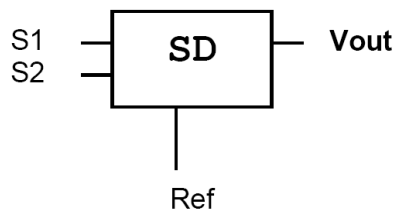


Figura 2.1 Representación de un sistema diferencial. (22)

“Las **ventajas** que se obtiene al utilizar este tipo de sistema son:

- Rechazar al “ruido analógico” presente en las entradas del sistema, lo que quiere decir que si en las entradas de un sistema diferencial existe presencia de ruido, la salida neta ( $V_{out\ RUIDO}$ ) es idealmente cero.
- Interconexión directa de Fuentes Flotantes”. (22)

### Modo Común

Se dice que un sistema diferencial se conecta en modo común cuando sus entradas ( $S1$  y  $S2$ ) están al mismo potencial, ó en presencia de ruido analógico (ver figura 2.2). (22)

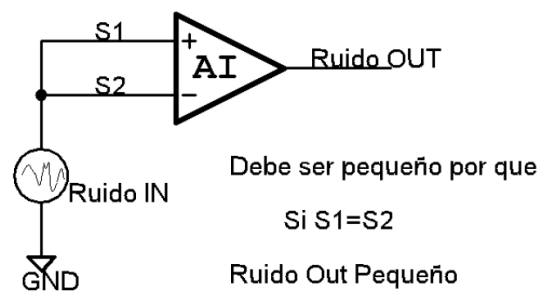


Figura 2.2 Ruido común en las entradas (22)

### Factor de rechazo al Modo Común.

“Más conocido como **CMRR “Common Mode Rejection Ratio”**, mide la tendencia de rechazo de la señal común a las entradas de  $S1$  y  $S2$ . Idealmente la salida del amplificador diferencial sería 0 ( $V_{out}=0$ ), pero en la práctica la salida del amplificador diferencial es casi cero,  $V_{out}\approx 0$ .

Las causas para que se produzca ésta diferencia, es la *asimetría* del sistema diferencial. Como se ilustra en la figura 2.3, modelando el sistema diferencial se tiene que las resistencias ZMC del pin (+), es diferente de la resistencia ZMC del pin (-), lo que provoca que haya diferentes caídas de tensión provocando que la salida sea diferente de cero”. (22)

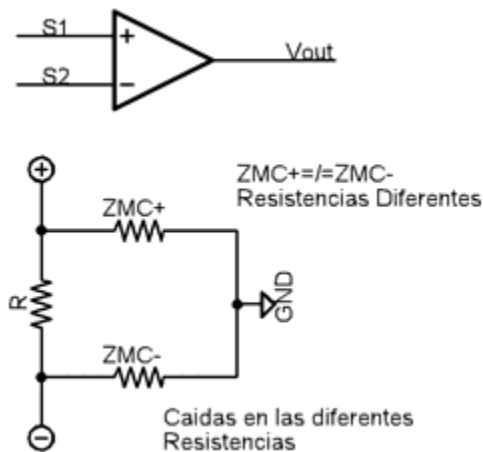


Figura 2.3 Modelado del sistema diferencial. (22)

El CMRR se define matemáticamente como:

$$CMRR = Gd \left( \frac{V_{MC}}{V_{out}} \right) \quad (2.2)$$

Donde:

- **Gd** es la **Ganancia Diferencial**, es el factor de amplificación del sistema diferencial cuando  $S1 \neq S2$ .

$$Gd = \frac{V_{out}}{S1 - S2} \quad (2.3)$$

Normalmente éste valor es un número grande, porque S1 y S2 son pequeños. (22)

- **VMC** es el **voltaje en modo común** presente en las entradas del amplificador.
- **Vout** es el **voltaje de salida** presente a la salida del amplificador cuando la señal de entrada esta en modo común.

El término CMRR es una expresión logarítmica de rechazo al modo común, que se expresa matemáticamente como: (22)

$$CMR = CMRR_{dB} = 20 \log \left[ \frac{\text{Ganancia Diferencial}}{\text{Ganancia de Modo Común}} \right] \quad (2.4)$$

Donde la **Ganancia de Modo Común:** es el factor de amplificación cuando el Sistema Diferencial está en modo Común (Ruido Común en las entradas), ver figura 2.2 (22)

$$G_{MC} = \frac{Ruido_{OUT}}{Ruido_{IN}/2} \quad (2.5)$$

El valor de la GMC debe ser un número pequeño, ya que en este caso  $S1 \approx S2$ . Normalmente este número oscila entre los  $10^{-6}$  a los  $10^{-12}$ . Se puede decir entonces que la GD es mucho mayor que la GMC. Debido a esto el CMRR va a ser un número grande, por lo que se expresa el CMRR en dB, denominado simplemente como CMR. (22)

Para que un amplificador instrumental sea efectivo es necesario que sea capaz de amplificar una señal en niveles de micro-voltios mientras rechaza las señales del voltaje de modo común presente en sus entradas, generalmente ruido proveniente del medio, en nuestro caso del paciente. (22)

### 2.1.1 Amplificador Instrumental

La figura 2.4, muestra el circuito esquemático de un amplificador instrumental de 2 Amplificadores Operacionales. La topología no simétrica de los dos Opamps en un circuito de un amplificador instrumental puede provocar varias desventajas, provocando la limitación del uso de este circuito. (22)

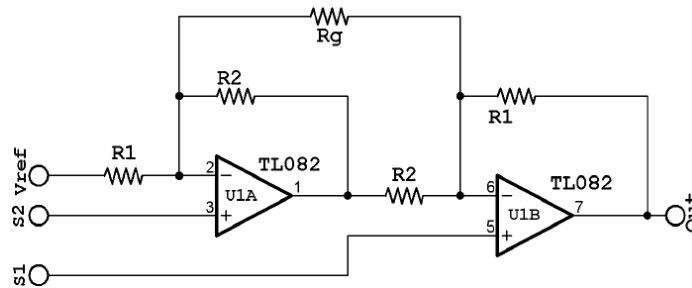


Figura 2.4 Amplificador Instrumental de 2 Opamps. (22)

$$V_{OUT} = (S_1 - S_2) \left[ 2 \frac{R_1}{R_g} + 1 + \frac{R_1}{R_2} \right] + V_{ref} \quad (2.6)$$

Para obtener la ganancia de éste amplificador Instrumental:

De acuerdo a Ec. 2.1, se puede decir que la ganancia es:

$$Gain = \frac{V_{OUT}}{V_{IN}} \quad (2.7)$$

Por lo tanto la ganancia de este amplificador quedaría

$$G = \frac{V_{OUT}}{s_1 - s_2} = 2 \frac{R_1}{R_g} + \frac{R_1}{R_2} + 1 \tag{2.8}$$

“El circuito siguiente se denomina Amplificador diferencial de tres operacionales (de tres etapas)”. (23)

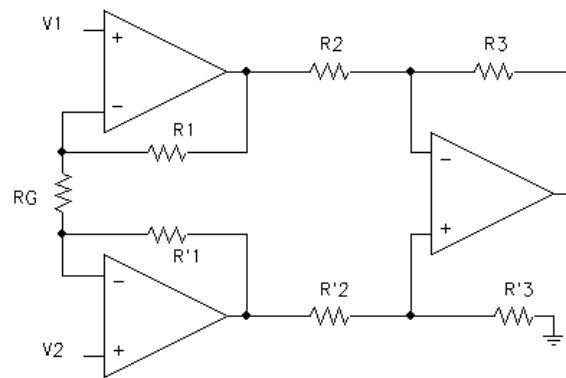


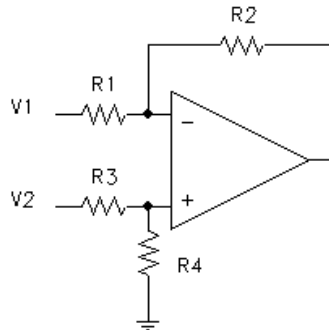
Figura 2.5 Amplificadores instrumental con 3 Opamps. (23)

Vamos a estudiar tres aspectos diferentes en este dispositivo:

Su resistencia interna, la factibilidad de hacer variable la ganancia diferencial Gd y qué ocurre con su CMRR (Relación de Rechazo en Modo Común). (23)

La figura 2.5 se dividió en dos partes, de manera que en la parte derecha se tiene un amplificador diferencial de una etapa (ver figura 2.6), cuyo comportamiento se define por:

$$V_O = -\frac{R_2}{R_1} V_1 + \left(\frac{R_1 + R_2}{R_1}\right) \left(\frac{R_4}{R_3 + R_4}\right) V_2 \tag{2.9}$$



**Figura 2.6** Amplificador diferencial básico (23)

Donde debe cumplirse que:

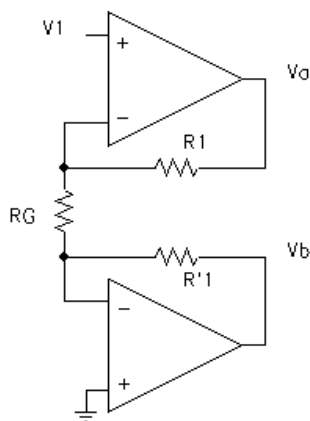
$$\frac{R_2}{R_1} = \left( \frac{R_1 + R_2}{R_1} \right) \left( \frac{R_4}{R_3 + R_4} \right) \tag{2.10}$$

$$R_2 R_3 = R_4 R_1 \tag{2.11}$$

Una posible solución, para ser del tipo diferencial, sería que  $R_2=R_1$  y que  $R_3=R_4$  en cuyo caso obtendríamos que: (23)

$$V_O = -\frac{R_2}{R_1} (V_1 - V_2) \tag{2.12}$$

Si somos capaces de calcular  $V_a$  y  $V_b$  de la figura 2.7, podemos aplicar ese resultado a la segunda parte. Si aplicamos el principio de superposición, suponemos primero que  $V_2 = 0$ , en ese caso nos queda.



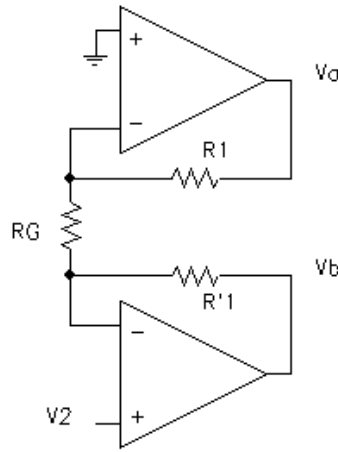
**Figura 2.7** Primera etapa del amplificador instrumental de 3 operacionales.



$$V_a = I_G(R_1 + R_G) = \frac{V_1}{R_G}(R_1 + R_G) \quad (2.13)$$

$$V_b = -I_G R'_1 + V_- = -\frac{V_1}{R_G} R'_1 \quad (2.14)$$

Suponemos ahora que  $V_1 = 0$ , como se aprecia en la figura 2.8:



**Figura 2.8** Primera etapa con  $V_1=0$  (23)

$$V_b = I_G(R'_1 + R_G) + V_+ = \frac{V_2}{R_G}(R'_1 + R_G) = V_2 \left(1 + \frac{R'_1}{R_G}\right) \quad (2.15)$$

$$V_a = -I_G R_1 = -V_2 \frac{R_1}{R_G} \quad (2.16)$$

Sumando las dos ecuaciones obtenemos.

$$V_a = V_1 \left(1 + \frac{R_1}{R_G}\right) - V_2 \frac{R_1}{R_G} \quad (2.17)$$

$$V_b = -V_1 \frac{R'_1}{R_G} + V_2 \left(1 + \frac{R'_1}{R_G}\right) \quad (2.18)$$

Aplicando estos valores al amplificador diferencial de una etapa que tenemos en el lado derecho obtenemos  $V_o$ . (23)

$$V_o = -\frac{R_3}{R_2} V_a + \frac{1 + \frac{R_3}{R_2}}{1 + \frac{R'_3}{R'_2}} V_b \quad (2.19)$$

Esta sería la expresión general. Una condición ideal sería cuando se cumpliera que  $R_2 = R'_2$  y además  $R_3 = R'_3$ , en ese caso tendríamos: (23)

$$V_O = -\frac{R_3}{R_2}(V_a - V_b) \quad (2.20)$$

Sustituyendo las expresiones anteriores de  $V_a$  y  $V_b$ .

$$V_a - V_b = V_1 \left(1 + \frac{R_1}{R_G} + \frac{R'_1}{R_G}\right) - V_2 \left(1 + \frac{R_1}{R_G} + \frac{R'_1}{R_G}\right) = (V_1 - V_2) \left(1 + \frac{R_1}{R_G} + \frac{R'_1}{R_G}\right) \quad (2.21)$$

Ecuación que representa el caso más genérico. Si sustituimos para obtener  $V_o$ .

$$V_O = -\frac{R_3}{R_2} \left(1 + \frac{R_1}{R_G} + \frac{R'_1}{R_G}\right) (V_1 - V_2) \quad (2.22)$$

Observamos que esta expresión corresponde a un amplificador diferencial a pesar de haber supuesto condiciones únicamente en su segunda parte. El hecho de que  $R_1$  y  $R'_1$  sean o no iguales, no influye en el carácter diferencial del dispositivo. Ahora bien, se suele hacer que  $R_1$  sea igual a  $R'_1$ , y en ese caso la expresión toma la forma: (23)

$$V_O = -\frac{R_3}{R_2} \left(1 + 2\frac{R_1}{R_G}\right) (V_1 - V_2) \quad (2.23)$$

De donde obtenemos la expresión de la ganancia diferencial.

$$G_d = \frac{R_3}{R_2} \left(1 + 2\frac{R_1}{R_G}\right) \quad (2.24)$$

Si analizamos con detenimiento esta expresión observamos que también esta ecuación se puede dividir en dos partes, correspondiendo cada una de ellas a una etapa de circuito de la figura 2.5. Así, la ganancia diferencial total se obtendría como el producto:  $G_d = G_{d1} \cdot G_{d2}$ . Por ello,  $G_{d2}$  será debida a la parte del amplificador diferencial de una etapa y  $G_{d1}$  será la ganancia debido a lo que queda del circuito.

$$G_{d1} = 1 + 2\frac{R_1}{R_G} \quad (2.25)$$

La ganancia general  $G_d$  sería variable si hacemos variable  $R_1$ ,  $R'_1$  o  $R_G$ . El caso más práctico sería variar  $R_G$ , a medida que disminuye esta resistencia mayor es la ganancia diferencial. (23)

Para calcular el CMRR sustituimos en su expresión.

$$CMRR = \frac{G_d}{G_{CM}} = \frac{G_{d1} \cdot G_{d2}}{?} \quad (2.26)$$

Como no sabemos qué expresión representa al GCM, colocamos a la entrada de los terminales una tensión en modo común VCM

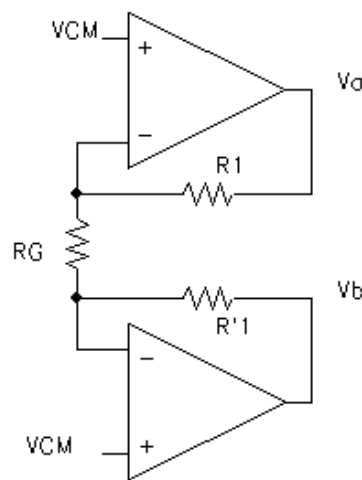


Figura 2.9 Primera etapa en tensiones de entrada en modo común. (23)

Dado que en los extremos de RG la tensión es la misma (VCM), por ello la intensidad que la atraviesa es nula y con ello se deduce que tanto Va como Vb poseen la misma tensión VCM. Con ello lo que estamos viendo es que la primera etapa posee una ganancia unidad y por tanto  $G_{CM} = G_{CM2}$ . Sustituyendo... (23)

$$CMRR = \frac{G_d}{G_{CM}} = \frac{G_{d1} \cdot G_{d2}}{G_{CM2}} = G_{d1} \cdot CMRR_2 \quad (2.27)$$

Obtenemos el CMRR como producto de la ganancia diferencial de la primera etapa por el CMRR de la segunda. Para un valor dado Gd, la ganancia puede ser debida sólo a la primera parte Gd1, sólo a la segunda Gd2, o compartida entre ambas.

Como nos interesa que el CMRR sea grande, es necesario darle la mayor ganancia posible (si no toda la ganancia) a la primera etapa Gd1, para que el factor que multiplica al CMRR2 sea mayor que la unidad. (23)

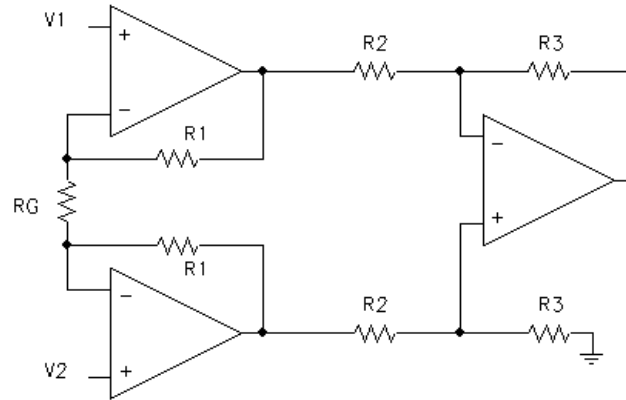


Figura 2.10 Estructura definitiva del Amplificador Instrumental. (23)

### 2.1.2 CI AD620AN

Normalmente los amplificadores instrumentales antes vistos no se montan con elementos discretos, sino que los fabricantes proporcionan una de las etapas o el circuito completo ya integrados. Hay varias alternativas en cuanto a las estructuras proporcionadas por el fabricante. La más sencilla es una variante del circuito ya visto y que se puede ver en la figura 2.11. (23)

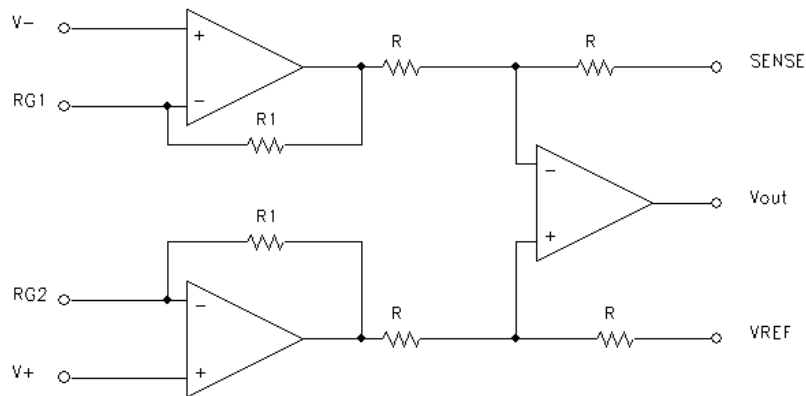


Figura 2.11 Etapa de amplificador instrumental encapsulado. (23)

Colocando una resistencia  $R_G$  entre los pines  $R_{G1}$  y  $R_{G2}$ , uniendo la salida  $SENSE$  con la  $V_{OUT}$  y la  $V_{REF}$  a masa se tiene el circuito que acabamos de estudiar.

El utilizar un circuito ya integrado tiene como ventaja principal que la **precisión de las resistencias es mucho mejor** comparativamente que en el valor nominal

propriadamente dicho. Se consigue por tanto un **CMR muy alto** de aproximadamente 130 dB. Por otra parte, mediante la  $R_G$  colocada se puede variar la ganancia del amplificador según las necesidades que tengamos. Esto es muy útil ya que normalmente el amplificador está conectado a la salida de un sensor que, según lo que estemos midiendo puede dar valores dentro de un rango muy distinto. Como la ganancia de esta etapa es donde  $R_1$  tiene un valor conocido que proporciona el fabricante. (23)

Se puede por tanto conocer el valor que debe tener  $R_G$  para una ganancia dada, este es el caso del circuito integrado INA129P y el AD620XX, este último es el que pasamos a analizar. Parte de la información que será colocada proviene de la hoja de especificaciones técnicas del fabricante de este componente (ver Anexo A-1).

### Teoría de operación del CI AD620AN

El AD620 es un amplificador de instrumentación monolítico basado en una modificación del clásico método de 3 amplificadores operacionales. El valor absoluto ajustado le permite al usuario programar ganancia *exactamente* (para 0.15 % en  $G = 100$ ) con sólo un resistor. Construcción monolítica y **obleas de recorte láser** permiten la adecuación y el seguimiento estricto de los componentes de circuito, lo que garantiza el alto nivel de rendimiento inherente a este circuito. (24)

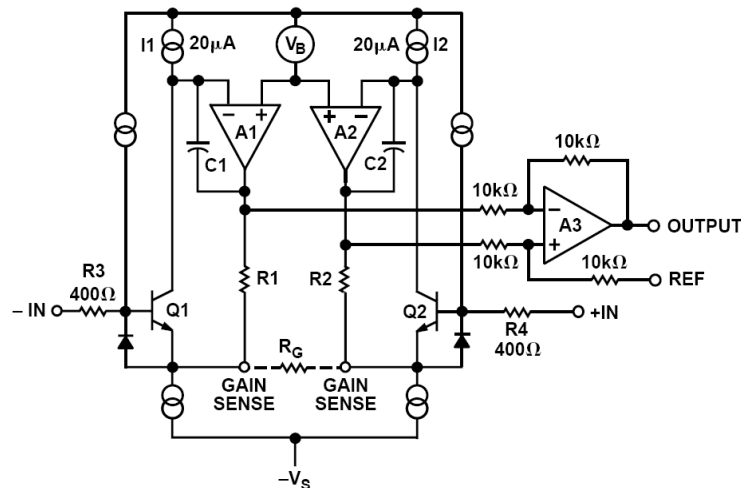


Figura 2.12 Esquema simplificado del AD620. (24)

La entrada de los transistores Q1 y Q2 ofrecen un único par bipolar de entrada diferencial de alta precisión (Figura 2.12), sin embargo, ofrecen 10x Entrada de bajas corrientes de bias gracias al procesamiento Super-beta. Reacción a través de la que el circuito Q1-A1-R1 y del circuito Q2-A2-R2 mantiene constante la

corriente de colector de entrada de los dispositivos Q1, Q2 consecuentemente afectando la tensión de entrada exterior a través de la resistencia de fijación de ganancia  $R_G$ . Esto crea una diferencia de ganancia de las entradas a las salidas A1/A2 dado por:  $G = (R1 + R2)/R_G + 1$ . La unidad de ganancia sustractora A3 elimina cualquier señal de modo común, dando un único conector de salida a que se refiere el pin de potencial REF (24)

El valor de  $R_G$  también determina la transconductancia de la etapa de pre amplificación. Como  $R_G$  es reducido para mayores ganancias, la transconductancia aumenta asintóticamente para la entrada de los transistores. Esto tiene tres ventajas importantes: (a) La ganancia de Lazo Abierto es amplificada para incrementar la ganancia programada, haciendo así más pequeño los errores de ganancia relacionada. (b) el producto del ancho de banda de ganancia (determinado por C1, C2 y la transconductancia de pre amplificación) los incrementos con ganancia programada, optimizando así respuesta en frecuencia. (C) La tensión de entrada de ruido es reducida a un valor de  $9 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ , determinado principalmente por la corriente de colector y la resistencia de base a la entrada de los dispositivos.

Los resistores internos de ganancia, R1 y R2, son rebajados a un valor absoluto de  $24.7\text{K}\Omega$ , permitiéndole a la ganancia ser programada exactamente con un solo resistor externo.

La ecuación de la ganancia es luego:

$$G = \frac{49.4\text{k}\Omega}{R_G} + 1 \quad (2.28)$$

O de la manera.

$$R_G = \frac{49.4\text{k}\Omega}{G-1} \quad (2.29)$$

### Características técnicas

En la figura 2.13 se puede observar las características más relevantes de este amplificador instrumental, el cual ofrece muchas ventajas, no solo desde el punto de vista del espacio, sino también en cuanto a las prestaciones y de una mayor CMRR, que para el caso de aplicaciones con señales biológicas es de vital importancia.

### AD620

**ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS<sup>1</sup>**

Supply Voltage	±18 V
Internal Power Dissipation <sup>2</sup>	650 mW
Input Voltage (Common Mode)	±V <sub>S</sub>
Differential Input Voltage	±25 V
Output Short Circuit Duration	Indefinite
Storage Temperature Range (Q)	-65°C to +150°C
Storage Temperature Range (N, R)	-65°C to +125°C
Operating Temperature Range	
AD620 (A, B)	-40°C to +85°C
AD620 (S)	-55°C to +125°C
Lead Temperature Range	
(Soldering 10 seconds)	+300°C

**ORDERING GUIDE**

Model	Temperature Ranges	Package Options*
AD620AN	-40°C to +85°C	N-8
AD620BN	-40°C to +85°C	N-8
AD620AR	-40°C to +85°C	SO-8
AD620AR-REEL	-40°C to +85°C	13" REEL
AD620AR-REEL7	-40°C to +85°C	7" REEL
AD620BR	-40°C to +85°C	SO-8
AD620BR-REEL	-40°C to +85°C	13" REEL
AD620BR-REEL7	-40°C to +85°C	7" REEL
AD620ACHIPS	-40°C to +85°C	Die Form
AD620SQ/883B	-55°C to +125°C	Q-8

**NOTES**

<sup>1</sup>Stresses above those listed under Absolute Maximum Ratings may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only; functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational section of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

<sup>2</sup>Specification is for device in free air.

8-Lead Plastic Package:  $\theta_{JA} = 95^{\circ}\text{C}/\text{W}$

8-Lead Cerdip Package:  $\theta_{JA} = 110^{\circ}\text{C}/\text{W}$

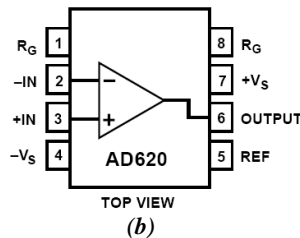
8-Lead SOIC Package:  $\theta_{JA} = 155^{\circ}\text{C}/\text{W}$

\*N = Plastic DIP; Q = Cerdip; SO = Small Outline.

(a)

**CONNECTION DIAGRAM**

**8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q) and SOIC (R) Packages**



(b)

**Figura 2.13** a) Características técnicas del CI AD620AN. b) diagrama de conexiones. (24)

**Hacer Vs. Comprar: Un error de presupuesto típico de Aplicación del Puente.**

El AD620 ofrece el mejor rendimiento sobre los "caseros" diseño integrado de 3 amplificadores operacionales, junto con el menor tamaño, menos componentes y 10 veces menos suministro de corriente. En la aplicación típica, mostrada en Figura 2.14, una ganancia de 100 se requiere para amplificar a la salida del puente de 20 mV de full escala sobre el rango de temperatura industrial de - 40 ° C a +85 ° C. La tabla de error de presupuesto (ver tabla 2.1), muestra cómo calcular el efecto varias fuentes de error en el circuito de precisión.

Independientemente del sistema en el cual sea utilizado, el AD620 ofrece mayor precisión, a baja potencia y precio. (24)

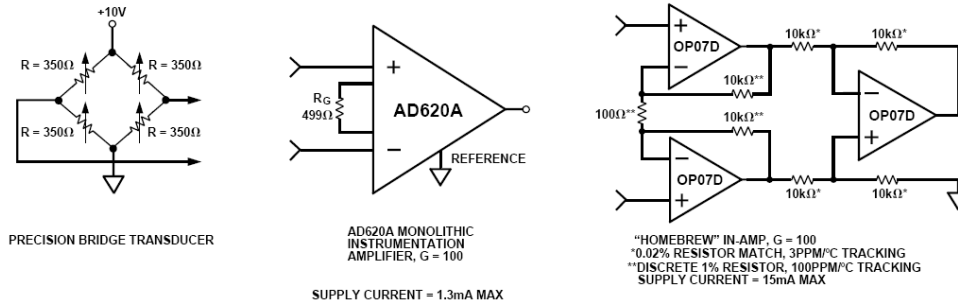


Figura 2.14 Construir vs. Comprar un Amp. Instrumental. (24)

Tabla 2.1 Construir vs. Comprar, error de presupuesto. (24)

Error Source	AD620 Circuit Calculation	"Homebrew" Circuit Calculation	Error, ppm of Full Scale	
			AD620	Homebrew
<b>ABSOLUTE ACCURACY at T<sub>A</sub> = +25°C</b>				
Input Offset Voltage, μV	125 μV/20 mV	(150 μV × √2)/20 mV	6,250	10,607
Output Offset Voltage, μV	1000 μV/100/20 mV	((150 μV × 2)/100)/20 mV	500	150
Input Offset Current, nA	2 nA × 350 Ω/20 mV	(6 nA × 350 Ω)/20 mV	18	53
CMR, dB	110 dB → 3.16 ppm, × 5 V/20 mV	(0.02% Match × 5 V)/20 mV/100	791	500
<b>DRIFT TO +85°C</b>			<b>Total Absolute Error</b>	<b>7,558</b>
Gain Drift, ppm/°C	(50 ppm + 10 ppm) × 60°C	100 ppm/°C Track × 60°C	3,600	6,000
Input Offset Voltage Drift, μV/°C	1 μV/°C × 60°C/20 mV	(2.5 μV/°C × √2 × 60°C)/20 mV	3,000	10,607
Output Offset Voltage Drift, μV/°C	15 μV/°C × 60°C/100/20 mV	(2.5 μV/°C × 2 × 60°C)/100/20 mV	450	150
<b>RESOLUTION</b>			<b>Total Drift Error</b>	<b>7,050</b>
Gain Nonlinearity, ppm of Full Scale	40 ppm	40 ppm	40	40
Typ 0.1 Hz–10 Hz Voltage Noise, μV p-p	0.28 μV p-p/20 mV	(0.38 μV p-p × √2)/20 mV	14	27
			<b>Total Resolution Error</b>	<b>54</b>
			<b>Grand Total Error</b>	<b>14,662</b>
				<b>28,134</b>

G = 100, V<sub>S</sub> = ±15 V.

(All errors are min/max and referred to input.)

### Aplicaciones del CI AD620AN

Debido a la precisión y al bajo ruido que maneja este componente es ideal para la adquisición de bioseñales de cualquier índole, especialmente las de origen muscular como es el caso del corazón.

#### Monitor médico de ECG.

La corriente ruido baja del AD620 permite su uso en monitores ECG (Figura 2.15). Dónde las resistencias altas de fuente, de 1 M o superior no son raras. La baja potencia del AD620, los requerimientos de suministro de voltaje bajos, y el espacio ahorrando, mini DIP de 8 pines y las ofertas del paquete SOIC hacen este una elección excelente para grabadoras de datos accionadas por baterías. (24)



Además, las bajas corrientes de bias y el bajo ruido de corriente de acoplamiento con el bajo ruido de voltaje del AD620 aumentan el rango dinámico para un mejor rendimiento.

El valor de condensador C1 está escogido para mantener estabilidad del circuito de recorrido de la pierna derecha. Las medidas preventivas correctas, como el aislamiento, deben ser añadidas a este circuito para proteger al paciente de un posible daño.

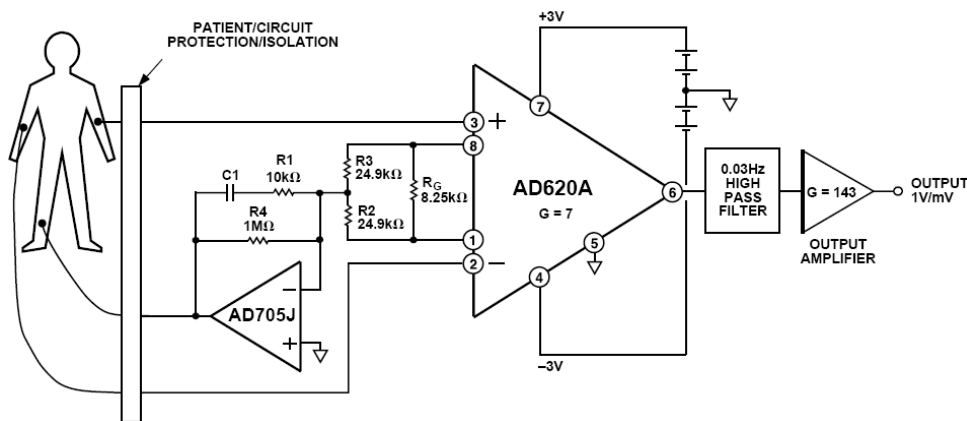


Figura 2.15 Un circuito monitor médico ECG. (24)

## 2.2 Diseño de Bioamplificador

A partir del estudio realizado sobre los amplificadores instrumentales diferenciales, en los puntos anteriores, ahora realizaremos un análisis de los parámetros que se deben tomar en cuenta para el diseño de un bioamplificador, en base al tipo de señales que queremos registrar, y de los inconvenientes en cuanto al ruido del paciente, con el fin de obtener una buena calidad de señal.

### 2.2.1 Características de las Bioseñales

Como se sabe existen varios tipos de señales eléctricas de origen biológico, y las más registradas (ver sección 1.3) son:

- E.C.G (electrocardiograma).
- E.M.G (electromiograma).
- E.E.G (electroencefalograma).
- E.R.G (electroretinograma).
- E.O.G (electrooculograma).

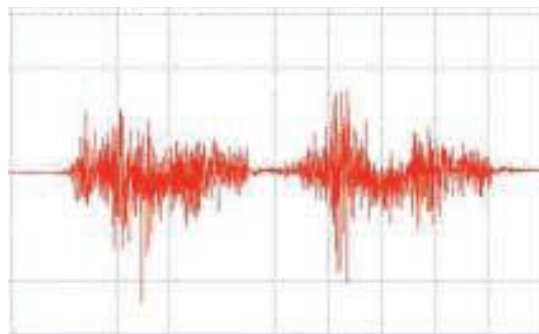
Las características más comunes en todas las bioseñales son:

- Baja frecuencia.
- Voltajes del orden de las decenas de  $\mu$ voltios a decenas de mili voltios.

Debido al enfoque del proyecto, nos concentraremos específicamente en las señales Electromiográficas generadas en los músculos estriados, que se localizan en el brazo y parte del hombro del paciente.

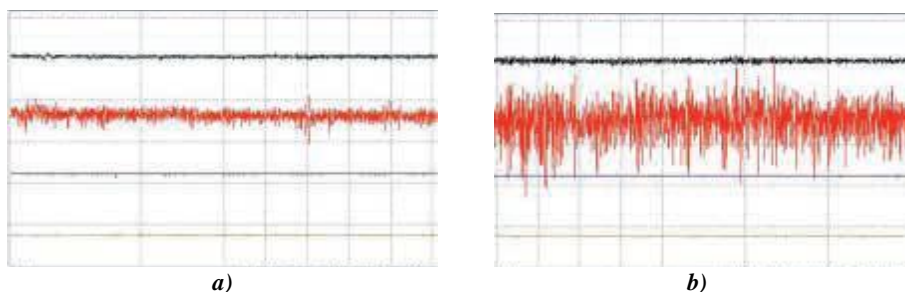
En el capítulo anterior en el punto 1.3 se realizó un análisis más profundo en cuanto al comportamiento de estas señales tanto en el dominio del tiempo como en frecuencia, ahora observaremos un caso práctico y de músculos concretos, como son el bíceps braquial y tríceps braquial.

En la figura 2.16 se muestra el aspecto de la pantalla durante el registro de una señal EMG; se trata de la actividad eléctrica del músculo bíceps braquial al levantar dos veces, con una relajación entre medias, un peso de unos 2 kg. (25)



**Figura 2.16** Aspecto de la pantalla durante el registro de una Señal de EMG con nuestro sistema. (25)

En las Figuras 2.17 a y b, se registra la actividad del tríceps braquial (izquierda) y del bíceps braquial (derecha). En el caso de la primera se ve la respuesta al sostener un peso de unos 300 g y en la siguiente la respuesta al sostener unos 2 kg. (25)



**Figura 2.17** a) Flexión débil del brazo (300 g). En negro el tríceps y en rojo el bíceps. b) Flexión media del brazo (2 kg). (25)

Con la información obtenida se puede realizar proceso de determinación del índice de fatiga que sufre el músculo al realizar las tareas mencionadas, como se muestra en la figura 2.18 mediante el espectro de frecuencias de la señal EMG.

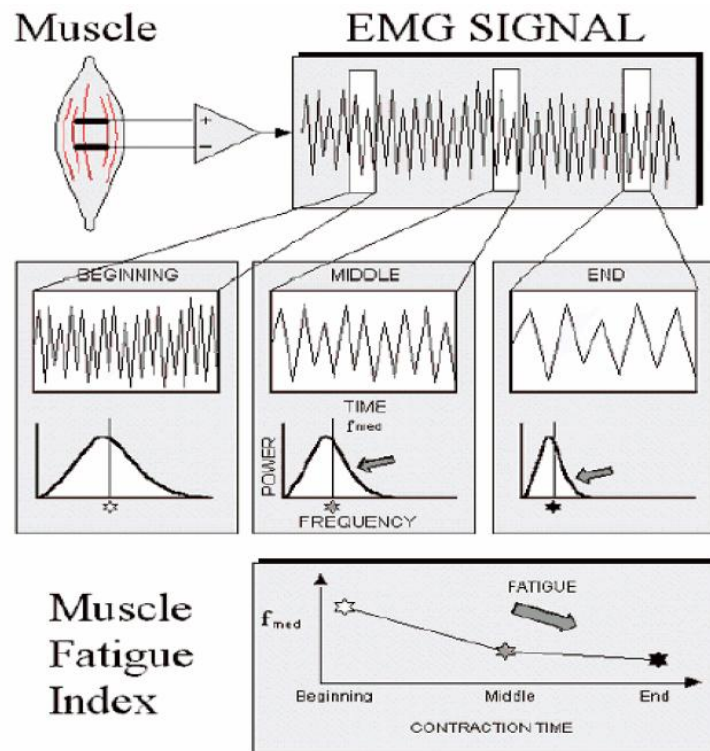


Figura 2.18 Determinación de índice de fatiga de músculos a partir de señales EMG. (15)

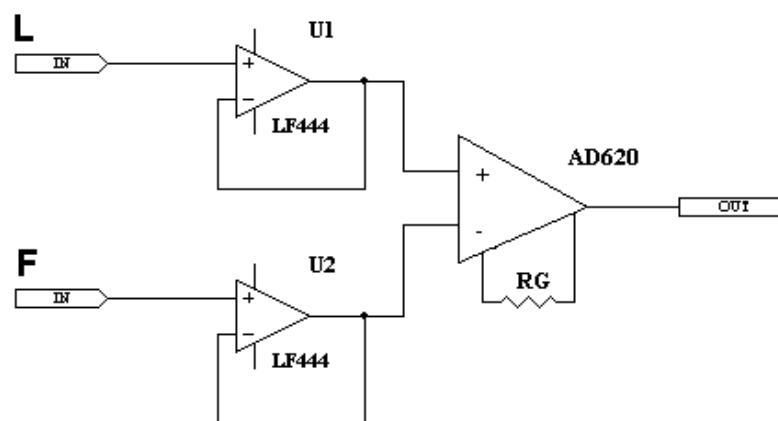
### 2.2.2 Requisitos del Bioamplificador

El circuito del bioamplificador debe cumplir ciertos requisitos, de forma que asegure una buena calidad de señal al momento de realizar el registro de la misma.

“Requisitos Principales de un bioamplificador:

- Impedancia de entrada lo más alta posible.
- Circuito de Entrada aislado, en configuración de Amplificador Instrumental y protegido contra descargas de alto voltaje.
- Ancho de Banda relativamente pequeño y de bajas frecuencias.
- Ganancia Alta y ajustable.
- Factor de Rechazo al Modo Común (ruido), lo más alto posible.

Los amplificadores deben tener alta impedancia de entrada, de forma tal que constituyan una carga mínima a la señal que está siendo medida. Para garantizar alta impedancia de entrada siempre se colocan “buffers” de alta calidad” (3). Estos buffers son amplificadores operacionales conectados como seguidores de tensión y que poseen una altísima impedancia de entrada, esto se consigue con amplificadores de entrada fet, el más recomendado es el LF444 como se ve en la figura 2.19, pero existen en el mercado otras variantes como son el TL081, TL082 o el TL084, este ultimo posee 4 amp-op integrados en un solo encapsulado DIP.



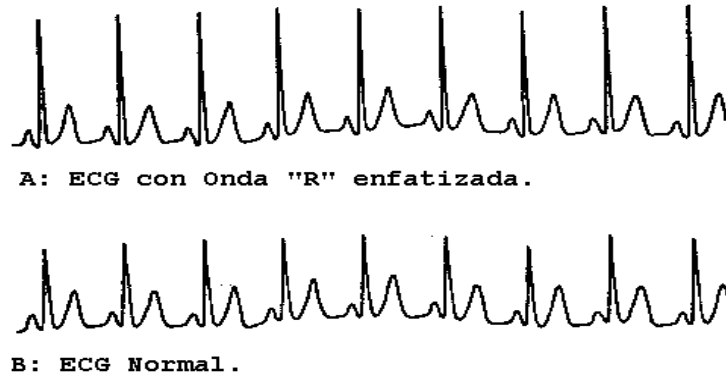
**Figura 2.19** Conexión de buffers a la entrada del circuito Amplificador Instrumental AD620 (3)

Los efectos de carga que provocaría un amplificador común, se minimizan notablemente al utilizar estos amplificadores, la razón de esto se analizará con mayor detalle más adelante en el punto 2.3.3, pues existen también impedancias tanto en la interfaz de electrodo con la piel, como en la piel misma, que debe ser contrarrestadas y en esto también juega un papel importante los buffers de entrada.

El efecto sobre la Bioseñal de un amplificador con baja impedancia de entrada es:

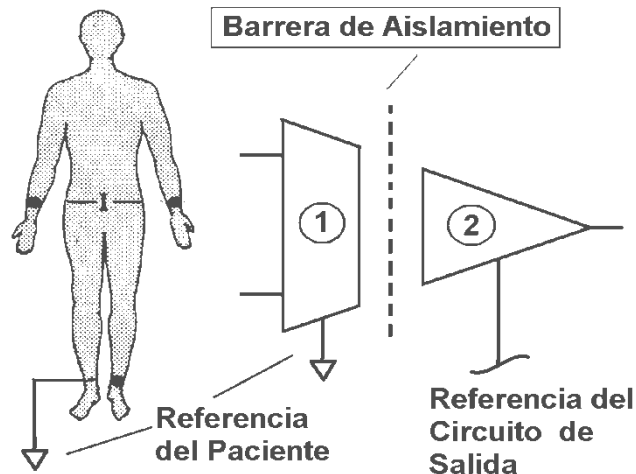
- Reducción de la amplitud.
- Distorsión de Frecuencias.

En la figura 2.20 se observa como la onda “R” de una señal ECG sufre una distorsión por efecto capacitivo, que provoca que esta se amplifique o acentúe el pulso QRS.



**Figura 2.20** Se muestra la distorsión de una señal ECG por efecto capacitivo.

Otro de los requisitos de un bioamplificador, es que el mismo este completamente aislado eléctricamente del paciente como se muestra en la figura 2.21. Es decir la referencia del paciente no es la misma que la del resto del circuito de salida. Con el fin de proteger al paciente de una posible descarga eléctrica proveniente del equipo de registro. Esta barrera se hace aun más necesaria si el equipo está conectado a la red eléctrica, porque a más de proteger al paciente también se disminuye el ruido proveniente de la red y de equipos que utilicen fuentes conmutadas como computadores y equipo electrónico de potencia. Este aislamiento se puede conseguir utilizando circuitos opto-acopladores y baterías en la sección del circuito que está en contacto con el paciente.



**Figura 2.21** Circuito de entrada aislado. (3)

### Consideraciones sobre ruido.

En la figura 2.22 se presenta un modelo de Paciente en ambiente ruidoso. El modelo supone que el paciente es equipotencial con respecto al ruido. Las corrientes interferentes ( $In_1$ ,  $In_2$ ,  $In_3$ ) retornan a tierra a través del electrodo de referencia.

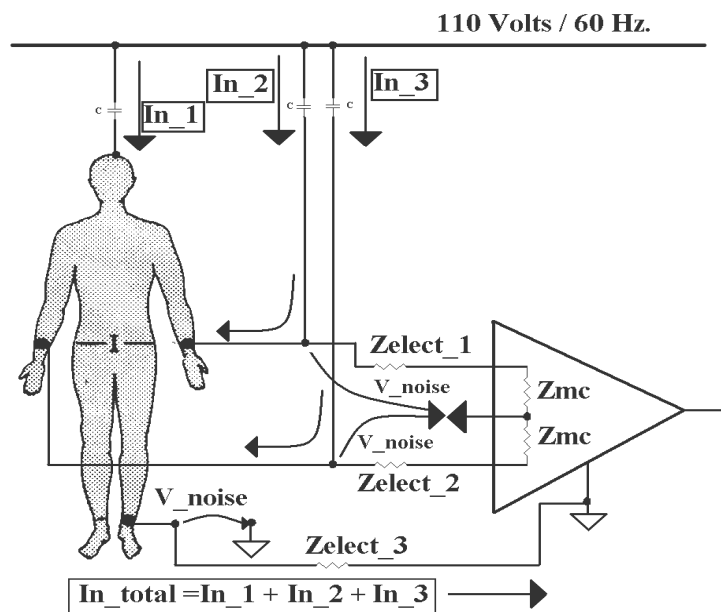


Figura 2.22 Modelo de paciente en ambiente ruidoso.

### Soluciones para minimizar ruido.

Solución 1.

- Aumentar el CMRR del Amplificador Instrumental:
- Trabajando con la ganancia máxima posible.
- Mejorando la simetría de la segunda etapa del Amplificador Instrumental.
- Utilizando Amplificadores Instrumentales Integrados.

Solución 2.

Utilizar pantalla para cables

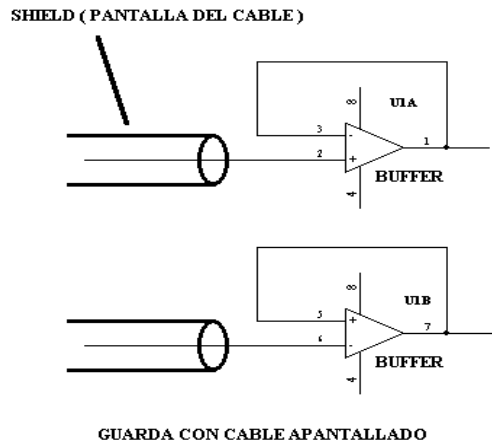


Figura 2.23 Cables apantallados para electrodos. (3)

Solución 3.

Utilizar circuito de pierna derecha, este último se verá en el siguiente punto.

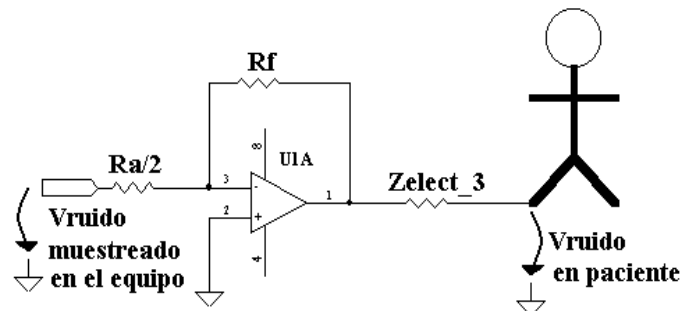


Figura 2.24 Circuito de pierna derecha. (3)

En resumen el Bioamplificador para señales EMG debe cumplir con:

- **Ganancia.** “Superior a 60 dB. La ganancia de 60dB garantiza que una señal de 5 microvoltios produzca una deflexión de 1 cm en el registro, en el equipo que se utilice para el efecto”.
- **Ancho de Banda.** “El bioamplificador debe ser capaz de responder con fidelidad a señales comprendidas entre los 40 y los 10.000 Hz”, en el caso de la utilización electrodos superficiales el rango deberá llegar hasta 2000Hz.

- **Número de canales.** 2 (típicamente), sin contar con el electrodo de pierna derecha
- **Sensibilidad.** 1pV/div. a 10mV/div.
- **Impedancia de entrada.** 100M $\Omega$  y 47pF.
- **CMRR<sub>dB</sub>.** Superior a 100dB. a 50Hz.
- **Filtro Pasa altos.** entre 0,5Hz y 3kHz (6 dB/octava).
- **Filtro de Pasa Bajos.** entre 0,1 y 15 kHz (12dB/octava).
- **Filtro Pasa banda:** con un BW entre 50Hz
- **Ruido.** 1pV r.m.s entre 2Hz y 10kHz con las entradas en cortocircuito. (3)

### 2.2.3 Circuito de Pierna Derecha.

Los efectos de voltajes de interferencia en modo común pueden minimizarse con alta CMRR. Pero es posible reducir aún más la interferencia utilizando un *sistema de excitación de pierna derecha*. El partidor formado por dos resistencias de 22k $\Omega$  conectado a la salida de los amplificadores de la *etapa de entrada* (ver figura 2.25), sensa el voltaje en modo común que está siendo detectado por los electodos. Este voltaje se invierte, se amplifica y se lo realimenta al cuerpo del paciente a través de un resistor de 47K $\Omega$  conectado al electrodo de la pierna derecha. La corriente de interferencia ahora fluye al circuito de salida del op-amp. (26)

Por razones de seguridad eléctrica, el paciente debería ser desconectado de tierra para evitar los efectos de eventuales altos voltajes entre el paciente y tierra (masa). Si en los electodos aparece un voltaje alto, el amplificador auxiliar se satura, y la resistencia efectiva entre el paciente y tierra es lo suficientemente alta para proteger al paciente (26), en la figura 2.25 se puede observar un ejemplo de circuito de conexión de pierna derecha, utilizado en el registro de señales ECG, basado solo en un amplificador operacional, este circuito también es aplicable a señales EMG.



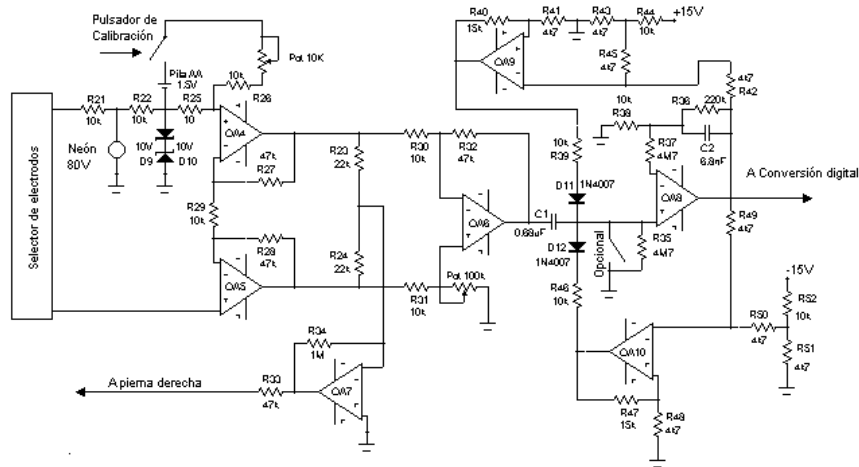


Figura 2.25 Circuito ECG con retroalimentación de pierna derecha. (26)

Pero existen varios diseños de circuitos de pierna derecha, en la figura 2.26 se muestra Otro ejemplo de conexión, que permite mayor estabilidad de señal y está basado en parte en el ejemplo de aplicación de monitor ECG que existe en la hoja técnica del Amplificador AD620AN (ver figura 2.15).

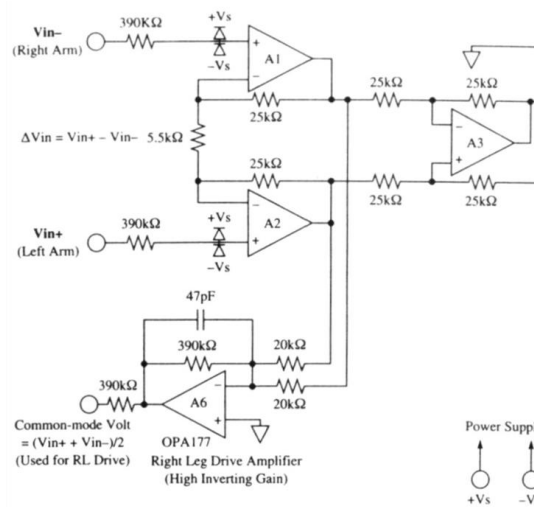


Figura 2.26 Circuito de ECG con retroalimentación de pierna derecha estable.

Otro circuito de pierna derecha (derivado del circuito de la figura 2.15) que fue probado en laboratorio y demostró su efectividad es el mostrado en la figura 2.27, el condensador que es parte de la red RC del último amplificador, debe ser escogido de forma que este acorde con el espectro de frecuencias de la señales biológicas a registrar, en nuestro caso señales EMG.

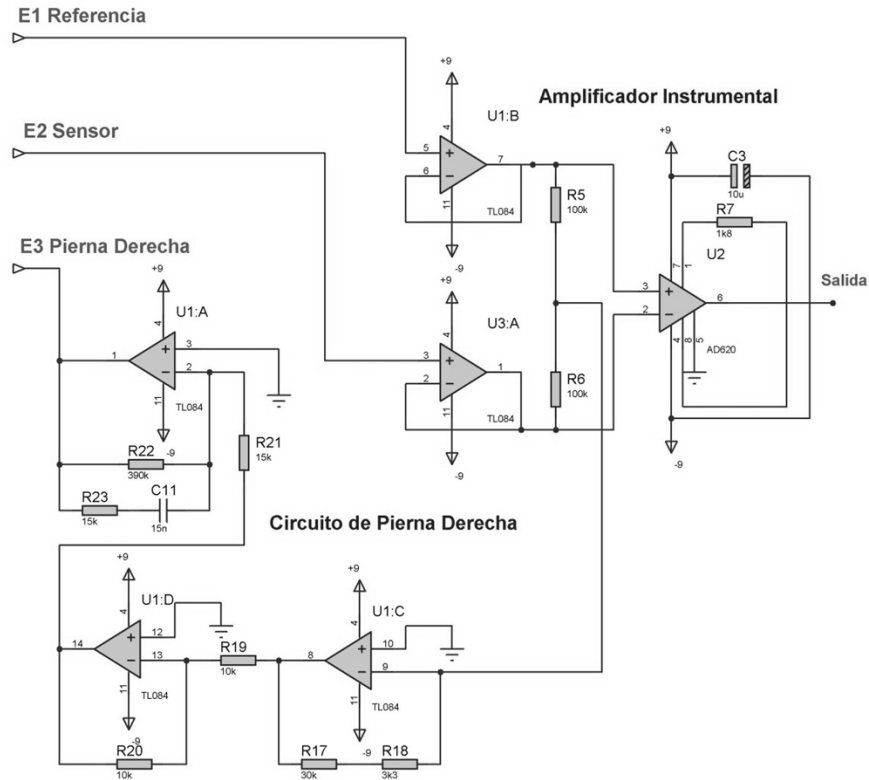


Figura 2.27 Circuito de pierna derecha más estable utilizado en el proyecto.

### 2.3 Bioelectrodos

Un aspecto importante de un sistema de registro de bioseñales son los electrodos, ya que con la ayuda de los mismos se realiza la adquisición de la Bioseñal, por consiguiente estos también influyen en la calidad de la señal adquirida.

En Electro medicina, los electrodos se utilizan con dos propósitos fundamentales:

- Para la medición de eventos bioeléctricos.
- Para entregar corriente al tejido vivo.

A diferencia de las mediciones clásicas (con puntas de prueba) los Bioelectrodos en contacto con el tejido vivo generan condiciones de interfaz muy diferentes. Los electrodos que con más frecuencia se utilizan establecen contacto óhmico con el tejido "vía un electrolito". (3)

“Cuando un electrodo metálico se pone en contacto con un electrolito, ocurren intercambios de iones y electrones. Hay una tendencia a que los electrones del metal entren en la solución y que los iones del electrolito se combinen con los del metal del electrodo”. (3)

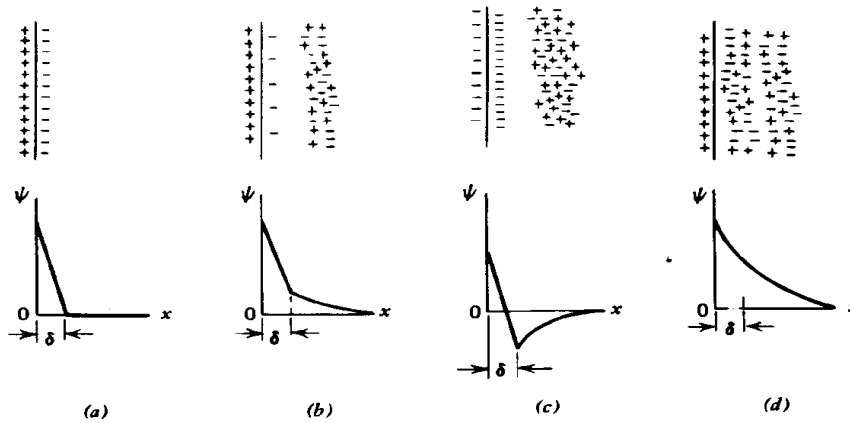


Figura 2.28 Interface Electrodo – Electrolito. Diferentes tipos de distribuciones de carga. (3)

### 2.3.1 Voltaje de Media Celda

El Potencial de Media Celda es el que aparece a través del interface (electrodo – electrolito). Se caracteriza por ser variable y altamente dependiente de los siguientes factores:

- Pureza del material empleado para fabricar el electrodo.
- Homogeneidad del contacto (interface).
- Homogeneidad del electrolito empleado para el registro.
- Movimientos del paciente (“artefactos”). (3)

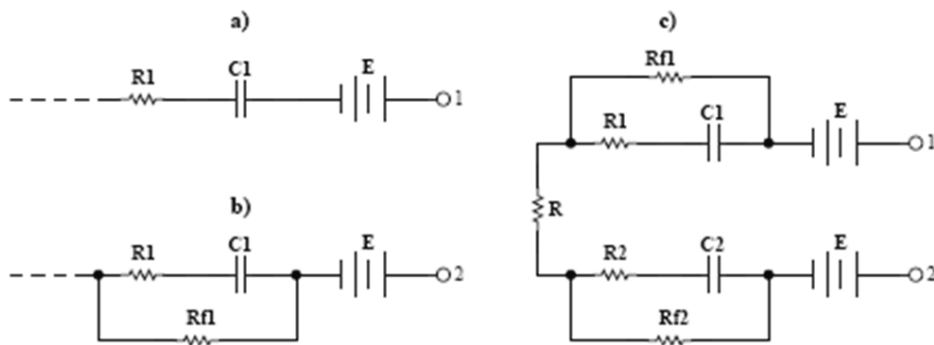
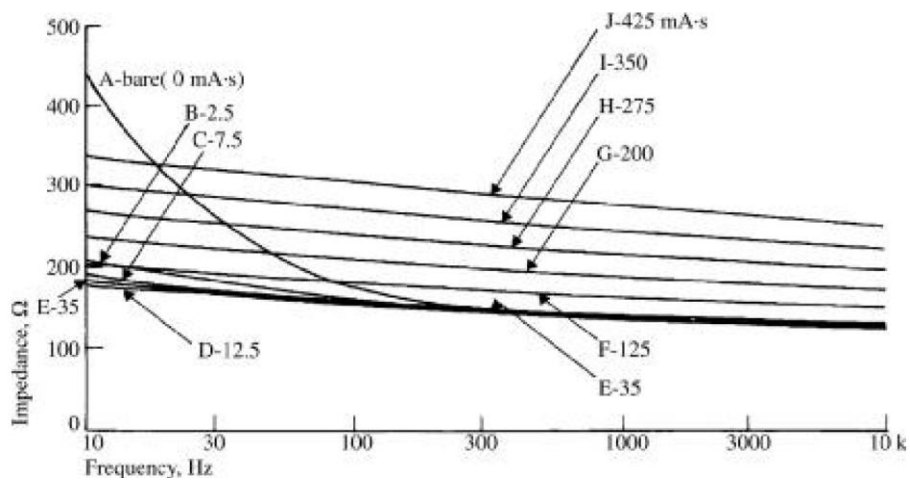
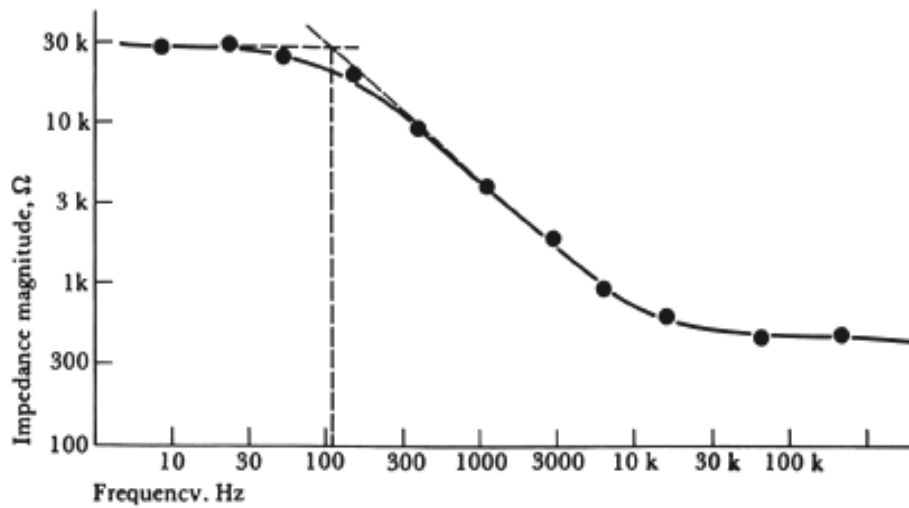


Figura 2.29 Interface “Electrodo – Electrolito”. Modelo Eléctrico (Modelos de Warburg).

El modelo eléctrico de la interface electrodo-electrolito se aprecia en la figura 2.29 donde se representa el voltaje de media celda como la fuente continua “E”, este modelo toma en consideración el comportamiento o variación de la impedancia de la piel en función de la frecuencia, (ver figura 2.30), tal como si se tratara de un filtro pasa alto.



a)



b)

**Figura 2.30** Variación de la Impedancia de los electrodos con la frecuencia. Variación de impedancia para un electrodo de AgCl. b) Magnitud de variación de imp. vs. Freq. [Hz] (27)

### 2.3.2 Interfaz de Electrodo

Es importante considerar que a través de la impedancia de ambos electrodos y la impedancia de entrada del dispositivo de registro fluye una corriente muy pequeña generada por el evento bioeléctrico (contracción del músculo).

“Es por tanto absolutamente necesario que la impedancia de entrada del dispositivo de registro sea muy elevada con respecto a la impedancia de los electrodos para que esa corriente sea muy pequeña y no provoque caídas de voltaje en la impedancia de los electrodos y con ello la disminución de voltaje o incluso la distorsión de la señal”, (3) una razón más para utilizar los buffers a la entrada del bioamplificador como se analizó en el punto 2.2.2.

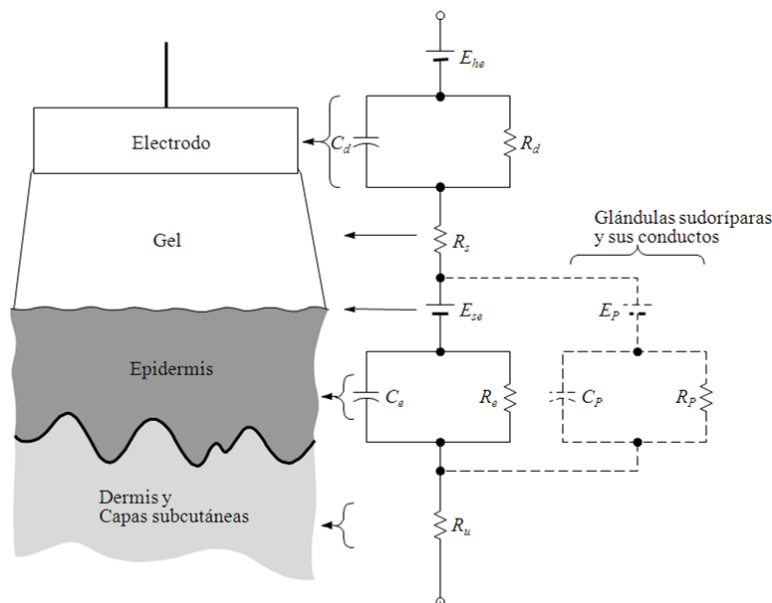


Figura 2.31 Interfaz electrodo-electrolito-piel. (27)

Los electrodos constituyen el transductor entre la corriente electrónica en el sistema de medida y la corriente iónica del tejido biológico.

El modelo eléctrico que abarca al tejido (piel), electrolito (gel de AgCl) y electrodo (Generalmente Ag) se puede observar en la figura 2.31. La impedancia del electrodo puede ser modelada por una resistencia (R) y una reactancia (X) en serie cuyo valor decrece cuando la frecuencia se incrementa como ya se mencionó.

$$Z_e = R - jX \tag{2.30}$$

Esta impedancia es comúnmente llamada impedancia de polarización

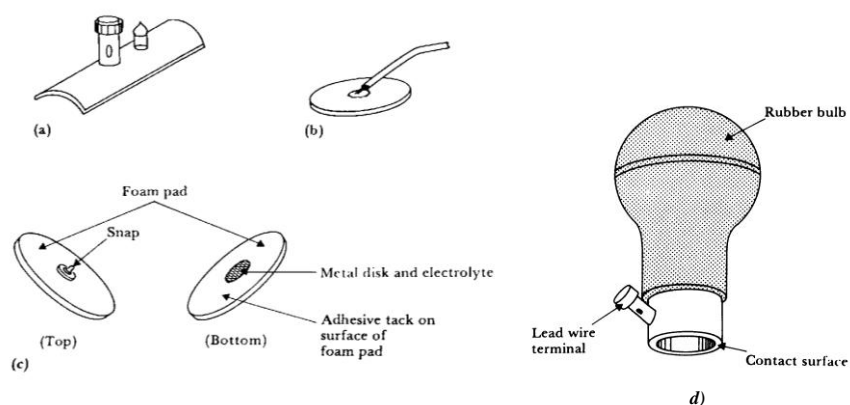
“A pesar de que se puedan identificar los parámetros de la impedancia del electrodo, no se puede determinar un modelo preciso, ya que la magnitud depende del metal del electrodo, de su área, del electrolito utilizado, de la densidad de corriente y de la frecuencia de la corriente utilizada en las medidas”. (13)

### 2.3.3 Electrodo Comerciales

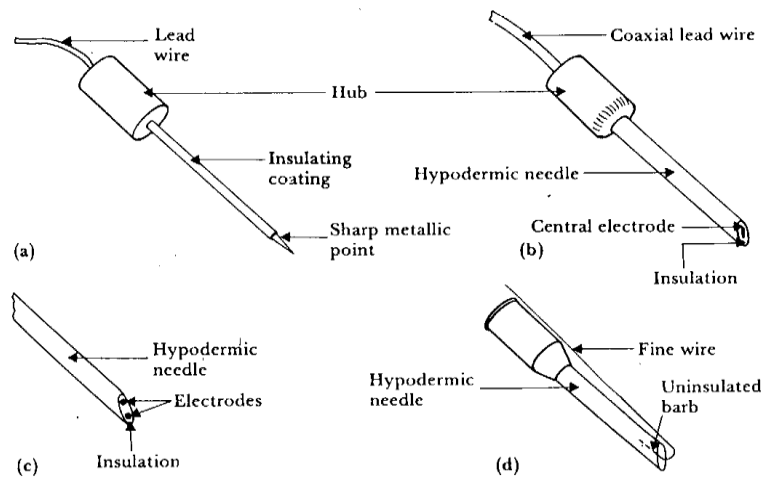
Los electrodos utilizados en el registro de bioseñales varían de acuerdo a su aplicación. En el caso, de las medidas sobre el tejido del miocardio (ECG), o de músculos estriados (EMG) in “vitro” e in vivo, utilizan electrodos de agujas de acero inoxidable o platino. La impedancia que presentan estos electrodos es muy alta. En el caso de utilizar electrodos superficiales en las medidas in vivo sobre el cuerpo la situación es distinta. En este caso debemos considerar otra interface adicional electrolito-piel, como se vio en los puntos anteriores. (13)

Dependiendo del tipo de registro de Bioseñal, existen en el mercado varios tipos de electrodos, tanto reutilizables como desechables (ver figura 2.32), pueden ser superficiales, profundos o invasivos (de aguja), estos últimos pueden a su vez dividirse en electrodos profundos mono-polares y electrodos profundos coaxiales como se muestra en la figura 2.33.

Los electrodos que se utilizarán en nuestro prototipo son los de disco metálico fabricados de forma artesanal pero tomando en cuenta las recomendaciones respecto al material, de hecho algunas monedas por su contenido de platino y oro, son ideales para confeccionar estos electrodos. También se utilizarán para efecto de pruebas comparativas, los electrodos comerciales que ya vienen con el gel o electrolito (AgCl) y con autoadhesivo.

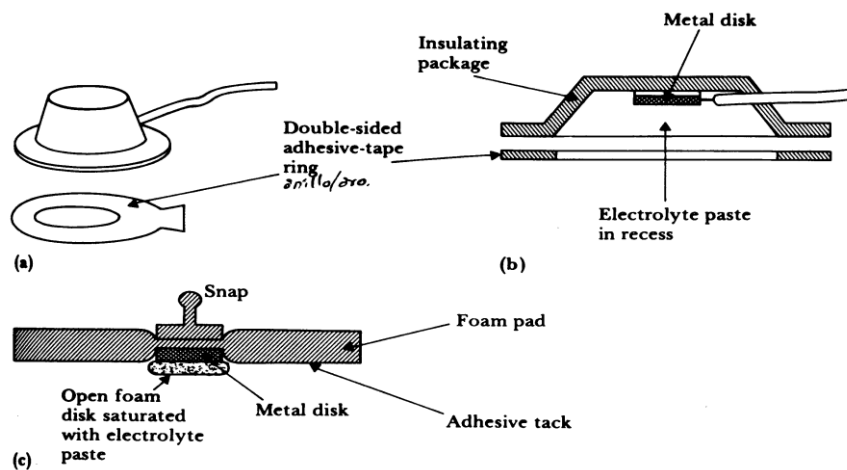


**Figura 2.32** Electrodo superficiales reutilizables y desechables. a) Placa metálica de Ag. b) Disco metálico aplicado con cinta quirúrgica. c) Con gel de AgCl y adhesivo. (27) d) Copa de succión para ECG (3)



**Figura 2.33** Electrodo de aguja. a) Mono polar. b) Coaxial. c) Hipodérmica con doble electrodo interior. d) Electrodo de alambre fino conectado a una aguja hipodérmica antes de ser insertado (27)

También existe una variedad especial de electrodos superficiales llamados electrodos de cavidad (reutilizables), justamente debido a que poseen un espacio vacío donde se coloca el gel o la pasta conductora de AgCl, como se observa en la figura 2.34.



**Figura 2.34** Electrodo Superficiales de cavidad (3)

Debido a que la capa superficial de la epidermis está compuesta de células muertas, presenta características diferentes del tejido vivo (en especial una impedancia muy alta). Por lo tanto, antes de realizar una medida con electrodos superficiales es aconsejable remover esta capa de células muertas en lo posible, mediante:

frotamiento con algún papel mojado en alcohol o acetona, abrasión con papel rugoso, con algodón y suero fisiológico o simplemente frotar la zona con algún cepillo. Otro problema que se presenta con los electrodos superficiales es el vello que también afecta la interfase electrolito-piel y se traduce en un mal contacto del electrodo, provocando artefactos en las medidas, aun a pesar de que los electrodos comerciales tengan un electrolito solido y se fijen con adhesivo. (13)

## 2.4 Filtros activos

La etapa de filtrado es fundamental para eliminar la mayor cantidad de ruido procedente ya sea del paciente o del entorno y hasta del mismo circuito de adquisición de bioseñales.

Los filtros analógicos encuentran numerosas aplicaciones en electrónica:

- Eliminación de ruido.
- Detección de tono.
- Filtrado con frecuencia ajustable.
- Procesamiento de señales de audio.

Se puede distinguir entre filtros activos (basados en circuitos electrónicos con elementos amplificadores) o filtros pasivos (basados en elementos pasivos, básicamente resistencia, inductancia y capacidad). Para este trabajo nos concentraremos más en los filtros activos debido a sus prestaciones en cuanto a calidad y a la ganancia que puede ser controlada.

### Parámetros de Filtros

Como se aprecia en la figura 2.35, en el dominio de la frecuencia se distingue:

- Banda de paso ( $f_p$ )
- Banda atenuada ( $f_a$ )
- Zona de transición ( $f_a$ - $f_p$ )
- Ganancia en ambas bandas ( $A_{min}$ ,  $A_{max}$ )
- Nivel de rizado
- Desfase en frecuencia



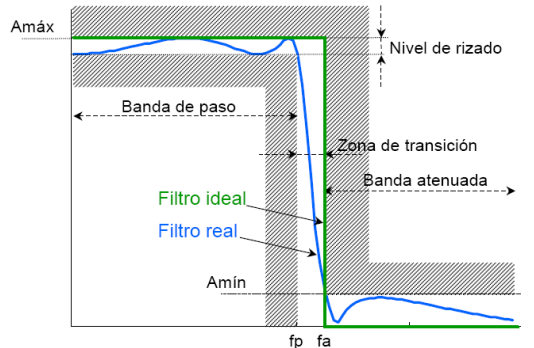


Figura 2.35 Parámetros de filtro: dominio de la frecuencia. (28)

En el dominio del tiempo en cambio se tiene:

- Tiempo de subida (90%) y establecimiento (5%)
- Sobre oscilación y sub oscilación

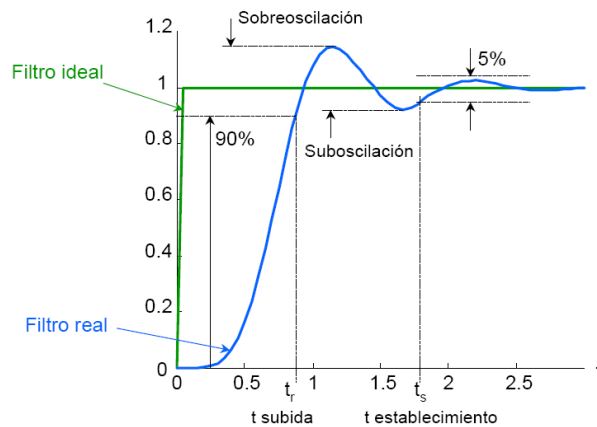


Figura 2.36 Parámetros del filtro: dominio temporal. (28)

Otras definiciones y parámetros:

**Octava:** Dos frecuencias están separadas una octava si una de ellas es de valor doble que la otra, o  $f_2 = 2f_1$ .

**Década:** Dos frecuencias están separadas una década si una de ellas es de valor diez veces mayor que la otra, o  $f_2 = 10f_1$ .

**Frecuencia de corte:** Es la frecuencia para la que la ganancia en tensión del filtro cae de 1 a 0.707 (esto expresado en decibelios, dB, se diría como que la ganancia del filtro se reduce en 3dB de la máxima, que se considera como nivel de 0dB). En

los filtros pasa banda y elimina banda existirán dos frecuencias de corte diferentes, la inferior y la superior.

**Banda de paso:** Es el rango de frecuencias que el filtro deja pasar desde la entrada hasta su salida con una atenuación máxima de 3dB. Toda frecuencia que sufra una atenuación mayor quedaría fuera de la banda pasante o de paso.

**Banda atenuada:** Es el rango de frecuencias que el filtro atenúa más de 3dB. (29)

**Orden del filtro:** Los filtros son agrupados por orden, según el número de elementos reactivos que lo componen. Se denomina filtro de primer orden, si está construido solamente por un solo elemento reactivo: un inductor es un filtro de primer orden. Tendremos un filtro de segundo orden al combinar juntos un inductor y un condensador, un filtro de tercer orden resulta de insertar un nuevo inductor, y así sucesivamente. **Entonces podemos atribuir a un filtro su orden contando los elementos reactivos que lo componen.** (30)

“Cada orden está caracterizado por su propia pendiente de atenuación específica. Esto se representa en decibelios por octava (dB/oct), y es el ritmo con el cual el filtro rechazará las frecuencias indeseadas”. (30) De forma sencilla se podría definir así.

- Filtro de primer orden: atenúa 6dB/octava fuera de la banda de paso.
- Filtro de segundo orden: atenúa 12dB/octava fuera de la banda de paso.
- Filtro de tercer orden: atenúa 18dB/octava fuera de la banda de paso.

“En cuanto a la escala de magnitud, también resulta apropiada muchas veces la utilización de la escala logarítmica. En los orígenes de la telefonía se adoptó una escala logarítmica relativa para simplificar los cálculos de ganancia de potencia y tensión debidos a amplificadores, atenuación en líneas etc. Dichos cálculos exigían multiplicaciones (por ganancias de amplificadores) y divisiones (por atenuaciones) que se deseaba reducir a sumas y restas. Se definió el Belio (símbolo B) (en honor de Alexander Graham Bell, inventor del teléfono) como una medida logarítmica relativa de potencias. Así para un sistema de potencia de entrada P1 y salida P2 la ganancia, o atenuación en belios es”. (31)

$$G = \log_{10} \frac{P_2}{P_1} \quad (2.31)$$

En la práctica se comprobó que el belio era una unidad demasiado grande, pasándose a utilizar habitualmente el decibelio (dB), 1 *belio* = 10 *decibelios*, por tanto la medida relativa de potencia en decibelios es:

$$G(\text{dB}) = 10 \cdot \log_{10} \frac{P_2}{P_1} \quad (2.32)$$

Cuando se trata de potencias referidas a una misma impedancia o resistencia de carga, y teniendo en cuenta que  $P = V^2/R$  se tiene (31)

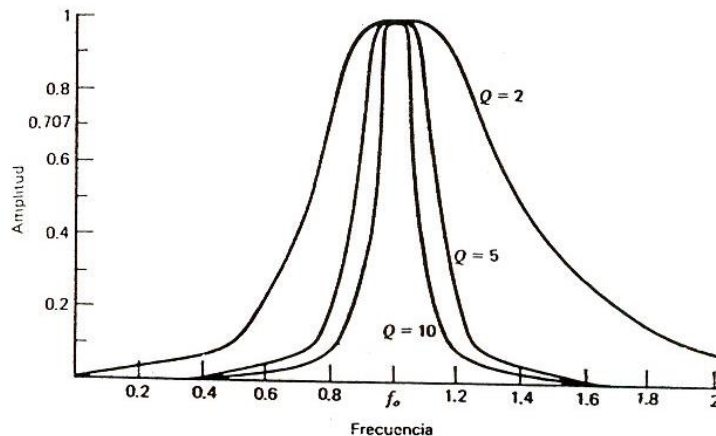
$$G(\text{dB}) = 10 \cdot \log_{10} \frac{V_2^2/R}{V_1^2/R} = 20 \cdot \log_{10} \frac{V_2}{V_1} \quad (2.33)$$

### El factor de calidad, Q

El Q es la relación entre la frecuencia central de paso-banda y las frecuencias de 3dB en un circuito paso-banda, como se muestra en la figura 2.37. (32)

$$Q = \frac{f_0}{f_2 - f_1} = \frac{\sqrt{f_1 f_2}}{f_2 - f_1} \quad (2.34)$$

Donde:  $f_0$  frecuencia central,  $f_1$  frecuencia de 3dB,  $f_2$  frecuencia superior de 3dB



**Figura 2.37** Factor de calidad  $Q$ , respuesta de filtro pasa banda. (32)

En filtros paso-baja o paso-alto el factor de calidad se definirá:

$$Q = \frac{\sqrt{b_i}}{a_i} \quad (2.35)$$

Donde  $a_i$  y  $b_i$  son índices que corresponden a la ecuación de función de transferencia del filtro del tipo.

$$F(s) = \frac{A_0}{(1+a_1s+b_1s^2)(1+a_2s+b_2s^2)\dots(1+a_ns+b_ns^2)} \quad (2.36)$$

Y representaría la calidad del polo.

Los valores altos de  $Q$  se pueden calcular gráficamente como la distancia entre la línea de 0dB y el punto de pico de la respuesta del filtro.

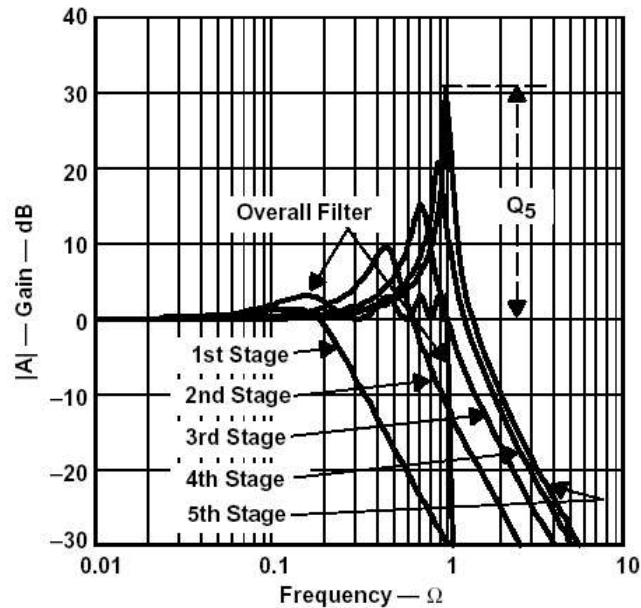


Figura 2.38 Representación gráfica del factor de calidad. (33)

### Estructuras de filtros Activos

Los filtros activos son una solución válida para gran número de aplicaciones de baja frecuencia y de pequeña señal; por otro lado, las más habituales en el campo de la instrumentación electrónica. Las principales ventajas que aportan los filtros activos son:

- Utilizan sólo resistencias, condensadores y operacionales.
- Facilitan el encadenamiento de etapas aprovechando la baja  $R_0$  de los AO.
- Flexibilidad de diseño, permitiendo implementar cualquiera de las aproximaciones matemáticas que se verán más adelante.

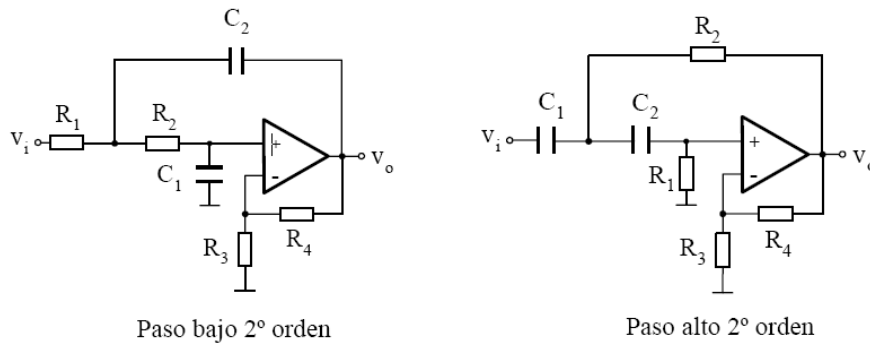
Sin embargo, los filtros activos no están exentos de inconvenientes, generados en la gran mayoría de los casos por las limitaciones del amplificador operacional:

- Ancho de banda limitado al del operacional empleado.
- Necesidad de una o, como es normal, dos fuentes de alimentación.

- Limitación en los valores de R y C necesarios, por el comportamiento del AO.
- Ruido adicional generado por el propio AO. (34)

Existen numerosas estructuras físicas para la realización de filtros activos. Las tres topologías o estructuras más comunes son:

### Sallen-Key

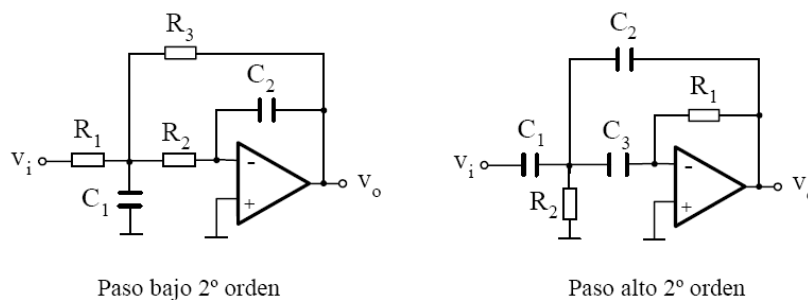


**Figura 2.39** Estructura Sallen-Key pasa bajo y pasa alto. (34)

Las características más relevantes de esta estructura son:

- No invierte la fase
- El menos dependiente de las características del AO
- Preferible para Q pequeños y  $K=1$

### Realimentación múltiple (MFB)



**Figura 2.40** Estructura realimentación. (34)

Con las características siguientes

- Invierten la fase.
- Valores de Q y ganancia altos

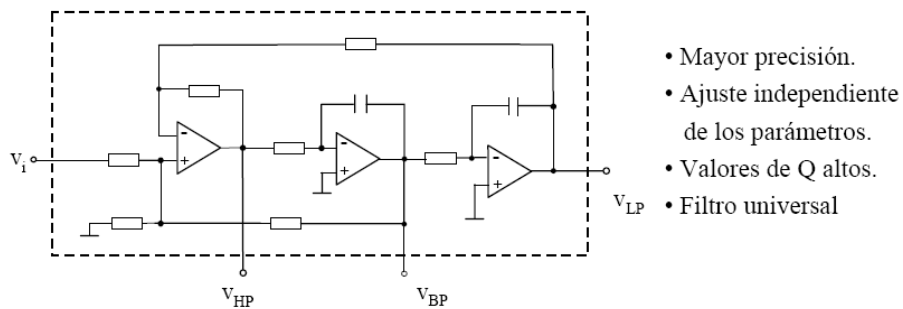
Hay que aclarar que una misma estructura, puede utilizarse para implementar funciones y aproximaciones matemáticas diferentes con sólo cambiar el valor de los coeficientes de la función de transferencia.

Las estructuras Sallen-Key y MFB tienen tres importantes limitaciones:

- Son sensibles a las tolerancias de los componentes y de la temperatura.
- No permiten obtener valores de Q elevados.
- No permiten, en general, un ajuste independiente de la ganancia y del factor de calidad. (34)

**Variables de estado**

Los filtros de variables de estado permiten superar las limitaciones anteriores permitiendo alcanzar valores de Q más elevados (hasta 100) y ajustar todos parámetros del filtro de forma independiente a costa de un mayor número de componentes.



Referencia	Fabricante	Orden	f <sub>o</sub> máx.	V <sub>cc</sub>
UAF42	Texas Instruments	2	100kHz	±15 V
MAX275	Maxim	4	300kHz	±5 V
LTC1562	Linear Technology	8	150kHz	±5 V

**Figura 2.41** Estructura variable de estado. (34)

La figura 2.41 muestra la estructura general de un filtro no inversor de variables de estado. Está compuesto por un amplificador sumador seguido de dos integradores. Se denominan también **filtros universales** ya que permiten obtener, salidas paso bajo, paso alto y paso banda. Si bien todas las salidas están disponibles simultáneamente, no lo están de forma optimizada, por lo que se suele utilizar bien cómo filtro paso alto, paso bajo o paso banda. Las aplicaciones típicas de este tipo de filtros se encuentran en equipos de comunicaciones, instrumentación médica, sistemas de adquisición de datos, etc.

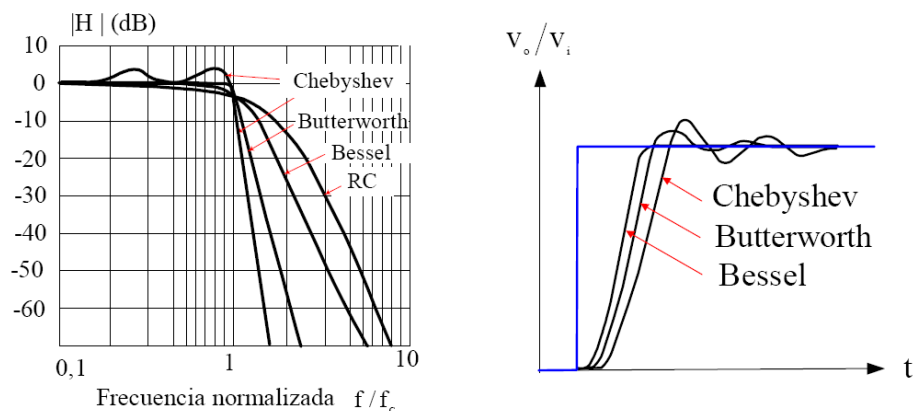
La versatilidad y buenas características generales de esta estructura han llevado a los fabricantes de circuitos integrados a integrar en una sola pastilla la mayor parte de los componentes del filtro, con lo que se consigue reducir la tolerancia de los componentes ( $\pm 0,5\%$ ) y un ahorro de espacio en la placa de circuito impreso. (34)

Sin embargo dichos encapsulados no se los encuentra con facilidad, siendo necesario adquirirlos bajo pedido, siendo más costoso que una red más básica y con buenas prestaciones como la estructura *sallen-key*.

### Aproximaciones matemáticas

Existen diversas funciones matemáticas empleadas para aproximar la respuesta real del filtro a la ideal. Cada una de estas aproximaciones busca optimizar una determinada característica del filtro. Se tienen diversas aproximaciones, las más comunes son: (34)

- **Butterworth:** ganancia plana en la banda de paso
- **Chebyshev:** pendiente máxima en la región de transición
- **Bessel:** respuesta de fase lineal entorno a  $f_c$



**Figura 2.42** Características de las aproximaciones matemáticas en forma grafica. (34)

- **Butterworth:** el objetivo de la aproximación de Butterworth es obtener una respuesta de ganancia plana en la banda de paso. Esto se consigue a costa de una región de transición de caída lenta y una respuesta de fase no lineal alrededor de la frecuencia de corte. (34)

Debido a su respuesta plana, se suele usar en los filtros anti-aliasing y en aplicaciones de conversión de datos; en general, donde sea necesario conseguir una buena precisión de medida en la banda de paso.

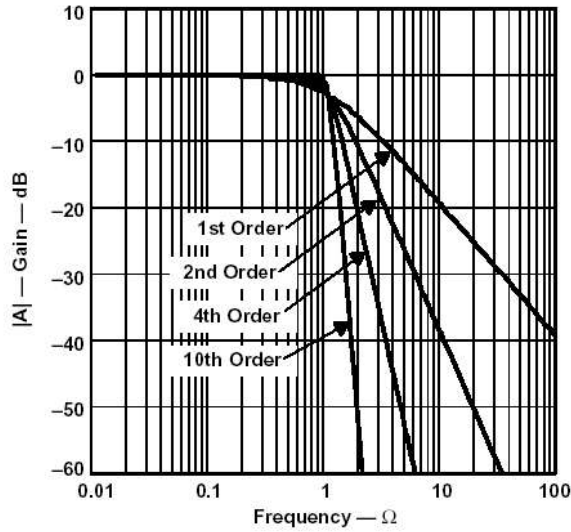


Figura 2.43 Respuesta en frecuencia del filtro Butterworth. (34)

- **Chebyshev:** el objetivo de la aproximación de Chebyshev es maximizar la pendiente de la característica de ganancia en la región de transición. Por el contrario, presenta un cierto rizado en la banda de paso, que se incrementa al aumentar el orden del filtro. (34)

Su utilización se restringirá a aquellas aplicaciones en el que el contenido de frecuencias es más importante que la magnitud.

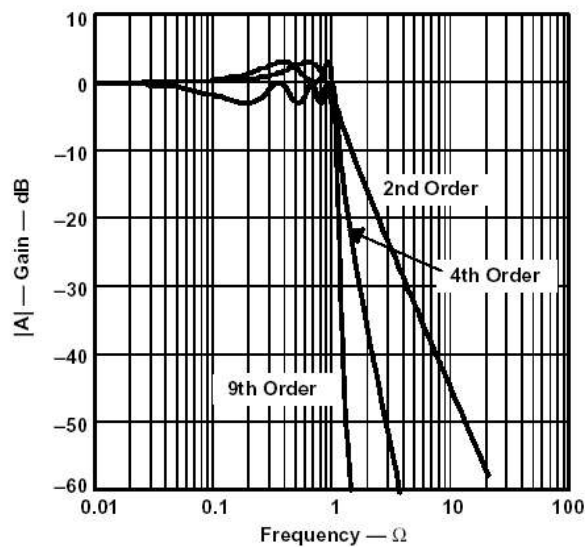


Figura 2.44 Respuesta en frecuencia del filtro Chebyshev. (34)



• **Bessel:** el objetivo de la aproximación de Bessel es lograr una respuesta de fase lineal en un margen de frecuencias amplio en torno a la frecuencia de corte (ver figura 2.45). La ganancia de la banda de paso no es tan plana como en un filtro de Butterworth ni la pendiente en la banda de transición tan acentuada como en un filtro de Chebyshev. Por tanto este filtro se podría decir que es intermedio entre las dos aproximaciones anteriores, la ventaja de este filtro radica en la baja distorsión que le produce a la señal en la zona de transición, debido a esto resulta ideal para el tratamiento de bioseñales ya que se trabajara principalmente sobre la morfología de la señal.

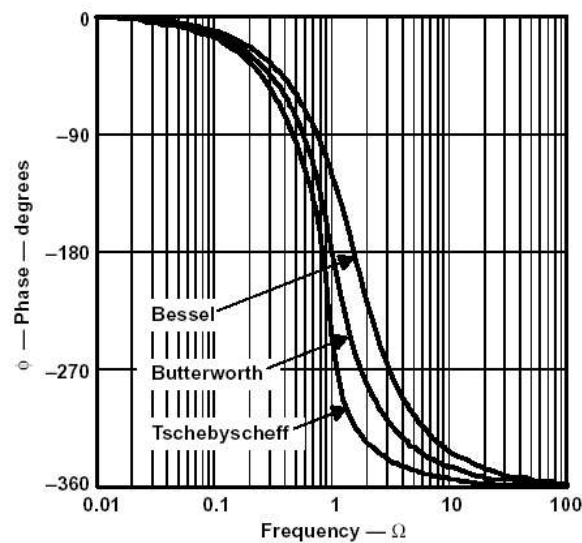


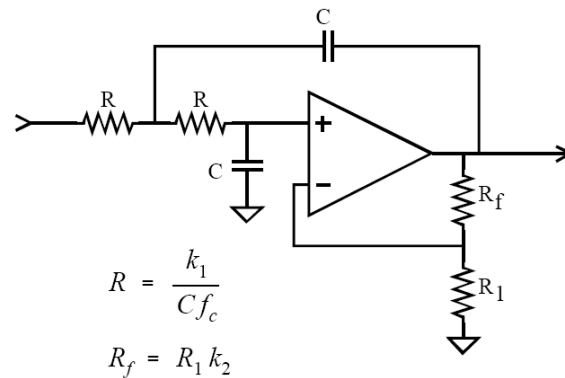
Figura 2.45 Respuesta en frecuencia del filtro Bessel. (34)

Es posible simplificar el cálculo de filtros siguiendo parámetros ya establecidos para los filtros **Butterworth**, **Chebyshev**, **Bessel**; utilizando la estructura sellenkey y según el orden deseado del filtro.

El circuito mostrado en la figura 2.46, es un filtro paso bajo de dos polos que puede ser configurado como cualquier de los tres tipos básicos. La Tabla 2.2 provee la información necesaria para seleccionar los condensadores y resistores correctos. Por ejemplo, para diseñar un filtro Butterworth de 2 polos de 1 KHz, la Tabla 2.2 provee los parámetros:  $k_1 = 0.1592$  y  $k_2 = 0.586$ . Arbitrariamente seleccionando  $R_1=10k$  y  $C = 0.01\mu F$  (valores comunes para los circuitos de amplificador operacional),  $R$  y  $R_f$  pueden ser calculados como 15.95K y 5.86K, respectivamente. Redondeando estos últimos dos valores para los resistores estándar de 1 %, resultando en  $R = 15.8K$  y  $R_f = 5.90K$ . Todos los componentes deberían ser de 1 % de precisión o mejor. (35)

**Tabla 2.2** Parámetros para el dimensionamiento de filtros de estructura *sallen-key*. (35)

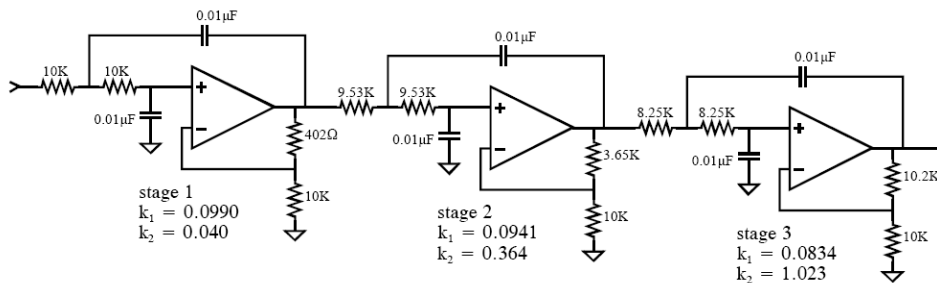
# poles		Bessel		Butterworth		Chebyshev	
		$k_1$	$k_2$	$k_1$	$k_2$	$k_1$	$k_2$
2	stage 1	0.1251	0.268	0.1592	0.586	0.1293	0.842
4	stage 1	0.1111	0.084	0.1592	0.152	0.2666	0.582
	stage 2	0.0991	0.759	0.1592	1.235	0.1544	1.660
6	stage 1	0.0990	0.040	0.1592	0.068	0.4019	0.537
	stage 2	0.0941	0.364	0.1592	0.586	0.2072	1.448
	stage 3	0.0834	1.023	0.1592	1.483	0.1574	1.846
8	stage 1	0.0894	0.024	0.1592	0.038	0.5359	0.522
	stage 2	0.0867	0.213	0.1592	0.337	0.2657	1.379
	stage 3	0.0814	0.593	0.1592	0.889	0.1848	1.711
	stage 4	0.0726	1.184	0.1592	1.610	0.1582	1.913



**Figura 2.46** Estructura *sallen-key* y parámetros necesarios. (35)

El amplificador operacional usado no es particularmente crítico, con tal de que la frecuencia de la unidad de ganancia sea más de 30 a 100 veces superior que la frecuencia de corte del filtro. Esto puede hacerse siempre y cuando la frecuencia de corte del filtro este por debajo de 100kHz.

Filtros de Cuatro, seis, y ocho polos son formados para el efecto en cascada con lo que se logra incrementar el orden del filtro. Por ejemplo en la Figura 2.47 se muestra el esquema para un filtro de 6 polos. (35)



**Figura 2.47** Estructura de filtro *Sallen-Key* de sexto orden. (35)

Como ya se mencionó, para el caso particular de este trabajo, se hará referencia más al filtro analógico Bessel, por sus características en la respuesta, pues este no distorsiona la señal. Para crear un filtro Bessel de 6 polos basta con realizar la estructura antes vista en la figura 2.47 y realizar los cálculos para los diferentes valores de resistencias y condensadores que cumplan con los parámetros dados en la tabla 2.2.

### 2.4.1 Filtro Muesca para 60Hz

Existen algunas alternativas de diseño de filtros para eliminar una frecuencia determinada, estos pueden diferenciarse según la calidad y la precisión con la que logra eliminar una frecuencia dada.

#### Filtro activo doble T:

La red pasiva doble T sólo tiene un  $Q = 0,25$

$$f_{eliminada} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.37)$$

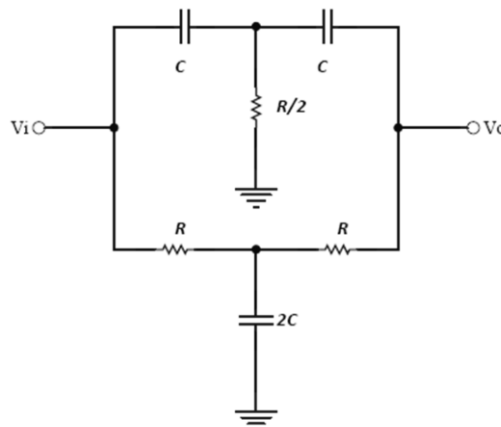


Figura 2.48 Filtro doble T elimina banda

Si a la red antes vista se le añade un amplificador operacional (ver figura 2.49) podremos incrementar el factor  $Q$ . (33)

La función de transferencia sería:

$$f(s) = \frac{k(1+s^2)}{1+2(2-k)s+s^2} \quad (2.38)$$

$$\text{Donde: } k = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (2.39)$$

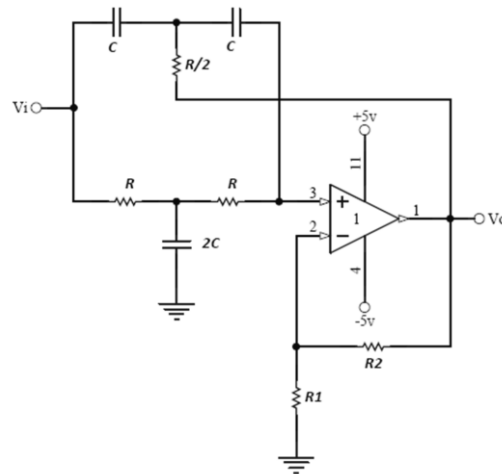


Figura 2.49 Filtro doble T elimina banda activo.

Con lo que los parámetros equivalentes a la función de transferencia genérica son:

$$f_m = \frac{1}{2\pi RC} \tag{2.40}$$

$$G = K = 1 + \frac{R_2}{R_1} \tag{2.41}$$

$$Q = \frac{1}{2(2-G)} \tag{2.42}$$

El factor de calidad Q, puede ser ajustado mediante el control de la ganancia. (33)

**Doble T con Q ajustable:**

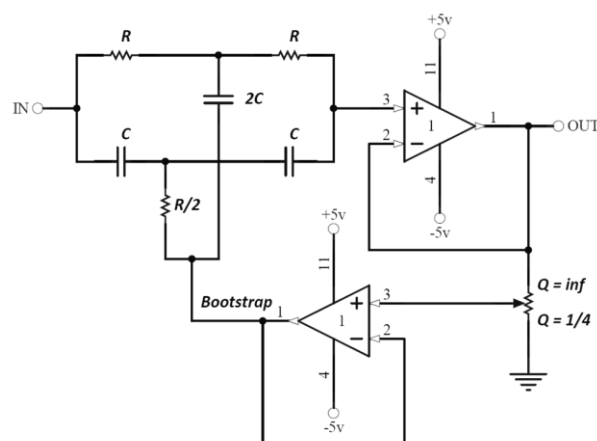


Figura 2.50 Filtro T de Q ajustable.

### Filtro Elimina Banda de Frecuencia Ajustable

Finalmente se tiene un filtro cuya estructura permite especialmente ajustar la frecuencia a eliminar de una manera más precisa a partir del resistor variable (ver figura 2.51), el cual puede ser de precisión (resistencia bobinada). En este filtro se le da prioridad al ajuste de frecuencia, lo cual puede ser de mucha utilidad en algunas aplicaciones donde se necesita mayor precisión.

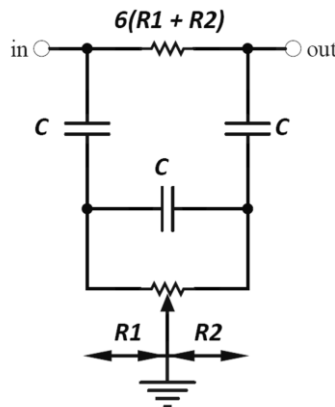


Figura 2.51 Filtro elimina banda de  $f$  ajustable.

$$f_{eliminada} = \frac{1}{2\pi C \sqrt{3R_1 R_2}} \tag{2.43}$$

### 2.4.2 Filtro Pasa Bajo

Debido a las características de baja distorsión de señal que presenta el filtro Bessel, será el que se utilice para el diseño de los filtros en el capítulo siguiente. Mientras que la estructura Sallen-Key vista anteriormente será la base para la implementación y el análisis de los filtros.

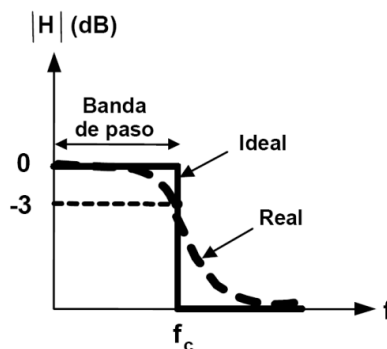


Figura 2.52 Respuesta en frecuencia de filtro pasa bajo. (34)

La Función de transferencia para el filtro pasa bajo de la figura 2.53 es:

$$\frac{V_{sal}}{V_{ent}} = F(s) = \frac{A_o}{1 + [R_1 C_1 (1 - A_o) + (R_1 + R_2) C_2] s + R_1 R_2 C_1 C_2 s^2} \quad (2.44)$$

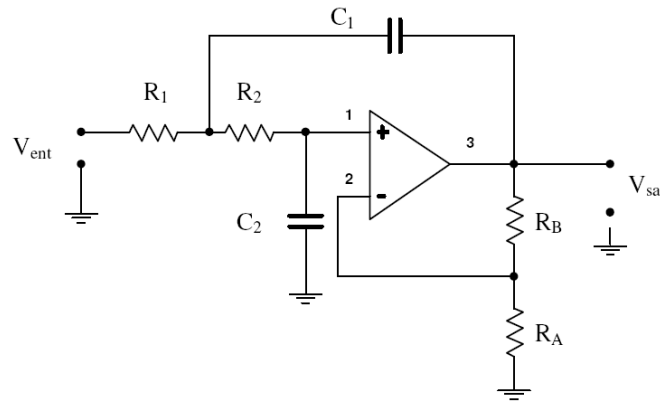


Figura 2.53 Filtro sallen-key pasa bajo de segundo orden. (32)

Donde  $A_o$  es la ganancia del amplificador operacional no inversor: (36)

$$A_o = \frac{R_B}{R_A} + 1 \quad (2.45)$$

Asumiendo que  $R = R_1 = R_2$  y  $C = C_1 = C_2$

La frecuencia de corte será:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.46)$$

Si se asume un valor fijo de  $C$ , se podrá calcular una resistencia  $R$  y complementariamente a partir de la tabla 2-2 para el filtro de 2 polos se podría escoger la el factor  $k_1$  y  $k_2$  como se muestra en las siguientes ecuaciones.

$$R = \frac{k_1}{C f_c} \quad (2.47)$$

$$R_f = R_1 k_2 \quad (2.48)$$

El factor de calidad se tendrá de la expresión:

$$Q = \frac{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}{R_1 C_1 (1 - A_o) + (R_1 + R_2) C_2} \quad (2.49)$$

### 2.4.3 Filtro Pasa Alto

De la misma manera que para el filtro pasa bajo, se puede definir al filtro pasa alto mediante la siguiente función de transferencia que corresponde al circuito sellen-key de 2° orden mostrado en la figura 2.55.

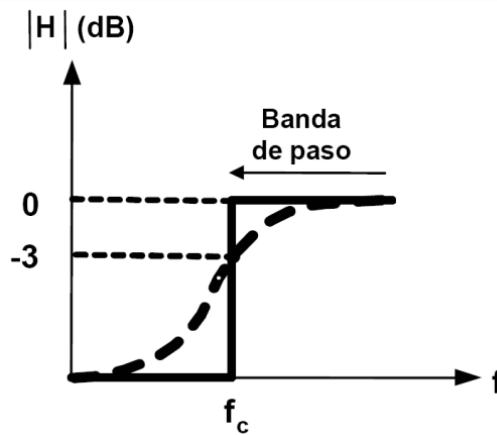


Figura 2.54 Respuesta en frecuencia de filtro pasa alto. (34)

$$\frac{V_{sal}}{V_{ent}} = F(s) = \frac{A_o R_1 R_2 C_1 C_2 S^2}{1 + [R_2 C_2 (1 - A_o) + (C_1 + C_2) R_1] S + R_1 R_2 C_1 C_2 S^2} \quad (2.50)$$

De igual manera que en el caso anterior la ganancia del amplificador operacional no inversor es:

$$A_o = \frac{R_B}{R_A} + 1 \quad (2.51)$$

El factor de calidad.

$$Q = \sqrt{\frac{R_2}{4R_1}} \quad (2.52)$$

Como en el filtro pasa baja es posible realizar el cálculo utilizando los parámetros de la tabla 2.2, con la diferencia en la estructura sellen-key intercambiado la posición de los condensadores con los resistores.

La ecuación para el cálculo de la frecuencia de corte sigue siendo la misma que la del filtro anterior.

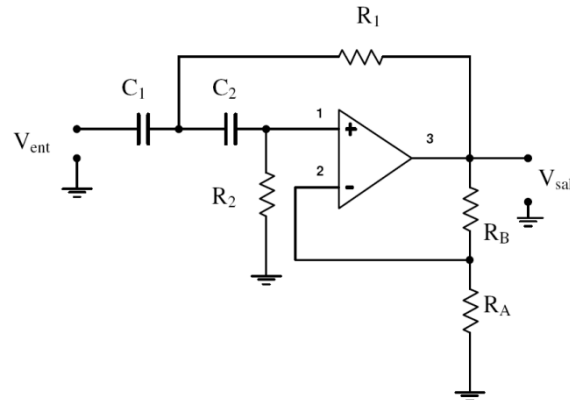


Figura 2.55 Filtro sellen-key pasa alto de segundo orden. (32)

### 2.4.4 Filtro Pasa Banda

Existen varias alternativas para conseguir un filtro pasa banda, una forma seria unir dos filtros, uno pasa alto y el otro pasa bajo como el mostrado en la figura 2.58, o utilizar una sola estructura como la mostrada en la figura 2.57, que directamente genera un filtro pasa banda de segundo orden en una estructura sellen-key.

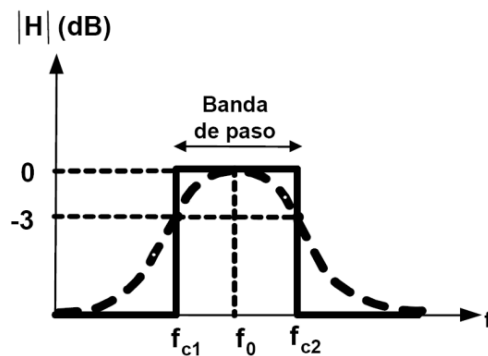


Figura 2.56 Respuesta en frecuencia de filtro pasa banda. (34)

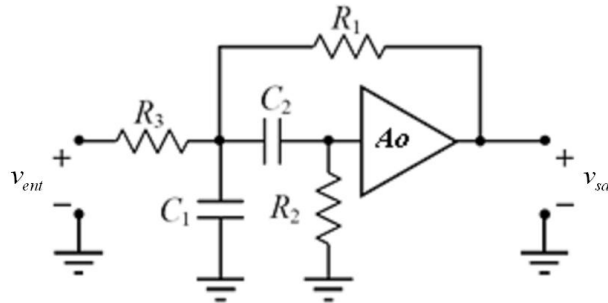
La función de transferencia para el filtro de la figura 2.57 es: (36)

$$\frac{V_{sal}}{V_{ent}} = F(s) = \frac{(1-\alpha)A_0R_2C_2S}{1+[R_2C_2(1-\alpha A_0)+\alpha R_1(C_1+C_2)]S+\alpha R_1R_2C_1C_2S^2} \tag{2.53}$$

Donde:

$$\alpha = \frac{R_3}{R_1+R_3} \tag{2.54}$$





**Figura 2.57** Filtro pasa banda de segundo orden sellen-key.

La frecuencia central vienen dada por:

$$f_o = f_m = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.55)$$

$A_o$  es la ganancia del amplificador operacional no inversor y que es determinada por las resistencias típicas  $R_A$  y  $R_B$  como era el caso en las figura 2.55 y 2.53

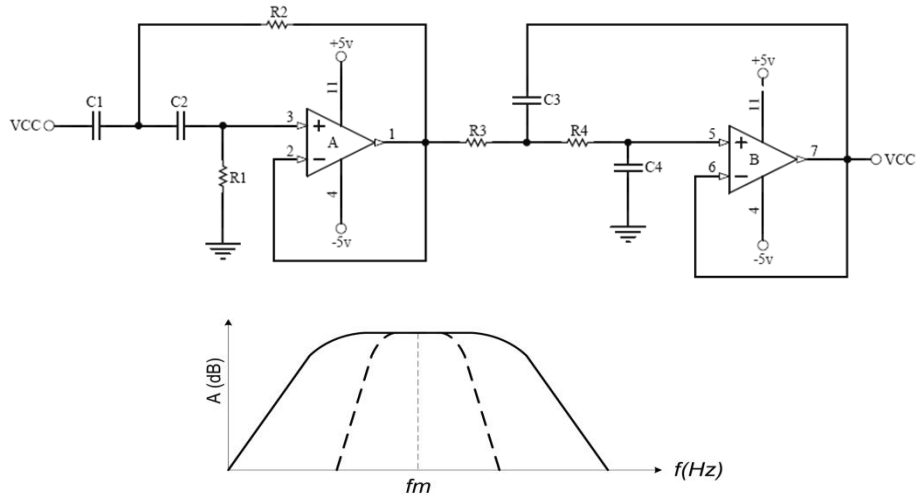
$$A_o = 1 + \frac{R_B}{R_A} \quad (2.56)$$

Finalmente el factor de calidad será:

$$Q = \frac{1}{3-A_o} \quad (2.57)$$

Si se necesitara un ancho de banda estrecho, podríamos usar las topologías pasa-banda como la Sallen-Key analizada, pero normalmente se usarían filtros paso-bajo en serie con filtros pasa-alto de los órdenes adecuados (33) que ya se analizaron, esto permite que se fije por separado las frecuencias de corte  $f_{C1}$  y la  $f_{C2}$  para cada etapa respectivamente, en lugar de ajustar una frecuencia central única como la mostrada en la figura 2.58.

Para el presente proyecto sería más conveniente la alternativa de fijación de dos frecuencias de corte, debido al espectro que se maneja en las señales mioeléctricas; que como se vio, pueden ir desde los 50hz hasta alcanzar 10khz.



**Figura 2.58** Filtro pasa banda mediante dos filtros PA y PB.

---

## CAPÍTULO 3

---

# DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO

El análisis teórico realizado en los capítulos anteriores, nos brinda las herramientas fundamentales para continuar ahora con la implementación del prototipo, adicionalmente en el presente capítulo se complementaran con algunos conceptos y técnicas adicionales que nos llevará a obtener un trabajo de calidad y con un sustento firme en la medida de lo posible, pero sin olvidar que el objetivo fundamental de este prototipo es que cumpla su función y que es mejorar la calidad de vida de la persona.

### 3.1 Diseño Funcional del Sistema

Luego de algunas revisiones para la optimización en cuanto al funcionamiento del prototipo, se estableció el diseño definitivo del sistema tanto en la parte mecánica como en la electrónica. A la que he bautizado como MROBI “mano robot inteligente”

#### 3.1.1 Diagrama General del Proyecto

En la figura 3.1 se puede observar el esquema o diagrama de bloques de todo el sistema, en el se aprecian todas las etapas que lo conforman, para este diseño se realizaron algunos ajustes al que se planteó originalmente pero se conserva la estructura y funciones del diseño original. Uno de los cambios principales radica en la forma en que se comunican los diferentes módulos, pues se planteo que era mejor una comunicación I2C mediante un canal compartido, de tal forma que el módulo de interfaz o control principal actué siempre como maestro, mientras que el módulo MROB actué siempre como esclavo. En el caso del módulo DSP en cambio podrá intercambiar el funcionamiento de su módulo I2C, es decir en un principio cuando el sistema arranca el MDSP lo hará como esclavo y luego de una orden enviada por módulo de control, este pasara a modo maestro, con el fin de que pueda entregarle las ordenes o comandos directamente al módulo MROB y controlar así la mano robot.

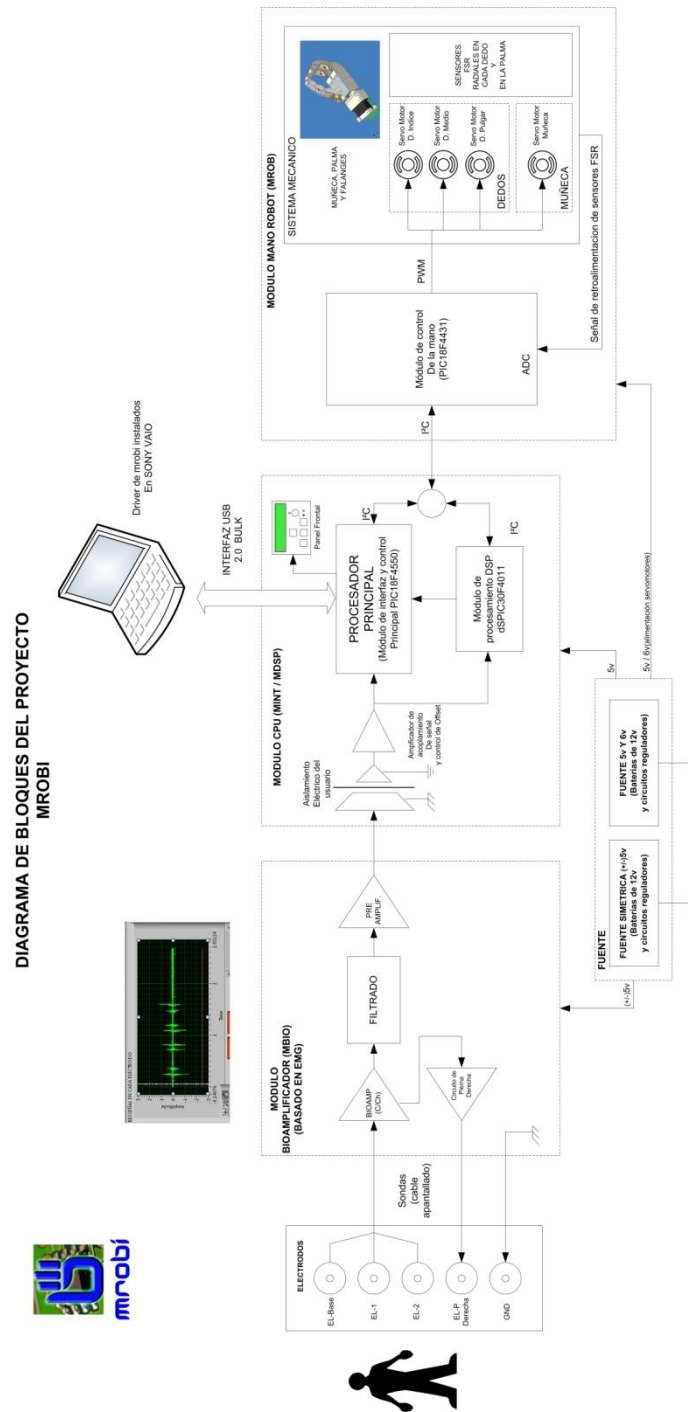


Figura 3.1 Diagrama de bloques del sistema.

### 3.1.2 Etapa de Electrodo y Bioamplificador

Comenzando de izquierda a derecha se tiene los electrodos y sondas que serán conectados a los músculos que el usuario pueda controlar mejor y de forma separada, es importante recordar que para evitar interferencias o ruidos externos es necesario que los cables sondas sean de buena calidad, esto se logra al utilizar cables apantallados, como ya se vio en secciones anteriores, seguidamente estas sondas se conectan a la primera etapa amplificadora que está compuesta principalmente por el bioamplificador (uno por cada canal) y una segunda etapa amplificadora luego el ruido del paciente es invertido y realimentado por el circuito de pierna derecha hacia el usuario, cuyo circuito exacto utilizado se describirá más adelante.

Luego de esta etapa se encuentran los filtros que como ya se menciono, se utilizarán un tipo muesca para eliminar la componente de ruido de la red eléctrica de 60Hz, un filtro Bessel pasa alto de orden  $n=3$  y posteriormente un pasa bajo de igual orden, dando como resultado un filtro pasa banda, y la etapa final de este módulo contiene un preamplificador que amplifica la señal sin el ruido, para posteriormente ya en el segundo módulo ingresar al circuito de acoplamiento y aislamiento eléctrico del usuario (opto acoplamiento), esto con el fin de protegerlo de posibles descargas a través de cables que conectan la fuente del kit (GND 2) con la fuente del computador que a su vez tiene conexión a la red eléctrica (120vac), este acoplamiento también permite aislar el ruido proveniente de estas fuentes. Todos estos circuitos se analizaran en detalle más adelante.

### 3.1.3 Etapa de Procesamiento Digital

Seguidamente en el segundo módulo se encuentra la etapa de control, procesamiento e interface del prototipo, el cual está constituido por 2 procesadores, el del módulo de control e interfaz (MINT PIC18F4550) y el de procesamiento DSP constituido por un dsPIC (MDSP dsPIC30F4011), la intercomunicación entre estos módulos como se puede observar es a través del protocolo I2C, el módulo de interface (PIC18F4550) y control es quien se encarga de enlazar al KIT con el computador a través de una conexión USB Bulk, en esta etapa se encuentra también el panel de control que me permite informarme del estado del prototipo a través de la pantalla LCD y además realizar algunas pruebas de diagnóstico para en caso de que no se tenga un computador para realizar este proceso.

### 3.1.4 Etapa de Control de Actuadores del Prototipo

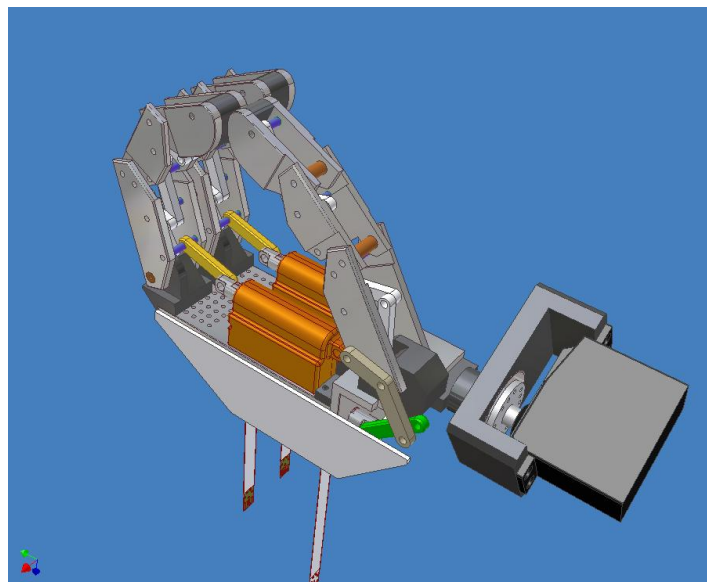
Finalmente en la tercera etapa se encuentra el módulo de control del sistema mecánico de la mano (MROB), en el se pueden identificar los servomotores, uno por cada dedo, mas el que permite el giro de muñeca, el procesador (PIC18F4431)

quien controla las salidas PWM de cada servo, además de los sensores de fuerza FSR que están colocados en cada dedo y en la palma de la mano, la señal obtenida del partidor formado por una resistencia y un FSR es retroalimentada y captada por las entradas del ADC del pic18, de tal modo que forma un lazo cerrado para el control de la fuerza aplicada al objeto que se encuentre en ese momento en la mano, este módulo utiliza dos voltajes separados, el voltaje general de 5v que alimenta tanto a este como al anterior módulo y un voltaje estabilizado de 6v y 3A que sirve para alimentar a los servomotores, ya que con este voltaje los servomotores trabajan a su máximo desempeño.

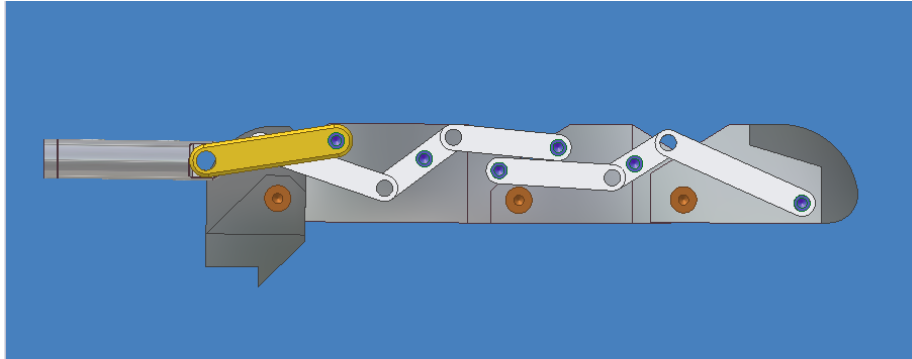
### 3.2 Arquitectura Mecánica del Prototipo

Desde el planteamiento del primer diseño mecánico surgieron muchos cambios en la mano robot, estos cambios tienen que ver especialmente con los actuadores, debido al espacio reducido que debían ocupar estos.

Se propuso algunas alternativas como la mostrada en la figura 3.2, en este diseño tanto el mecanismo de las falanges como de la muñeca se han mantenido, dando como resultado el diseño mostrado en la figura 3.3. Cabe destacar que para crear el diseño mecánico se utilizó el Programa Autodesk Inventor 9 mediante el cual no solo se puede diseñar componentes mecánicos, sino que además nos permite realizar cálculos referentes a masas e inercias y simular restricciones de movimiento, dependiendo del material que se esté pensando utilizar.



**Figura 3.2** Segundo diseño de mano robot con servomotores lineales.

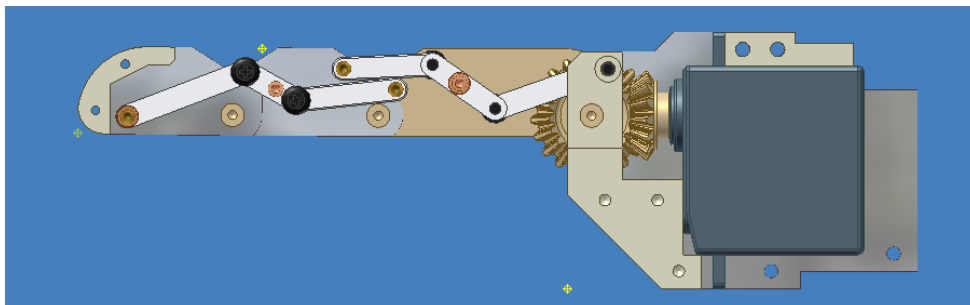


**Figura 3.3** Estructura de falanges.

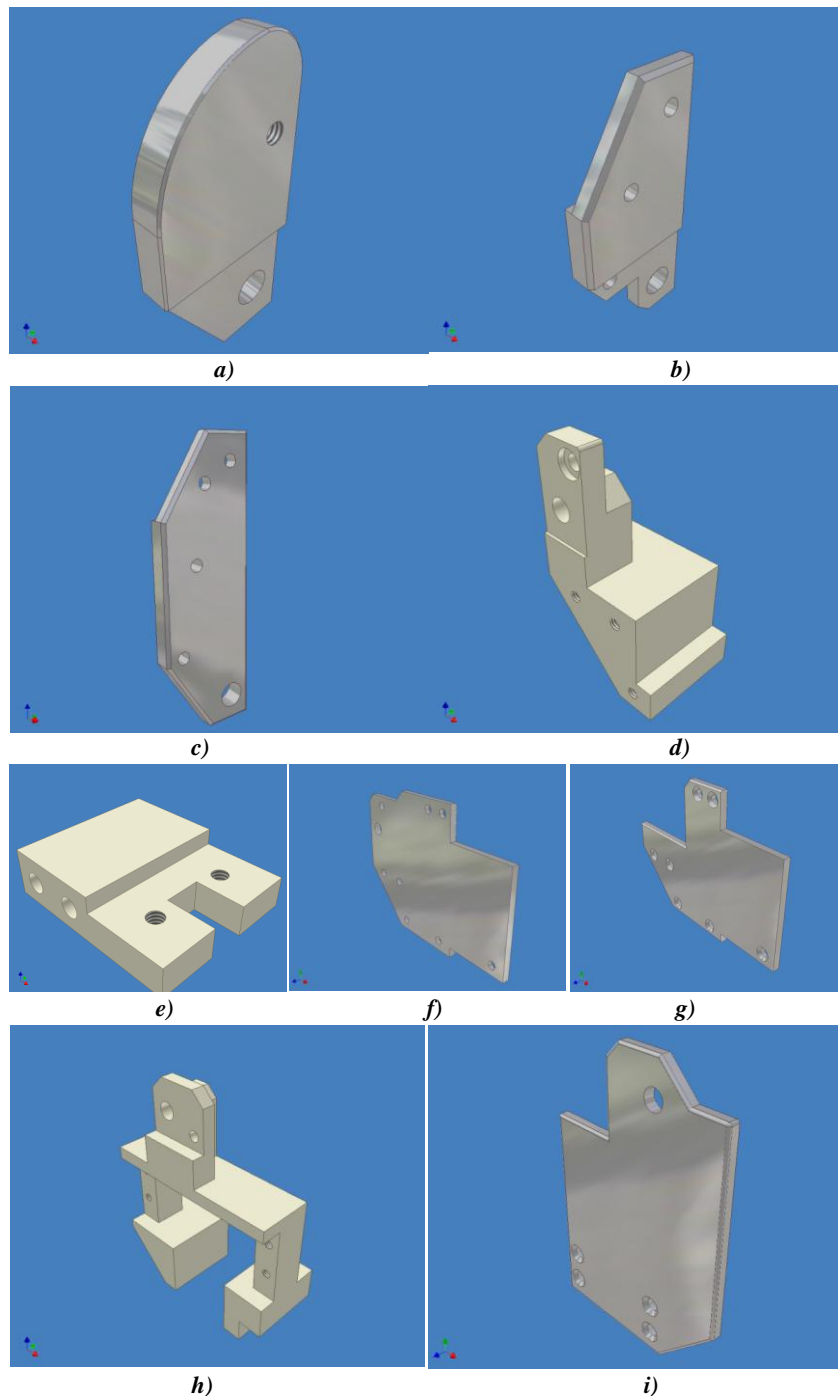
### 3.2.1 Diseño Mecánico

Se partió del diseño de un dedo base, tomando en cuenta el diseño de falanges como el mostrado en la figura 3.3, el cual será utilizado para implementar los tres dedos que tendrá la mano. Como en un dedo humano real en este diseño tendremos también 3 falanges como se puede ver en la figura 3.4.

Cada falange parte como base de una platina de aluminio de 3x15mm, en la figura 3.5 se muestra el diseño de cada falange de forma individual y de su carpo (base), desde donde se tomará la referencia para el movimiento de cada dedo. Se ha tratado de establecer un diseño lo más simple posible, para que la etapa de mecanizado o extrusión de las piezas no resulte en una complicación innecesaria.



**Figura 3.4** Diseño base para un dedo, se aprecia el carpo con el servomotor y barras actuadoras.



**Figura 3.5** a) Primera falange. b) Segunda falange. c) Tercera falange. d) Base o carpo. e) Separador de soporte para servo (carpo). f) y g) Soportes laterales de servomotor (carpo) h) Carpo para el dedo pulgar. i) Soporte de servo y carpo para el dedo pulgar.



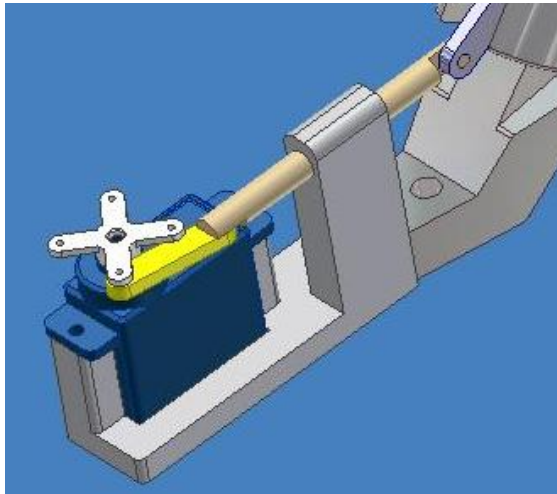
El sistema dinámico para el dedo está compuesto por barras y pasadores que permiten que el dedo se contraiga y relaje según el movimiento que se le dé mediante actuador ubicado en la base o carpo del dedo (ver figura 3.4), este actuador permitirá que la punta del dedo (yema) se mueva hacia o desde la palma, la construcción exacta se puede ver en el Anexo B, donde se encuentran los planos de toda la estructura junto con sus medidas exactas.

Cabe mencionar que la estructura y barras de cada falange es idéntico para los tres dedos de la mano prototipo, es decir que no solo se conservara el diseño, sino que además las medidas para las barras que actúan entre las falanges como las falanges mismas, esto facilitará posteriormente el cálculo del modelo cinemático y dinámico para la mano, pues la única diferencia está en la base donde serán ubicados los dedos y esto solo en el caso del dedo pulgar, ya que para los dedos índice y medio el sistema es el mismo incluso con la base donde se ubicaran los actuadores. Además de que se simplifica el cálculo esto facilita también la construcción de estas piezas debido a que pueden ser mecanizadas al mismo tiempo.

### 3.2.1.1 Actuadores del Sistema

Luego del análisis de los diseños anteriores para el dedo base, se llegó a la conclusión de que el sistema con una barra adosada al brazo del servomotor, así como del servo motor lineal, que fue el siguiente diseño, no son aplicables por las siguientes razones:

1. El sistema con una barra adosada al brazo del servomotor al igual que el del actuador lineal mediante un servomotor lineal, necesitan de más espacio para ser ubicados, dando como resultado un sistema mecánico demasiado robusto, con el consiguiente problema del peso y volumen, (ver figura 3.2, figura 3.5 y figura 3.6).
2. El sistema con una barra adosada al brazo del servomotor implica limitantes en el movimiento del dedo, puesto que debido a las características de este y a lo mencionado en el punto anterior, no permite que el dedo alcance el rango deseado durante la flexión y la extensión.
3. En cuanto al sistema del servomotor lineal, existe el inconveniente de que el movimiento de extensión y retracción de su vástago es muy limitado, lo que tampoco le permite al dedo flexionarse o retraerse por completo (ver figura 3.2 y 3.3).



**Figura 3.6** Servomotor adosado a barra actuadora.

4. Finalmente el costo económico vs las prestaciones de sistema, que en el caso del servomotor lineal, resulta excesivo, ya que en primer lugar estos deben ser importados desde su fábrica en Canadá, haciendo que el costo para cada uno de estos actuadores supere los \$90.00 y, con las limitantes ya mencionadas. En el caso del servomotor HS-55 de hitec, en cambio surge el inconveniente de que, aun a pesar de ser el servomotor más compacto que se puede conseguir en la línea Hitec, su torque es muy bajo para realizar el trabajo requerido, este servomotor también debe ser importado, su única ventaja es su costo, pues es menor en comparación con el precio del servomotor lineal, cada unida se cotizo en aproximadamente en \$30.00, precio internacional.

Esto motivó a que se buscara otra alternativa para el mecanismo actuador de los dedos. Encontrándose un servomotor cuyo torque supera incluso al del servomotor estándar de hitec (el HS-311), sin que esto implique que ocupe más espacio, Este servomotor es el HS-225BB, el cual internamente posee un rodamiento en el eje del brazo actuador, las letras al final indican las características de sus engranajes internos, si termina en BB significa que sus piñones son plásticos, si terminan en MG significa que sus sistema de piñones son metálicos.

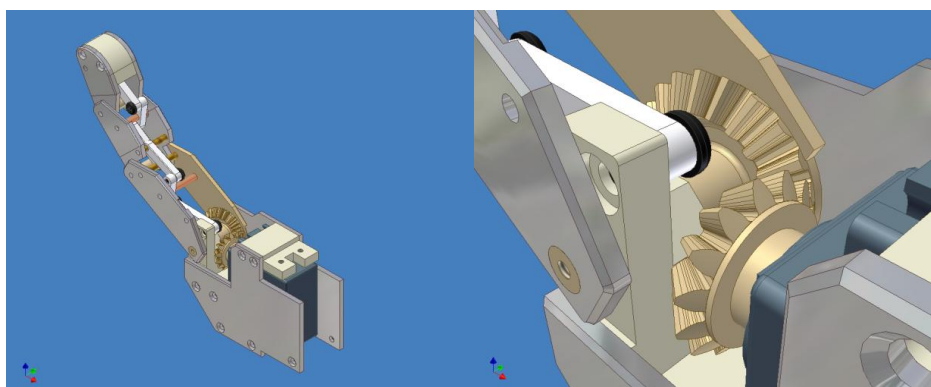
Evidentemente el servomotor con engranajes metálicos sería la mejor opción, desde el punto de vista técnico (durabilidad) pero a un costo mucho mayor, razón por la cual se optó por el de engranajes plásticos. En la figura. 3.7, se observa una vista de este servomotor y en el Anexo A-10 se encuentra la hoja de especificaciones técnicas del mismo.



**Figura 3.7** Mini-servomotor HS 225BB.

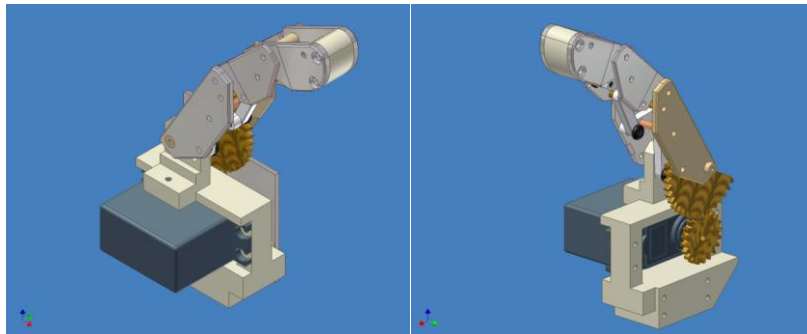
Como características relevantes se destacan que: este servomotor posee un torque máximo de 4.8kg.cm trabajando con 6v, su rango de voltajes aceptados van desde 4.8v a 6v de CD, y sus dimensiones son 32.4x16.8x31mm y su peso en el caso de tener engranes plásticos es de 27g.

Finalmente tomando en cuenta esta información, el diseño definitivo para el actuador consiste en, un sistema de dos piñones cónicos como se puede observar en la figura 3.8; esto permite colocar el servomotor de tal forma que no ocupe mucho espacio e interfiera con el resto de componentes, En este diseño, el mecanismo actuador está conformado por el servomotor y por estos dos piñones cónicos (fig. 3.8b), los cuales fueron diseñados con ayuda del programa GeartraxAI2009, el mismo que permite crear los bocetos en base a los parámetros ingresados, de acuerdo a nuestras necesidades, para posteriormente trabajar en Inventor 9, e incorporarlos al diseño de cada dedo.



**Figura 3.8** a) Vista del diseño final para el dedo base. b) Engranaje y actuador.

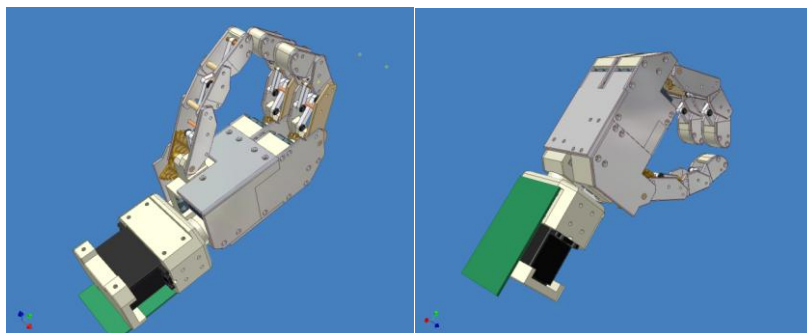
En el diseño del dedo pulgar, se puede observar que la diferencia con el dedo medio e índice está en su base, donde se alojan el servomotor y los piñones actuadores, que en este caso ya no son cónicos, sino engranajes normales aunque de diferente diámetro; por lo que hay que tener en cuenta la relación de giro de uno con respecto al otro, por la diferencia en el número de dientes, esto se puede ver con claridad en la figura 3.9b. Cabe mencionar que fue necesario realizar varios diseños antes de obtener los piñones adecuados, tanto en dimensiones como en el número de dientes.



**Figura 3.9** a) Vista del diseño final para el dedo pulgar. b) Engranaje y actuador.

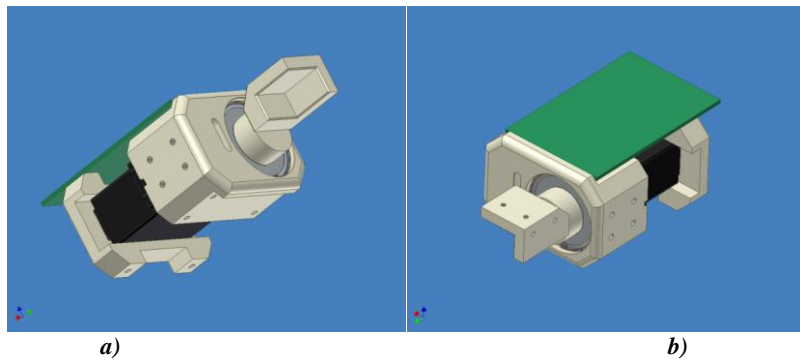
### 3.2.1.2 Diseño Final del Sistema Mecánico

Finalmente en la figura 3.10, se observa el diseño final de toda la mano ya ensamblada, además en la figura 3.11 se puede observar la articulación de la base (muñeca) que permitirá la sujeción de una férula o manga para que pueda ser utilizada y realizar las pruebas del prototipo. Estos diseños pueden ser revisados de manera más ágil directamente en el software Inventor 9, y como ya se dijo en el anexo B al final de este trabajo se encuentran los planos completos del diseño mecánico de la mano.



**Figura 3.10** Diseño final de la mano, a) vista lateral superior, b) vista lateral posterior.

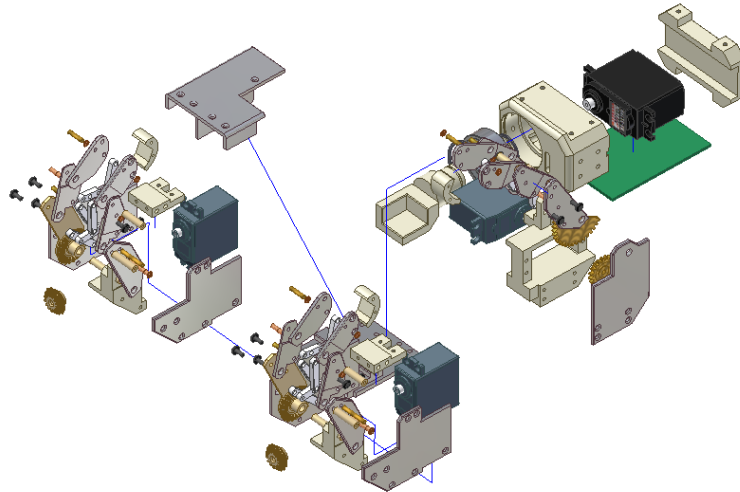
La articulación de la muñeca es accionada por un servomotor de características similares al HS311 de Hitec, además con el fin de mejorar la movilidad se colocó un rodamiento como se puede ver en la figura 3.11, el modelo de este rodamiento es el SNR-6002 cuyas características se encuentran en el anexo A, la base de esta articulación fue diseñada además para sostener la tarjeta electrónica o PCB del control del sistema mecánico de la mano robot, la cual se puede apreciar en color.



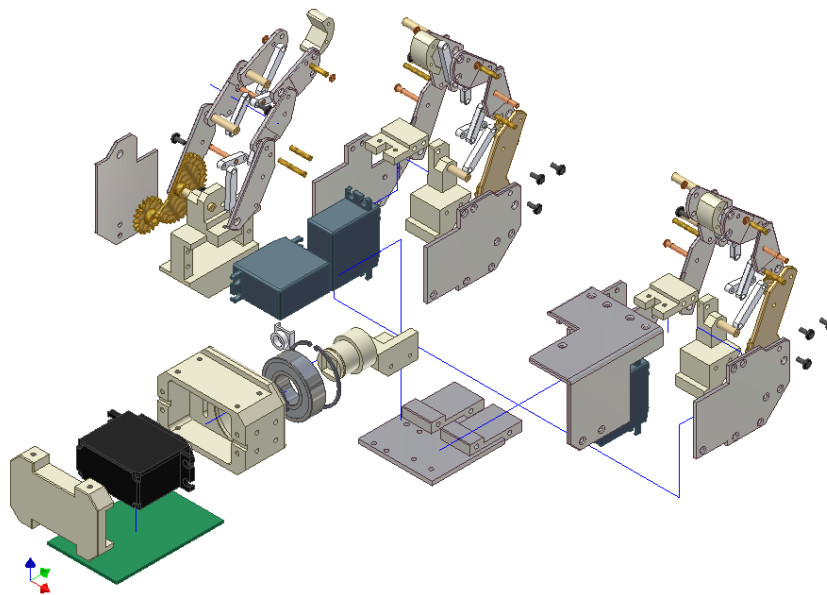
**Figura 3.11** Articulación de la muñeca y unión con el brazo.

verde, y la conexión con los servomotores de cada dedo se realiza, por medio de un cable plano, el cual atraviesa la ranura que se encuentra a un costado del rodamiento, esta ranura se puede apreciar mejor en la figura 3.11 a. Con el fin de que este cable no se enrede y se dañe por la acción del giro de la mano, se encuentra enrollado en parte sobre el eje de plástico grilón que conecta a la mano con la articulación de la muñeca a través del rodamiento.

Finalmente en la figura 3.12, se observa el diagrama explosivo que contiene todas las partes de las que está compuesto el sistema mecánico de la mano robot, en los planos del sistema mecánico (Anexo B-2) se puede observar con mejor detalle estos diagramas.



a)



b)

Figura 3.12 Diagrama Explosivo de la mano MROBI.

### 3.2.2 Análisis Cinemático

Previamente antes de comenzar con la etapa de construcción del sistema mecánico, es necesario realizar un análisis del comportamiento del mismo, desde el punto de vista matemático, de tal forma que nos permita advertir algún problema con el diseño de la mano y corregirlo; además el análisis cinemático constituye una base fundamental que sustenta este trabajo y, que demuestra la funcionalidad del sistema, esta información podrá servir a futuro como base para continuar su desarrollo y mejoramiento, pues en este estudio se toman en cuenta la mayor parte de parámetros en la medida de lo posible, con los cuales se podrá experimentar en posteriores diseños o proyectos que partan del actual modelo.

Cabe mencionar que como apoyo a este análisis, se desarrolló varios códigos o programas que trabajan en el entorno de Matlab R2008, estos programas ayudaran a realizar un análisis más ágil, debido a que fueron diseñados de tal forma, que solo sea necesario modificar parámetros como: distancias, ángulos, masas, entre otros, y observar los resultados; el programa se encargara de realizar el cálculo numérico en base a las ecuaciones obtenidas en el análisis que se realizará a continuación.

Para el Análisis Cinemático primero fue necesario realizar un análisis de dependencia angular, ya que aun a pesar de que la unión de las falanges en el dedo base, constituyen a primera vista tres articulaciones y grados de libertad, en realidad solo existe un grado de libertad como tal, debido a que se trata de un solo actuador que ejecuta el movimiento de todo el dedo.

El movimiento de cada articulación que existe dentro de cada dedo, no es independiente (ver figura 3.4 y 3.8), es decir el movimiento de la primera falange depende del movimiento de la segunda falange, esta a su vez depende del movimiento de la tercera falange, la que se mueve por acción del servomotor y por medio de los piñones cónicos. La transmisión del movimiento se ejecuta a través de las barras y ejes que localizan entre las falanges (ver figura 3.4). Por consiguiente es necesario obtener las funciones matemáticas que expresen esta dependencia de movimiento, para posteriormente realizar el cálculo Cinemático para un solo grado de libertad.

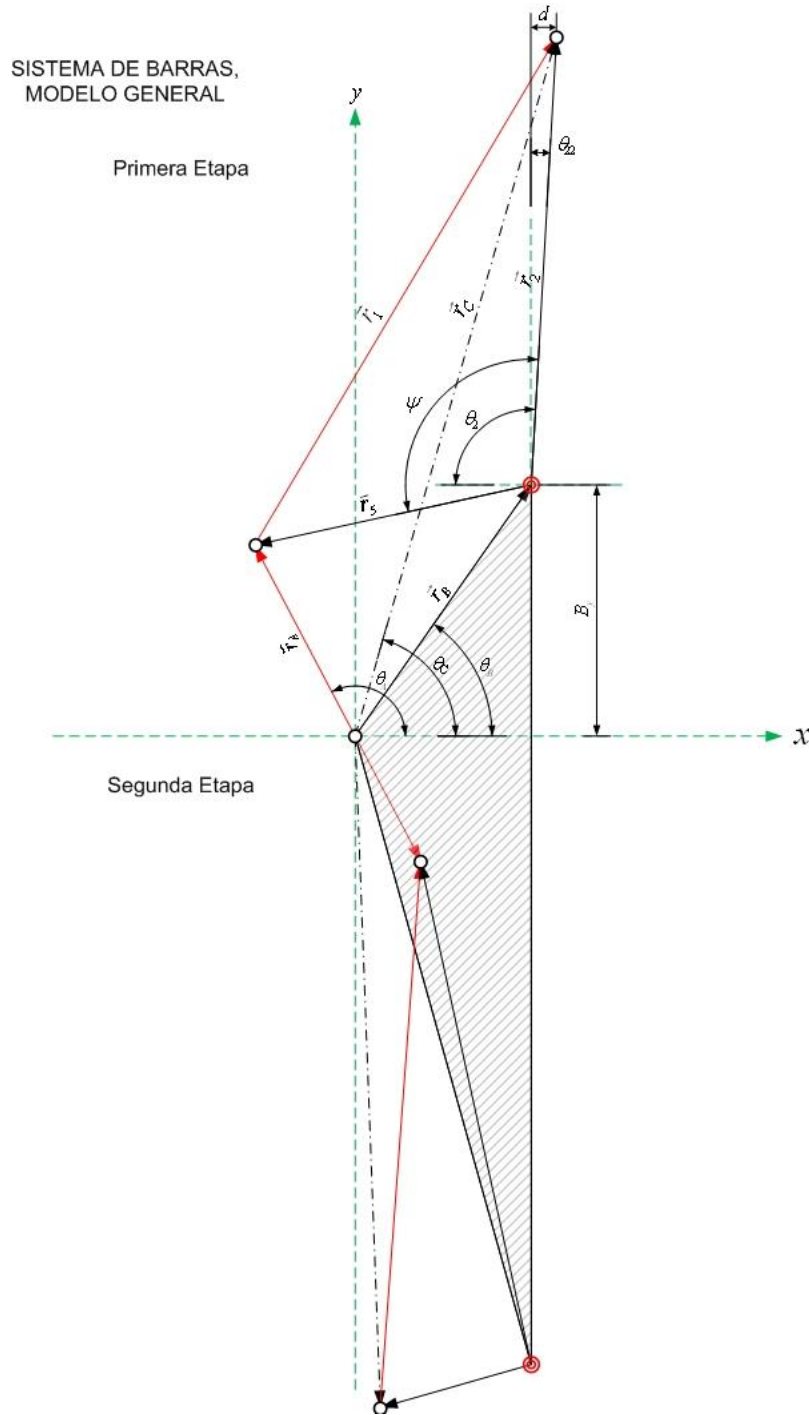
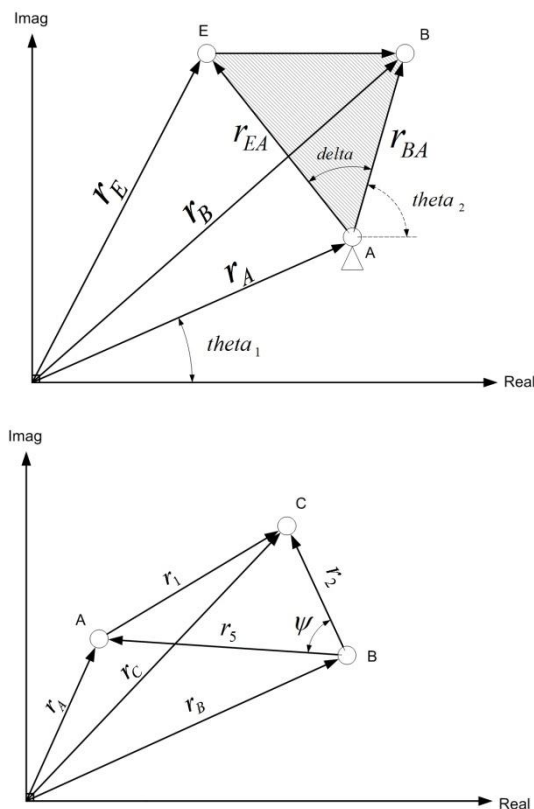


Figura 3.13 Esquema Vectorial para el cálculo de la dependencia angular.



### 3.2.2.1 Cálculo de la Dependencia Angular de Falanges

Se enfrentó cierta dificultad para encontrar el método adecuado que permita llegar a las expresiones analíticas, que sirvan de apoyo para realizar el cálculo cinemático de la dependencia angular, debido a la complejidad del sistema de barras y ejes móviles, en los que está basado el diseño de los dedos de la mano; sin embargo se optó por un método que trata de simplificar el análisis de mecanismos complejos, que involucran movimientos dependientes de más de tres barras o palancas, pero con dos referencias fijas, una en el extremo de la primera y tercera barra, como se puede ver en la figura 3.14, este método mejor conocido como análisis de grupos de Assur, “fue planteado en 1914 por el científico L. V. Assur, quien realizó el estudio de los mecanismos desde su estructura”. (37)



**Figura 3.14** Referencia vectorial para el análisis de grupos de Assur en sistema de 3 barras.

Basado en el análisis de grupos de Assur, se procede a obtener las expresiones de dependencia angular. En un primer caso se colocara como eslabón motor al formado por la barra A que a su vez se transforma en el vector  $r_a$ .

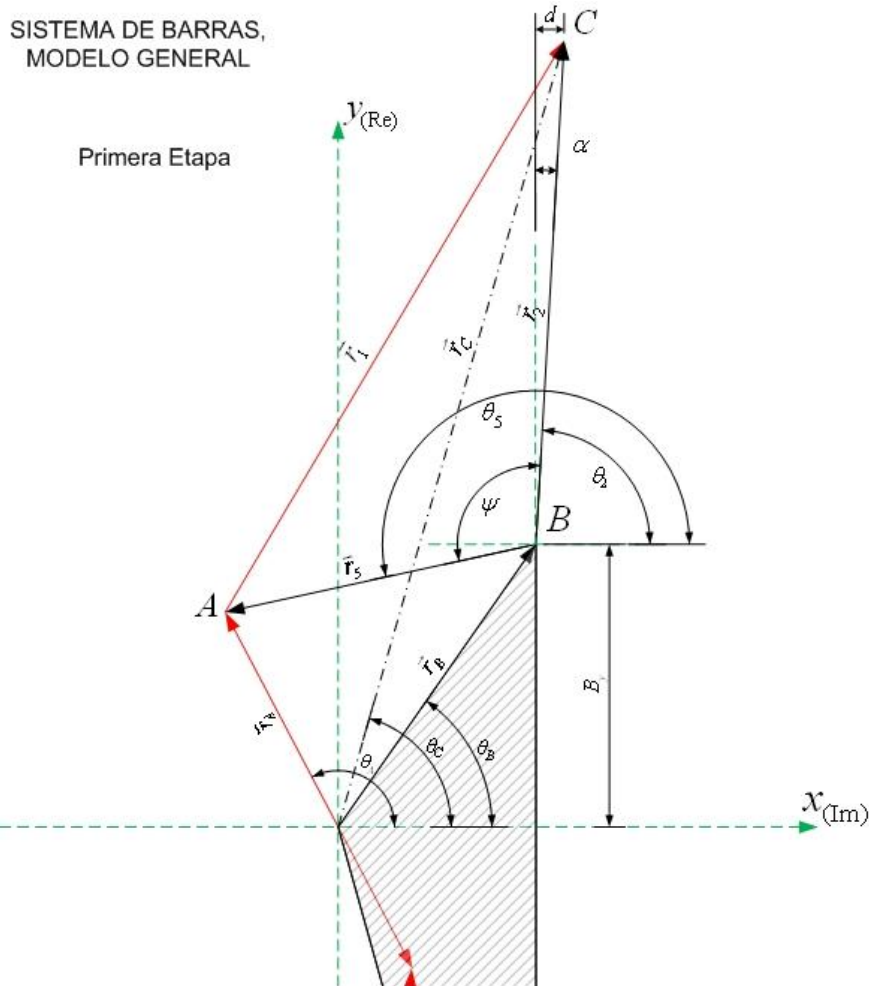


Figura 3.15 Representación vectorial de la primera parte del sistema de barras.

Del gráfico de la figura 3.13, se aísla la primera etapa figura 3.15 y se deduce que:

$$\theta_2 = \arg(\vec{r}_5) + \mu\psi \tag{3.1}$$

$$\alpha = \text{asen}\left(\frac{d}{l_{CB}}\right) \tag{3.2}$$

$$\theta_B = \text{asen}\left(\frac{B_y}{l_B}\right) \tag{3.3}$$

Donde de acuerdo a la ley de los cosenos se tiene:

$$\psi = \text{acos}\left(\frac{r_2^2 + r_5^2 - r_4^2}{2r_2r_5}\right) \tag{3.4}$$

$$\|\vec{r}_1\| = r_1 = l_{AB} \tag{3.5}$$

$$\|\vec{r}_2\| = r_2 = l_{CB} \quad (3.6)$$

$$\|\vec{r}_4\| = r_4 = l_{AC} \quad (3.7)$$

**u** puede tomar solo dos valores = -1 si el giro es de  $r_5$  a  $r_2$  o rotación horaria.

$$\vec{r}_1 = \vec{r}_2 + \vec{r}_B - \vec{r}_A \quad (3.8)$$

$$\vec{r}_C = \vec{r}_A + \vec{r}_1 \quad (3.9)$$

$$\vec{r}_C = \vec{r}_2 + \vec{r}_B \quad (3.10)$$

Para determinar  $\theta_2$  es necesario determinar  $r_5$ , donde:

$$\vec{r}_5 = \vec{r}_A - \vec{r}_B \quad (3.11)$$

Según Euler se tiene:

$$\vec{r}_A = l_A \cos(\theta_A) + j * l_A \text{sen}(\theta_A) \quad (3.12)$$

$$\vec{r}_B = l_B \cos(\theta_B) + j * l_B \text{sen}(\theta_B) \quad (3.13)$$

De acuerdo a la ecuación para  $\vec{r}_5$  (ecu. 3.11) se obtiene:

$$\vec{r}_5 = l_A \cos(\theta_A) - l_B \cos(\theta_B) + j * (l_A \text{sen}(\theta_A) - l_B \text{sen}(\theta_B)) \quad (3.14)$$

$$\|\vec{r}_5\| = \sqrt{[l_A \cos(\theta_A) - l_B \cos(\theta_B)]^2 + [l_A \text{sen}(\theta_A) - l_B \text{sen}(\theta_B)]^2} \quad (3.15)$$

De la figura 3.15 y por vectores se obtiene el ángulo para  $\vec{r}_5$ .

$$\arg(\vec{r}_5) = -\text{acos} \left[ \frac{l_A \cos(\theta_A) - l_B \cos(\theta_B)}{\sqrt{[l_A \cos(\theta_A) - l_B \cos(\theta_B)]^2 + [l_A \text{sen}(\theta_A) - l_B \text{sen}(\theta_B)]^2}} \right] = \theta_5 \quad (3.16)$$

$$\psi = \text{acos} \left( \frac{l_{CB}^2 + \|\vec{r}_5\|^2 - l_{AC}^2}{2 l_{CB} \|\vec{r}_5\|} \right) \quad (3.17)$$

Determinación del Angulo  $q_3$ :

$$q_3 = \alpha + 270 + \theta_2 \quad (3.18)$$

$$q_3 = \alpha + 270 + \{\arg(\vec{r}_5) + \mu\psi\} \quad (3.19)$$

$$q_3 = \alpha + 270 + \left\{ -\text{acos} \left[ \frac{l_A \cos(\theta_A) - l_B \cos(\theta_B)}{\sqrt{[l_A \cos(\theta_A) - l_B \cos(\theta_B)]^2 + [l_A \text{sen}(\theta_A) - l_B \text{sen}(\theta_B)]^2}} \right] + \mu \cdot \text{acos} \left( \frac{l_{CB}^2 + \|\vec{r}_5\|^2 - l_{AC}^2}{2 l_{CB} \|\vec{r}_5\|} \right) \right\} \quad (3.20)$$

$$\begin{aligned}
 q_3 = & \alpha + 270 - \operatorname{acos} \left[ \frac{l_A \cos(\theta_A) - l_B \cos(\theta_B)}{\sqrt{[l_A \cos(\theta_A) - l_B \cos(\theta_B)]^2 + [l_A \operatorname{sen}(\theta_A) - l_B \operatorname{sen}(\theta_B)]^2}} \right] \\
 & + \mu \\
 & \cdot \operatorname{acos} \left( \frac{l_{CB}^2 + \{[l_A \cos(\theta_A) - l_B \cos(\theta_B)]^2 + [l_A \operatorname{sen}(\theta_A) - l_B \operatorname{sen}(\theta_B)]^2\} - l_{AC}^2}{2l_{CB} \sqrt{[l_A \cos(\theta_A) - l_B \cos(\theta_B)]^2 + [l_A \operatorname{sen}(\theta_A) - l_B \operatorname{sen}(\theta_B)]^2}} \right) \quad (3.21)
 \end{aligned}$$

La ecuación 3.21, es el resultado de la primera parte, ahora en la siguiente etapa de la estructura, se movió la referencia para un nuevo cálculo y poder relacionar al final el ángulo  $q_3$  y el  $q_2$ :

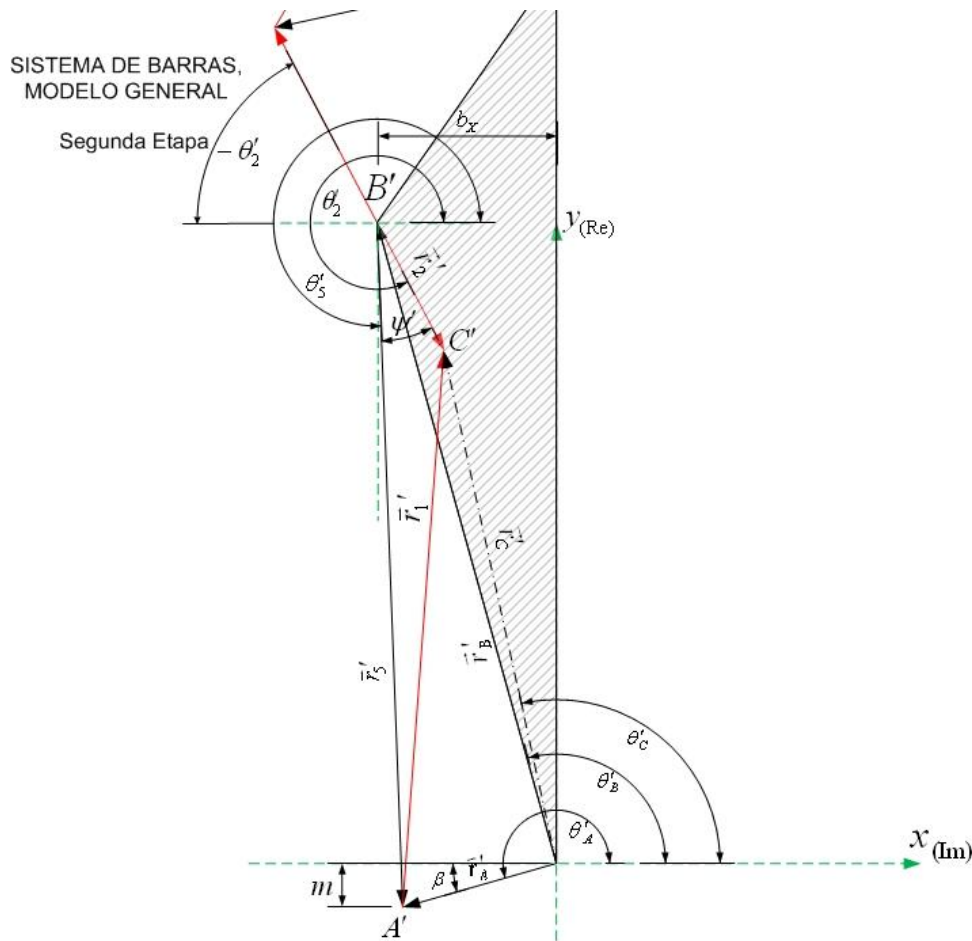


Figura 3.16 Representación vectorial de la primera parte del sistema de barras.

$$\theta_2' = \arg(\vec{r}'_5) + \mu' \cdot \psi' \quad (3.22)$$

En este caso  $u = +1$ , dado que el giro es de  $\vec{r}'_2$  a  $\vec{r}'_5$  es decir en sentido anti horario.

$$\psi' = \text{acos}\left(\frac{r'^2_2 + r'^2_5 - r'^2_4}{2r'_2 r'_5}\right) \quad (3.23)$$

$$\|\vec{r}'_1\| = r'_1 = l_{AB} \quad (3.24)$$

$$\|\vec{r}'_2\| = r'_2 = l_{CB} \quad (3.25)$$

$$\|\vec{r}'_4\| = r'_4 = l_{AC} \quad (3.26)$$

Del gráfico de la figura 3.16:

$$\sin(\omega) = \frac{b_x}{l_B} \quad (3.27)$$

$$\theta_B' = \omega + 90 = \text{asin}\left(\frac{b_x}{l_B}\right) + 90 \quad (3.28)$$

$$\sin(\beta) = \frac{m}{l_B} \quad (3.29)$$

$$\beta = \text{asin}\left(\frac{m}{l_B}\right) \quad (3.30)$$

Se llega a una expresión similar a la de la sección anterior:

$$\vec{r}'_5 = l_A' \cos(\theta_A') - l_B' \cos(\theta_B') + j * (l_A' \sin(\theta_A') - l_B' \sin(\theta_B')) \quad (3.31)$$

$$\|\vec{r}'_5\| = \sqrt{[l_A' \cos(\theta_A') - l_B' \cos(\theta_B')]^2 + [l_A' \sin(\theta_A') - l_B' \sin(\theta_B')]^2} \quad (3.32)$$

Determinación de ángulo para el vector  $\vec{r}'_5$

$$\arg(\vec{r}'_5) = -\text{acos}\left[\frac{l_A' \cos(\theta_A') - l_B' \cos(\theta_B')}{\sqrt{[l_A' \cos(\theta_A') - l_B' \cos(\theta_B')]^2 + [l_A' \sin(\theta_A') - l_B' \sin(\theta_B')]^2}}\right] = \theta_5' \quad (3.33)$$

$$\psi' = \text{acos}\left(\frac{l_{CB}'^2 + \|\vec{r}'_5\|^2 - l_{AC}'^2}{2l_{CB}' \|\vec{r}'_5\|}\right) \quad (3.34)$$

Se determina ahora la dependencia  $\theta_A'$  con respecto a  $q_2$ .

$$-q_2 = \theta_A' - \beta - 180 \quad (3.35)$$

Por lo tanto para hacer referencia al ángulo  $q_2$  que buscamos y de acuerdo al gráfico de la figura 3.16 se tiene:

$$\theta_A' = \beta + 180 - q_2 \quad (3.36)$$

Ahora dado que  $\theta_2'$  es matemáticamente igual a  $\theta_A$  con un desplazamiento de  $180^\circ$  de la anterior etapa, es decir:

$$\theta_A = \theta_2' - 180 \quad (3.37)$$

Por lo tanto tomando en cuenta que:

$$\theta_2' = \arg(\vec{r}_5') + \mu' \cdot \psi' \quad (3.38)$$

Se obtiene la ecuación para  $\theta_A$ .

$$\theta_A = -\operatorname{acos} \left[ \frac{l_A' \cos(\theta_A') - l_B' \cos(\theta_B')}{\sqrt{[l_A' \cos(\theta_A') - l_B' \cos(\theta_B')]^2 + [l_A' \operatorname{sen}(\theta_A') - l_B' \operatorname{sen}(\theta_B')]^2}} \right] + \mu' \cdot \operatorname{acos} \left( \frac{l_{CB}^{\prime 2} + [l_A' \cos(\theta_A') - l_B' \cos(\theta_B')]^2 + [l_A' \operatorname{sen}(\theta_A') - l_B' \operatorname{sen}(\theta_B')]^2 - l_{AC}^{\prime 2}}{2l_{CB}' \sqrt{[l_A' \cos(\theta_A') - l_B' \cos(\theta_B')]^2 + [l_A' \operatorname{sen}(\theta_A') - l_B' \operatorname{sen}(\theta_B')]^2}} \right) - 180 \quad (3.39)$$

$$\theta_A = -\operatorname{acos} \left[ \frac{l_A' \cos(\beta + 180 - q_2) - l_B' \cos(\theta_B)}{\sqrt{[l_A' \cos(\beta + 180 - q_2) - l_B' \cos(\theta_B)]^2 + [l_A' \operatorname{sen}(\beta + 180 - q_2) - l_B' \operatorname{sen}(\theta_B)]^2}} \right] + \mu' \cdot \operatorname{acos} \left( \frac{l_{CB}^{\prime 2} + [l_A' \cos(\beta + 180 - q_2) - l_B' \cos(\theta_B)]^2 + [l_A' \operatorname{sen}(\beta + 180 - q_2) - l_B' \operatorname{sen}(\theta_B)]^2 - l_{AC}^{\prime 2}}{2l_{CB}' \sqrt{[l_A' \cos(\beta + 180 - q_2) - l_B' \cos(\theta_B)]^2 + [l_A' \operatorname{sen}(\beta + 180 - q_2) - l_B' \operatorname{sen}(\theta_B)]^2}} \right) - 180 \quad (3.40)$$

Una vez obtenida la ecuación que relación al ángulo  $q_2$  con  $\theta_A$ , se buscara ahora relacionar esta con la ecuación obtenida en la etapa anterior.

$$q_3 = \alpha + 270 - \operatorname{acos} \left[ \frac{l_A \cos(\theta_A) - l_B \cos(\theta_B)}{\sqrt{[l_A \cos(\theta_A) - l_B \cos(\theta_B)]^2 + [l_A \operatorname{sen}(\theta_A) - l_B \operatorname{sen}(\theta_B)]^2}} \right] + \mu \cdot \operatorname{acos} \left( \frac{l_{CB}^2 + \{[l_A \cos(\theta_A) - l_B \cos(\theta_B)]^2 + [l_A \operatorname{sen}(\theta_A) - l_B \operatorname{sen}(\theta_B)]^2\} - l_{AC}^2}{2l_{CB} \sqrt{[l_A \cos(\theta_A) - l_B \cos(\theta_B)]^2 + [l_A \operatorname{sen}(\theta_A) - l_B \operatorname{sen}(\theta_B)]^2}} \right) \quad (3.41)$$

Donde al cambiar a  $\theta_A$  por su respectiva ecuación se obtiene la función de dependencia del ángulo  $q_3$  a  $q_2$  es decir  $q_3 = f(q_2)$  que después fue comprobada

a través de una hoja de cálculo en Excel, la curva resultante de esta función como se ve en la figura 3.4, es idéntica a la curva obtenida en base a mediciones reales del prototipo, es decir simulando una restricción de movimiento para las falanges en el software Inventor 9.

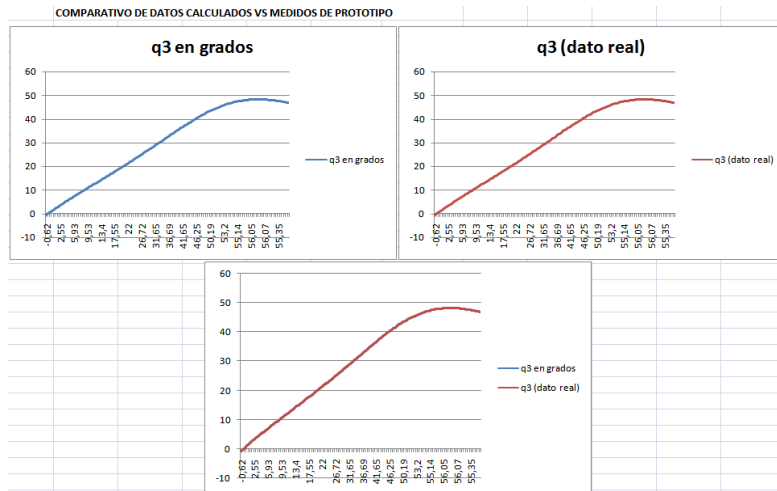


Figura 3.17 Comparación entre la curva de  $f(q_2)$  y valores obtenidos de la estructura real.

Dado que los dos sistemas de barras de cada dedo son idénticas, salvo por diferencias en las distancias y longitudes, las ecuaciones anteriores también son aplicables a esta parte, con algunas consideraciones; el ángulo  $\alpha$  de esta etapa es negativo y las distancias a tomar en cuenta varían, el resultado se puede ver en la figura 3.18.

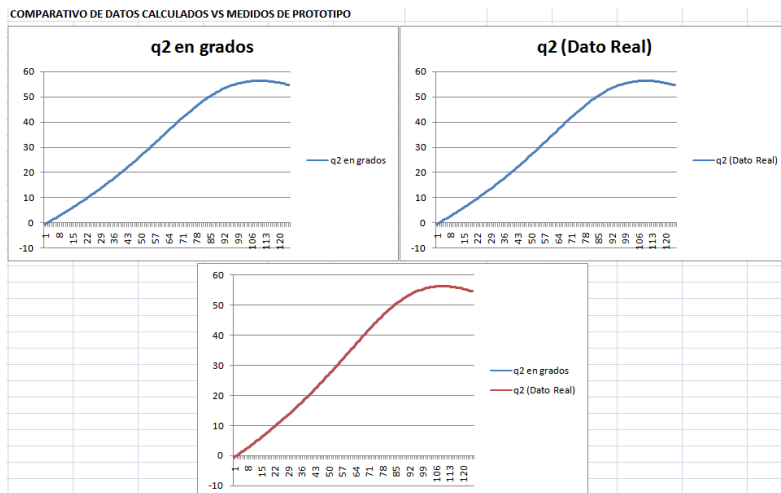


Figura 3.18 Comparación entre la curva de  $f(q_1)$  y valores reales.

### 3.2.2.2 Cinemática para la Mano

Con los resultados de la sección anterior es posible ahora realizar el cálculo correspondiente al comportamiento cinemático de la mano robot, para lo cual se toma en cuenta todos los elementos que componen el mecanismo de la mano robot, y adicionalmente el movimiento de la barras actuadoras, para al final de esto obtener una trayectoria para cada dedo, tomando como referencia el talón de la mano (articulación muñeca).

Para realizar el cálculo cinemático se recurrió al método expuesto en el capítulo 4 del libro “Fundamentos de Robótica” (38) conocido como Algoritmo de Denavit y Hartenberg. Antes es necesario contar con el diseño definitivo de la mano, es decir que en lo posterior si llegasen a darse cambios estos solo sean de tipo estético o de dimensión, pero no de estructura funcional, dado que esta es la base para obtener el modelo Cinemático de la mano.

Según el algoritmo de D-H, que es como se lo denominara en adelante, es necesario seguir los pasos indicados a continuación.

1. Numerar los eslabones comenzando con 1 (primer eslabón móvil de la cadena) y acabando con n (último eslabón móvil). Se numerará como eslabón 0 a la base fija del robot.
2. Numerar cada articulación comenzando por 1 (la correspondiente al primer grado de libertad) y acabando en n.
3. Localizar el eje de cada articulación. Si esta es rotativa, el eje será su propio eje de giro. si es prismática, será el eje a lo largo del cual se produce el desplazamiento.
4. Para  $i$  de 0 a  $n-1$  situar el eje  $z_i$  sobre el eje de la articulación  $i+1$ .
5. Situar el origen del sistema de las base  $\{S_0\}$  en cualquier punto del eje  $z_0$ . Los ejes  $x_0$  e  $y_0$ . se situarán de modo que formen un sistema dextrógiro con  $z_0$ .
6. Para  $i$  de 1 a  $n-1$ , situar el sistema  $\{S_i\}$  (solidario al eslabón  $i$ ) en la intersección del eje  $z_i$  con la línea normal común  $z_{i-1}$  y  $z_i$ . Si ambos ejes se cortasen se situaría  $\{S_i\}$ , en el punto de corte.. Si estos ejes fuesen paralelos  $\{S_i\}$  se situaría en la articulación  $i+1$ .
7. Situar  $x_i$  en la línea normal común a  $z_{i-1}$  y  $z_i$ .



8. Situar  $y_i$  de modo que forme un sistema dextrógiro con  $x_i$  y  $z_i$ .
9. Situar el sistema  $\{S_n\}$  en el extremo del robot de modo que  $z_n$  coincida con la dirección de  $z_{n-1}$  y  $x_n$  sea normal a  $z_{n-1}$  y  $z_n$ .

Una vez completados estos primeros pasos, es posible obtener los esquemas o gráficos para la determinación de los parámetros D-H, que en el caso de la mano robot serán tres, uno para cada dedo como se puede ver en la figura 3.19

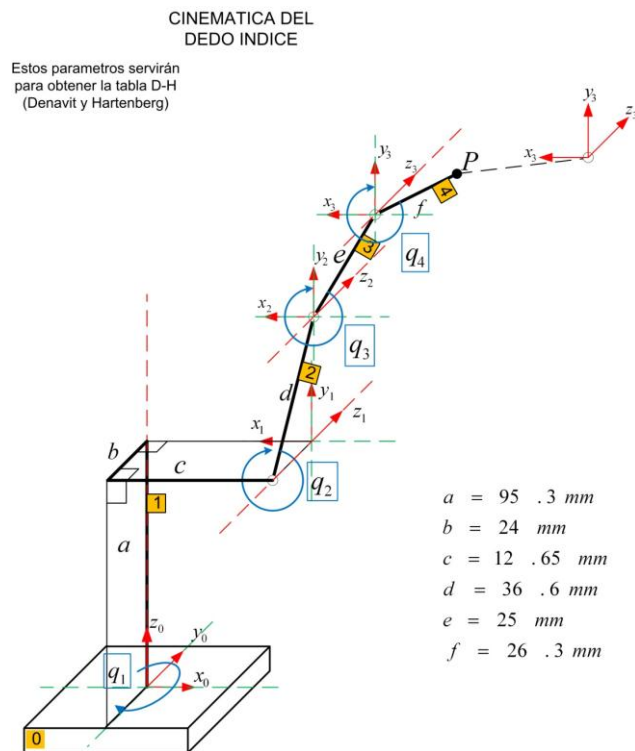


Figura 3.19 Esquema D-H para el dedo índice.

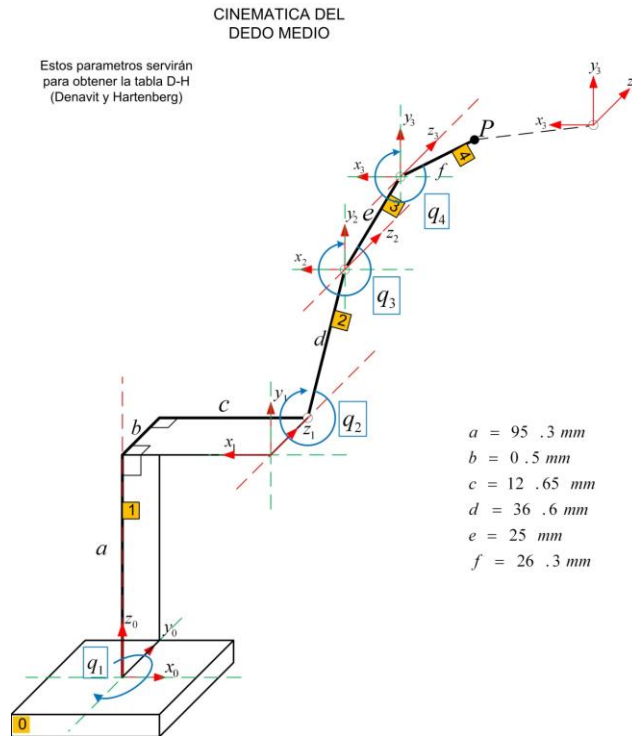


Figura 3.20 Esquema D-H para el dedo medio.

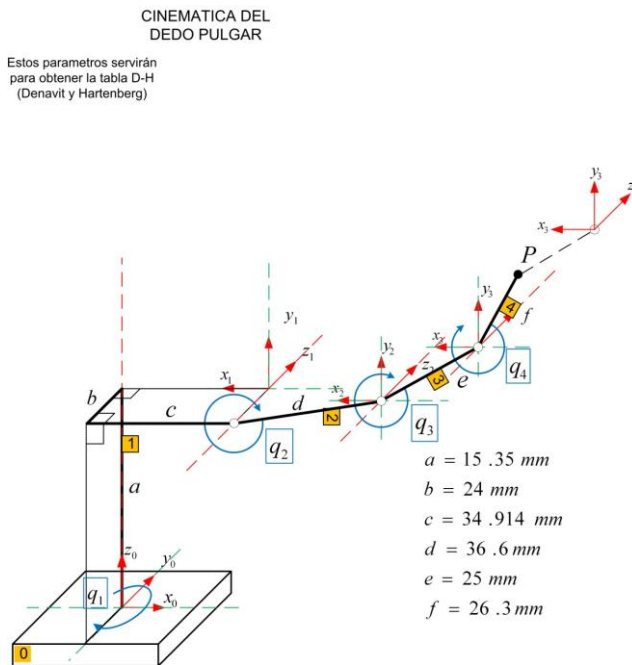


Figura 3.21 Esquema D-H para el dedo pulgar.

10. Obtener  $\theta_i$  como el ángulo que hay que girar en torno a  $z_{i-1}$  para que  $x_{i-1}$  y  $x_i$  queden paralelos.
11. Obtener  $d_i$  como la distancia medida a lo largo de  $z_{i-1}$ , que habría que desplazar  $\{S_{i-1}\}$  para que  $x_i$  y  $x_{i-1}$  queden alineados.
12. Obtener  $a_i$  como la distancia medida a lo largo de  $x_i$  (que ahora coincidiría con  $x_{i-1}$ ) que habría que desplazar el nuevo  $\{S_{i-1}\}$  para que su origen coincidiese con  $\{S_i\}$ .
13. Obtener  $\alpha_i$  como el ángulo que habría que girar en torno a  $x_i$  (que ahora coincidiría con  $x_{i-1}$ ), para que el nuevo  $\{S_{i-1}\}$  coincidiese totalmente con  $\{S_i\}$ .
14. Obtener las matrices de transformación  ${}^{i-1}A_i$ .
15. Obtener la matriz de transformación que relaciona el sistema de la base con el del Extremo del robot  $T = {}^0A_1, {}^1A_2, \dots, {}^{n-1}A_n$ .
16. La matriz  $T$  define la orientación (submatriz de rotación) y posición (submatriz de traslación) del extremo referido a la base en función de las  $n$  coordenadas articulares.

Los cuatro parámetros de D-H ( $\theta_i$ ,  $d_i$ ,  $a_i$ ,  $\alpha_i$ ) dependen únicamente de las características geométricas de cada eslabón y de las articulaciones que los unen entre ellos. A partir del esquema de la figura 3.19 se obtiene la tabla 3.1 de parámetros D-H para el dedo índice.

**Tabla 3.1** Parámetros D-H para el dedo Índice.

Articulación	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1$	$a$	$c$	$-\pi/2$
2	$q_2 - \pi/2$	$b$	$d$	0
3	$q_3$	0	$e$	0
4	$q_4$	0	$f$	0

Donde las distancias  $a$ ,  $b$ ,  $c$ ,  $d$  para el dedo índice son:  $a = 95.3$ ,  $b = -24$ ,  $c = 12.65$ ,  $d = 36.6$ ,  $e = 25$  y  $f = 26.3$ .

**Tabla 3.2** Parámetros D-H para el dedo Índice (con valores numéricos).

Articulación	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1$	95.3	12.65	$-\pi/2$
2	$q_2-\pi/2$	-24	36.6	0
3	$q_3$	0	25	0
4	$q_4$	0	26.3	0

De igual manera para el dedo medio y pulgar se obtienen los parámetros mostrados en las tablas 3.3 y 3.4 respectivamente.

**Tabla 3.3** Parámetros D-H para el dedo Medio.

Articulación	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1$	95.3	12.65	$-\pi/2$
2	$q_2-\pi/2$	0.5	36.6	0
3	$q_3$	0	25	0
4	$q_4$	0	26.3	0

**Tabla 3.4** Parámetros D-H para el dedo Pulgar.

Articulación	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1$	15.35	39.914	$-\pi/2$
2	$-q_2$	-24	36.6	0
3	$-q_3$	0	25	0
4	$-q_4$	0	26.3	0

Dado que la estructura básica de los tres dedos es la misma, se obtuvieron resultados similares como se puede ver en las tablas 3.1 y 3.2, por tal razón el desarrollo de cálculo cinemático que se presenta a continuación es prácticamente el mismo, salvo ciertas diferencias como ya se mencionó, especialmente en cuanto a los signos de los ángulos de las articulaciones además de algunas dimensiones.

En base a los datos de la tabla 3.3 se podrá obtener las matrices homogéneas  ${}^{i-1}A_i$  (Ec 3.42), con las cuales a su vez se puede determinar la cadena cinemática, al multiplicar las diferentes matrices hasta obtener la matriz de transformación T, como se muestra en la ecuación 3.43.

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} C\theta_i & -C\alpha_i S\theta_i & S\alpha_i S\theta_i & a_i C\theta_i \\ S\theta_i & C\alpha_i C\theta_i & -S\alpha_i C\theta_i & a_i S\theta_i \\ 0 & S\alpha_i & C\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.42)$$

Donde para comodidad al momento de realizar los cálculos se denominará:

$$T = {}^0A_1 * {}^1A_2 * {}^2A_3 * {}^3A_4 \quad (3.43)$$

**Tabla 3.5** Parámetros D-H para el dedo Medio.

Articulación	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$q_1$	$a$	$c$	$-\pi/2$
2	$q_2 - \pi/2$	$b$	$d$	0
3	$q_3$	0	$e$	0
4	$q_4$	0	$f$	0

Las matrices homogéneas serán:

$${}^0A_1 = \begin{bmatrix} Cq_1 & 0 & -Sq_1 & cCq_1 \\ Sq_1 & 0 & Cq_1 & cSq_1 \\ 0 & -1 & 0 & a \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.44)$$

$${}^1A_2 = \begin{bmatrix} Sq_2 & Cq_2 & 0 & dSq_2 \\ -Cq_2 & Sq_2 & 0 & -dCq_2 \\ 0 & 0 & 1 & b \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.45)$$

$${}^2A_3 = \begin{bmatrix} Cq_3 & -Sq_3 & 0 & eCq_3 \\ Sq_3 & Cq_3 & 0 & eSq_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.46)$$

$${}^3A_4 = \begin{bmatrix} Cq_4 & -Sq_4 & 0 & fCq_4 \\ Sq_4 & Cq_4 & 0 & fSq_4 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.47)$$

Luego de obtener estas matrices, se calcula la matriz T.

$$T = {}^0A_1 * {}^1A_2 * {}^2A_3 * {}^3A_4 \quad (3.48)$$

$$T = \begin{bmatrix} Cq_1 & 0 & -Sq_1 & cCq_1 \\ Sq_1 & 0 & Cq_1 & cSq_1 \\ 0 & -1 & 0 & a \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} Sq_2 & Cq_2 & 0 & dSq_2 \\ -Cq_2 & Sq_2 & 0 & -dCq_2 \\ 0 & 0 & 1 & b \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} Cq_3 & -Sq_3 & 0 & eCq_3 \\ Sq_3 & Cq_3 & 0 & eSq_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} Cq_4 & -Sq_4 & 0 & fCq_4 \\ Sq_4 & Cq_4 & 0 & fSq_4 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.49)$$

Por la extensión de la matriz se la denominará de la siguiente forma:

$$T = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.50)$$

Donde cada uno de estos valores de la matriz se determinó como:

$$n_x = \frac{1}{2}S(q_4 + q_3 + q_2 + q_1) + \frac{1}{2}S(q_4 + q_3 + q_2 - q_1) \quad (3.51)$$

$$n_y = \frac{1}{2}C(q_4 + q_3 + q_2 - q_1) - \frac{1}{2}C(q_4 + q_3 + q_2 + q_1) \quad (3.52)$$

$$n_z = C(q_2 + q_3 + q_4) \quad (3.53)$$

$$o_x = \frac{1}{2}C(q_4 + q_3 + q_2 + q_1) + \frac{1}{2}C(q_4 + q_3 + q_2 - q_1) \quad (3.54)$$

$$o_y = -\frac{1}{2}S(q_4 + q_3 + q_2 - q_1) + \frac{1}{2}S(q_4 + q_3 + q_2 + q_1) \quad (3.55)$$

$$o_z = -S(q_4 + q_3 + q_2) \quad (3.56)$$

$$a_x = -S(q_1) \quad (3.57)$$

$$a_y = C(q_1) \quad (3.58)$$

$$a_z = 0 \quad (3.59)$$

Finalmente para la posición se tiene:

$$\begin{aligned} p_x = & \frac{1}{2}fS(q_4 + q_3 + q_2 + q_1) + \frac{1}{2}fS(q_4 + q_3 + q_2 - q_1) + \frac{1}{2}eS(q_3 + q_2 + q_1) \\ & + \frac{1}{2}eS(q_3 + q_2 - q_1) + \frac{1}{2}dS(q_2 + q_1) + \frac{1}{2}dS(q_2 - q_1) - bS(q_1) + cC(q_1) \end{aligned} \quad (3.60)$$

$$\begin{aligned} p_y = & \frac{1}{2}fC(q_4 + q_3 + q_2 - q_1) - \frac{1}{2}fC(q_4 + q_3 + q_2 + q_1) + \frac{1}{2}eC(q_3 + q_2 - q_1) \\ & - \frac{1}{2}eC(q_3 + q_2 + q_1) + \frac{1}{2}dC(q_2 - q_1) - \frac{1}{2}dC(q_2 + q_1) + bC(q_1) + cS(q_1) \end{aligned} \quad (3.61)$$

$$p_z = fC(q_4 + q_3 + q_2) + eC(q_2 + q_3) + dC(q_2) + a \quad (3.62)$$

De todas estas ecuaciones, las que nos permitirían graficar la trayectoria de cada dedo con respecto a la base o talón de la mano (articulación de la muñeca), son las que nos dan la posición  $p_x$ ,  $p_y$  y  $p_z$ ; que colocando de forma correcta se tendría.

$$p_x = \frac{1}{2}f\text{Sen}(q_4 + q_3 + q_2 + q_1) + \frac{1}{2}f\text{Sen}(q_4 + q_3 + q_2 - q_1) + \frac{1}{2}e\text{Sen}(q_3 + q_2 + q_1) + \frac{1}{2}e\text{Sen}(q_3 + q_2 - q_1) + \frac{1}{2}d\text{Sen}(q_2 + q_1) + \frac{1}{2}d\text{Sen}(q_2 - q_1) - b\text{Sen}(q_1) + c\text{Cos}(q_1) \quad (3.63)$$

$$p_y = \frac{1}{2}f\text{Cos}(q_4 + q_3 + q_2 - q_1) - \frac{1}{2}f\text{Cos}(q_4 + q_3 + q_2 + q_1) + \frac{1}{2}e\text{Cos}(q_3 + q_2 - q_1) - \frac{1}{2}e\text{Cos}(q_3 + q_2 + q_1) + \frac{1}{2}d\text{Cos}(q_2 - q_1) - \frac{1}{2}d\text{Cos}(q_2 + q_1) + b\text{Cos}(q_1) + c\text{Sen}(q_1) \quad (3.64)$$

$$p_z = f\text{Cos}(q_4 + q_3 + q_2) + e\text{Cos}(q_2 + q_3) + d\text{Cos}(q_2) + a \quad (3.65)$$

A partir de estas ecuaciones y combinándolas con las obtenidas en el apartado anterior para la dependencia angular, que en este caso serán la dependencia de:  $q_3 = \text{fun}(q_2)$  y  $q_4 = f(q_3)$ , que finalmente quedaría como  $q_4 = \text{fun}(\text{fun}(q_2))$ . Debido a que si se substituyera las ecuaciones de dependencia angular en las ecuaciones de posición de cada dedo, resultaría en una ecuación final extensa que podría ocupar varias páginas, se optó por colocarlas por separado, pero indicándose la relación entre las ecuaciones obtenidas.

$$p_x = \frac{1}{2}f\text{Sen}(\text{fun}(\text{fun}(q_2)) + \text{fun}(q_2) + q_2 + q_1) + \frac{1}{2}f\text{Sen}(\text{fun}(\text{fun}(q_2)) + \text{fun}(q_2) + q_2 - q_1) + \frac{1}{2}e\text{Sen}(\text{fun}(q_2) + q_2 + q_1) + \frac{1}{2}e\text{Sen}(\text{fun}(q_2) + q_2 - q_1) + \frac{1}{2}d\text{Sen}(q_2 + q_1) + \frac{1}{2}d\text{Sen}(q_2 - q_1) - b\text{Sen}(q_1) + c\text{Cos}(q_1) \quad (3.66)$$

$$p_y = \frac{1}{2}f\text{Cos}(\text{fun}(\text{fun}(q_2)) + \text{fun}(q_2) + q_2 - q_1) - \frac{1}{2}f\text{Cos}(\text{fun}(\text{fun}(q_2)) + \text{fun}(q_2) + q_2 + q_1) + \frac{1}{2}e\text{Cos}(\text{fun}(q_2) + q_2 - q_1) - \frac{1}{2}e\text{Cos}(\text{fun}(q_2) + q_2 + q_1) + \frac{1}{2}d\text{Cos}(q_2 - q_1) - \frac{1}{2}d\text{Cos}(q_2 + q_1) + b\text{Cos}(q_1) + c\text{Sen}(q_1) \quad (3.67)$$

$$p_z = f\text{Cos}(\text{fun}(\text{fun}(q_2)) + \text{fun}(q_2) + q_2) + e\text{Cos}(q_2 + \text{fun}(q_2)) + d\text{Cos}(q_2) + a \quad (3.68)$$

Donde las funciones de dependencia para este caso serán las mostradas en las ecuaciones 3.40 y 3.41. Para estas ecuaciones cabe mencionar que originalmente, en el cálculo de la dependencia angular de las barras actuadoras de las falanges, se establecieron los ángulos de referencia de  $q_1$  a  $q_3$ , para una mayor facilidad de manejo de las ecuaciones, pero estas referencias deben ser ajustadas al sistema de referencia general que corresponde a toda la mano y no solo a un dedo, estos van ahora desde  $q_1$  a  $q_4$ , de tal forma que las ecuaciones quedarían de la siguiente manera:

$$\theta_{A1} = -\text{acos} \left[ \frac{L_{A1}' \cos(\beta_1 + 180 - \text{fun}(q_2)) - L_{B1}' \cos(\theta_{B1})}{\sqrt{[L_{A1}' \cos(\beta_1 + 180 - \text{fun}(q_2)) - L_{B1}' \cos(\theta_{B1})]^2 + [L_{A1}' \text{sen}(\beta_1 + 180 - \text{fun}(q_2)) - L_{B1}' \text{sen}(\theta_{B1})]^2}} \right] + \mu_1' \cdot \text{acos} \left( \frac{L_{CB1}'^2 + [L_{A1}' \cos(\beta_1 + 180 - \text{fun}(q_2)) - L_{B1}' \cos(\theta_{B1})]^2 + [L_{A1}' \text{sen}(\beta_1 + 180 - \text{fun}(q_2)) - L_{B1}' \text{sen}(\theta_{B1})]^2 - L_{AC1}'^2}{2L_{CB1}' \sqrt{[L_{A1}' \cos(\beta_1 + 180 - \text{fun}(q_2)) - L_{B1}' \cos(\theta_{B1})]^2 + [L_{A1}' \text{sen}(\beta_1 + 180 - \text{fun}(q_2)) - L_{B1}' \text{sen}(\theta_{B1})]^2}} \right) - 180 \quad (3.69)$$

$$= \alpha_1 + 270 - \text{acos} \left[ \frac{q_4 = \text{fun}(\text{fun}(q_2))}{\sqrt{[L_{A1} \cos(\theta_{A1}) - L_{B1} \cos(\theta_{B1})]^2 + [L_{A1} \text{sen}(\theta_{A1}) - L_{B1} \text{sen}(\theta_{B1})]^2}} \right] + \mu_1 \cdot \text{acos} \left( \frac{L_{CB1}'^2 + \{[L_{A1} \cos(\theta_{A1}) - L_{B1} \cos(\theta_{B1})]^2 + [L_{A1} \text{sen}(\theta_{A1}) - L_{B1} \text{sen}(\theta_{B1})]^2\} - L_{AC1}'^2}{2L_{CB1}' \sqrt{[L_{A1} \cos(\theta_{A1}) - L_{B1} \cos(\theta_{B1})]^2 + [L_{A1} \text{sen}(\theta_{A1}) - L_{B1} \text{sen}(\theta_{B1})]^2}} \right) \quad (3.70)$$

Para el segundo caso se tiene:

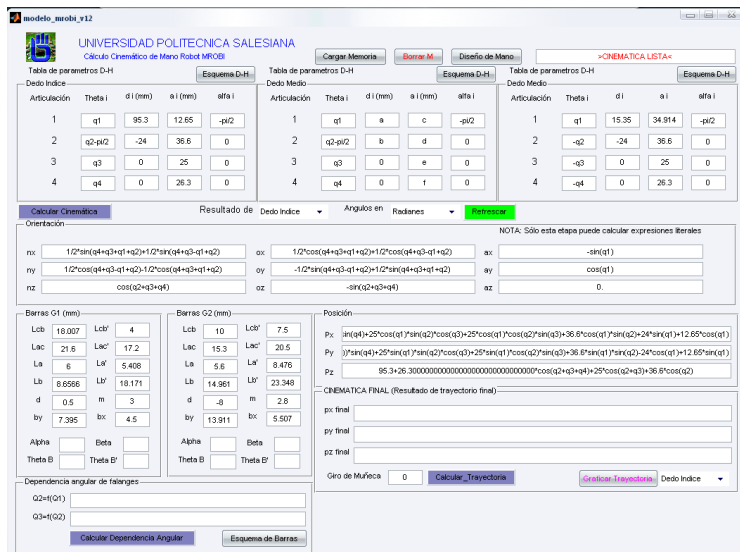
$$\theta_{A2} = -\text{acos} \left[ \frac{L_{A2}' \cos(\beta_2 + 180 - q_2) - L_{B2}' \cos(\theta_{B2})}{\sqrt{[L_{A2}' \cos(\beta_2 + 180 - q_2) - L_{B2}' \cos(\theta_{B2})]^2 + [L_{A2}' \text{sen}(\beta_2 + 180 - q_2) - L_{B2}' \text{sen}(\theta_{B2})]^2}} \right] + \mu_2' \cdot \text{acos} \left( \frac{L_{CB2}'^2 + [L_{A2}' \cos(\beta_2 + 180 - q_2) - L_{B2}' \cos(\theta_{B2})]^2 + [L_{A2}' \text{sen}(\beta_2 + 180 - q_2) - L_{B2}' \text{sen}(\theta_{B2})]^2 - L_{AC2}'^2}{2L_{CB2}' \sqrt{[L_{A2}' \cos(\beta_2 + 180 - q_2) - L_{B2}' \cos(\theta_{B2})]^2 + [L_{A2}' \text{sen}(\beta_2 + 180 - q_2) - L_{B2}' \text{sen}(\theta_{B2})]^2}} \right) - 180 \quad (3.71)$$

$$= \alpha_2 + 270 - \text{acos} \left[ \frac{q_3 = \text{fun}(q_2)}{\sqrt{[L_{A2} \cos(\theta_{A2}) - L_{B2} \cos(\theta_{B2})]^2 + [L_{A2} \text{sen}(\theta_{A2}) - L_{B2} \text{sen}(\theta_{B2})]^2}} \right] + \mu_2 \cdot \text{acos} \left( \frac{L_{CB2}'^2 + \{[L_{A2} \cos(\theta_{A2}) - L_{B2} \cos(\theta_{B2})]^2 + [L_{A2} \text{sen}(\theta_{A2}) - L_{B2} \text{sen}(\theta_{B2})]^2\} - L_{AC2}'^2}{2L_{CB2}' \sqrt{[L_{A2} \cos(\theta_{A2}) - L_{B2} \cos(\theta_{B2})]^2 + [L_{A2} \text{sen}(\theta_{A2}) - L_{B2} \text{sen}(\theta_{B2})]^2}} \right) \quad (3.72)$$

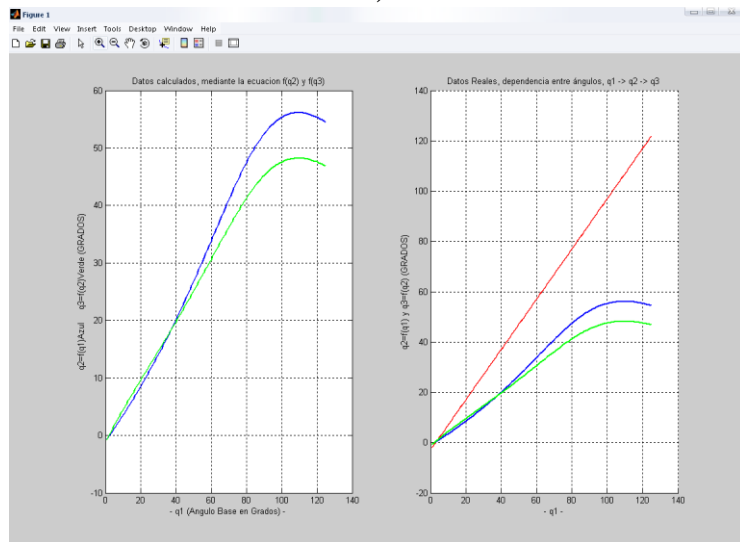
Dada la complejidad que se puede observar en las ecuaciones obtenidas, para el caso de un solo dedo, se optó por crear un software que realice el cálculo de forma automatizada, de tal forma que lo único que ingreso a dicho programa son las dimensiones de cada componente de la mano, dicho software fue desarrollado en Matlab R2006b, el cual realiza en su primera etapa tanto el cálculo numérico como simbólico, pudiendo incluso ser válido para otros sistemas mecánicos de 4 grados de libertad, en los que se pueda aplicar el método D-H.



En la figura 3.22a se muestra una captura de pantalla de dicho programa, en la que se puede apreciar los campos y opciones que posee. El resultado generado por este programa es la comprobación gráfica de la dependencia angular, y que se puede ver en la figura 3.22b, esta respuesta es similar a la obtenida en la hoja de cálculo de Excel. Además en la figura 3.23 se encuentra la gráfica de la trayectoria para los tres dedos, asumiendo un ángulo  $q_1 = 0$ , el cual corresponde al ángulo de giro de la muñeca, es decir está en la posición de reposo o neutra.

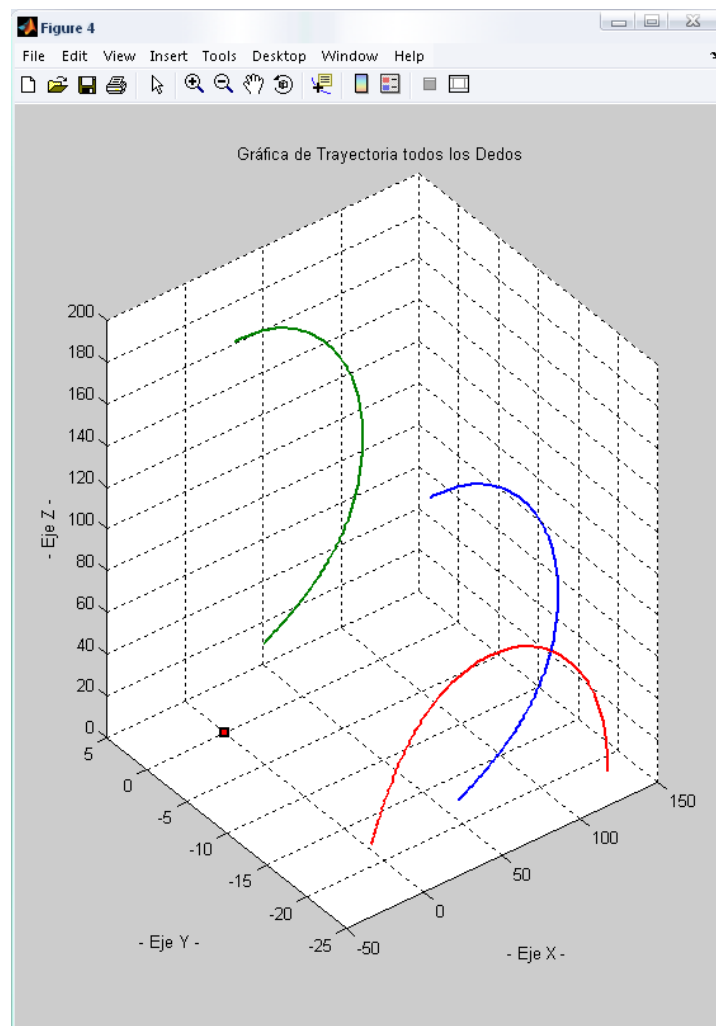


a)



b)

Figura 3.22 a) Captura de pantalla del programa para el cálculo Cinemático.  
b) Resultado grafico para el cálculo de la dependencia angular.



**Figura 3.23** Trayectoria resultante para los tres dedos. a) Dedo medio en verde. b) Dedo índice en azul. c) Dedo pulgar en rojo.

### 3.2.3 Análisis Dinámico

Para obtener el modelo de comportamiento dinámico de la mano, se utilizó una de las técnicas abordadas en el libro de “Fundamentos de Robótica” (38), el cual puede ser programado en un software (Matlab Rb2008), como es el caso del método de LaGrange – Euler, cuyo resultado será la siguiente ecuación:

$$\tau = D * \ddot{q} + H + C \quad (3.73)$$

El algoritmo computacional para el modelado dinámico por Lagrange-Euler es aplicable para los tres dedos de la mano, dicho algoritmo se lo desarrollo de manera particular para el dedo medio pero este se puede hacer extensivo a los dos dedos restantes, dicho algoritmo se plantea de la siguiente forma:

1. Asignar a cada eslabón un sistema de referencia de acuerdo a las normas D-H.
2. Obtener las matrices de transformación  ${}^0A_i$  para cada elemento  $i$ .  
Estos dos primeros pasos ya fueron desarrollados en la etapa anterior para el cálculo del modelo cinemático.
3. Obtener las matrices  $U_{ij}$  definidas por:

$$U_{ij} = \frac{\partial {}^0A_i}{\partial q_j}$$

$$U_{11} = \frac{\partial {}^0A_1}{\partial q_1} = \begin{bmatrix} -S_1 & 0 & -C_1 & -cS_1 \\ C_1 & 0 & -S_1 & cC_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.74)$$

$$U_{12} = \frac{\partial {}^0A_1}{\partial q_2} = [0] \quad U_{13} = \frac{\partial {}^0A_1}{\partial q_3} = [0] \quad U_{14} = \frac{\partial {}^0A_1}{\partial q_4} = [0] \quad (3.75)$$

$$U_{21} = \frac{\partial {}^0A_2}{\partial q_1} = \begin{bmatrix} -S_1S_2 & -S_1C_2 & -C_1 & -dS_1S_2 - bC_1 - cS_1 \\ C_1S_2 & C_1C_2 & -S_1 & dC_1S_2 - bS_1 + cC_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.76)$$

$$U_{22} = \frac{\partial {}^0A_2}{\partial q_2} = \begin{bmatrix} C_1C_2 & -C_1S_2 & 0 & dC_1C_2 \\ S_1C_2 & -S_1S_2 & 0 & dS_1C_2 \\ -S_2 & -C_2 & 0 & -dS_2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.77)$$

$$U_{23} = \frac{\partial {}^0A_2}{\partial q_3} = [0] \quad U_{24} = \frac{\partial {}^0A_2}{\partial q_4} = [0] \quad (3.78)$$

$$\begin{aligned}
 \mathbf{U}_{31} &= \frac{\partial^0 A_3}{\partial q_1} \\
 &= \begin{bmatrix} -S_1 S_2 C_3 - S_1 C_2 S_3 & S_1 S_2 S_3 - S_1 C_2 C_3 & -C_1 & -e S_1 S_2 C_3 - e S_1 C_2 S_3 - d S_1 S_2 - b C_1 - c S_1 \\ C_1 S_2 C_3 + C_1 C_2 S_3 & -C_1 S_2 S_3 + C_1 C_2 C_3 & -S_1 & e C_1 S_2 C_3 + e C_1 C_2 S_3 + d C_1 S_2 - b S_1 + c C_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \quad (3.79)$$

$$\mathbf{U}_{32} = \frac{\partial^0 A_3}{\partial q_2} = \begin{bmatrix} -C_1 S_2 S_3 + C_1 C_2 C_3 & -C_1 C_2 S_3 - C_1 S_2 C_3 & 0 & e C_1 C_2 C_3 - e C_1 S_2 S_3 + d C_1 C_2 \\ -S_1 S_2 S_3 + S_1 C_2 C_3 & -S_1 S_2 C_3 - S_1 C_2 S_3 & 0 & e S_1 C_2 C_3 - e S_1 S_2 S_3 + d S_1 C_2 \\ -C_2 S_3 - S_2 C_3 & S_2 S_3 - C_2 C_3 & 0 & -e S_2 C_3 - e C_2 S_3 - d S_2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.80)$$

$$\mathbf{U}_{33} = \frac{\partial^0 A_3}{\partial q_3} = \begin{bmatrix} -C_1 S_2 S_3 + C_1 C_2 C_3 & -C_1 C_2 S_3 - C_1 S_2 C_3 & 0 & -e C_1 S_2 S_3 + e C_1 C_2 C_3 \\ -S_1 S_2 S_3 + S_1 C_2 C_3 & -S_1 S_2 C_3 - S_1 C_2 S_3 & 0 & -e S_1 S_2 S_3 + e S_1 C_2 C_3 \\ -C_2 S_3 - S_2 C_3 & S_2 S_3 - C_2 C_3 & 0 & -e C_2 S_3 - e S_2 C_3 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.81)$$

$$\mathbf{U}_{34} = \frac{\partial^0 A_3}{\partial q_4} = [0] \quad (3.82)$$

$$\begin{aligned}
 \mathbf{U}_{41} &= \frac{\partial^0 A_4}{\partial q_1} \\
 &= \begin{bmatrix} \left\{ \begin{array}{l} (-S_1 S_2 C_3 - S_1 C_2 S_3) C_4 \\ +(S_1 S_2 S_3 - S_1 C_2 C_3) S_4 \end{array} \right\} & \left\{ \begin{array}{l} -(-S_1 S_2 C_3 - S_1 C_2 S_3) S_4 \\ +(S_1 S_2 S_3 - S_1 C_2 C_3) C_4 \end{array} \right\} & -C_1 & \left\{ \begin{array}{l} (-S_1 S_2 C_3 - S_1 C_2 S_3) f C_4 \\ +(S_1 S_2 S_3 - S_1 C_2 C_3) f S_4 \\ -e S_1 S_2 C_3 - e S_1 C_2 S_3 - d S_1 S_2 \\ -b C_1 - c S_1 \end{array} \right\} \\ \left\{ \begin{array}{l} (C_1 S_2 C_3 + C_1 C_2 S_3) C_4 \\ +(-C_1 S_2 S_3 + C_1 C_2 C_3) S_4 \end{array} \right\} & \left\{ \begin{array}{l} -(C_1 S_2 C_3 + C_1 C_2 S_3) S_4 \\ +(-C_1 S_2 S_3 + C_1 C_2 C_3) C_4 \end{array} \right\} & -S_1 & \left\{ \begin{array}{l} (C_1 S_2 C_3 - C_1 C_2 S_3) f C_4 \\ +(-C_1 S_2 S_3 + C_1 C_2 C_3) f S_4 \\ +e C_1 S_2 C_3 + e C_1 C_2 S_3 + d C_1 S_2 \\ -b S_1 + c C_1 \end{array} \right\} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \quad (3.83)$$

$$\begin{aligned}
 \mathbf{U}_{42} &= \frac{\partial^0 A_4}{\partial q_2} \\
 &= \begin{bmatrix} \left\{ \begin{array}{l} (-C_1 S_2 S_3 + C_1 C_2 C_3) C_4 \\ +(-C_1 C_2 S_3 - C_1 S_2 C_3) S_4 \end{array} \right\} & \left\{ \begin{array}{l} -(-C_1 S_2 S_3 + C_1 C_2 C_3) S_4 \\ +(-C_1 C_2 S_3 - C_1 S_2 C_3) C_4 \end{array} \right\} & 0 & \left\{ \begin{array}{l} (-C_1 S_2 S_3 + C_1 C_2 C_3) f C_4 \\ +(-C_1 C_2 S_3 - C_1 S_2 C_3) f S_4 \\ +e C_1 C_2 C_3 - e C_1 S_2 S_3 + d C_1 C_2 \end{array} \right\} \\ \left\{ \begin{array}{l} (-S_1 S_2 S_3 + S_1 C_2 C_3) C_4 \\ +(-S_1 S_2 C_3 - S_1 C_2 S_3) S_4 \end{array} \right\} & \left\{ \begin{array}{l} -(-S_1 S_2 S_3 + S_1 C_2 C_3) S_4 \\ +(-S_1 S_2 C_3 - S_1 C_2 S_3) C_4 \end{array} \right\} & 0 & \left\{ \begin{array}{l} (-S_1 S_2 S_3 + S_1 C_2 C_3) f C_4 \\ +(-S_1 S_2 C_3 - S_1 C_2 S_3) f S_4 \\ +e S_1 C_2 C_3 - e S_1 S_2 S_3 + d S_1 C_2 \end{array} \right\} \\ \left\{ \begin{array}{l} (-C_2 S_3 - S_2 C_3) C_4 \\ +(S_2 S_3 - C_2 C_3) S_4 \end{array} \right\} & \left\{ \begin{array}{l} -(-C_2 S_3 - S_2 C_3) S_4 \\ +(S_2 S_3 - C_2 C_3) C_4 \end{array} \right\} & 0 & \left\{ \begin{array}{l} (-C_2 S_3 - S_2 C_3) f C_4 \\ +(S_2 S_3 - C_2 C_3) f S_4 \\ -e S_2 C_3 - e C_2 S_3 - d S_2 \end{array} \right\} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \quad (3.84)$$

$$\begin{aligned}
U_{43} &= \frac{\partial^0 A_4}{\partial q_3} \\
&= \begin{bmatrix} \left\{ \begin{array}{l} (-C_1 S_2 S_3 + C_1 C_2 C_3) C_4 \\ +(-C_1 C_2 S_3 - C_1 S_2 C_3) S_4 \end{array} \right\} & \left\{ \begin{array}{l} -(-C_1 S_2 S_3 + C_1 C_2 C_3) S_4 \\ +(-C_1 C_2 S_3 - C_1 S_2 C_3) C_4 \end{array} \right\} & 0 & \left\{ \begin{array}{l} (-C_1 S_2 S_3 + C_1 C_2 C_3) f C_4 \\ +(-C_1 C_2 S_3 - C_1 S_2 C_3) f S_4 \\ -e C_1 S_2 S_3 + e C_1 C_2 C_3 \end{array} \right\} \\ \left\{ \begin{array}{l} (-S_1 S_2 S_3 + S_1 C_2 C_3) C_4 \\ +(-S_1 S_2 C_3 - S_1 C_2 S_3) S_4 \end{array} \right\} & \left\{ \begin{array}{l} -(-S_1 S_2 S_3 + S_1 C_2 C_3) S_4 \\ +(-S_1 S_2 C_3 - S_1 C_2 S_3) C_4 \end{array} \right\} & 0 & \left\{ \begin{array}{l} (-S_1 S_2 S_3 + S_1 C_2 C_3) f C_4 \\ +(-S_1 S_2 C_3 - S_1 C_2 S_3) f S_4 \\ -e S_1 S_2 S_3 + e S_1 C_2 C_3 \end{array} \right\} \\ \left\{ \begin{array}{l} (-C_2 S_3 - S_2 C_3) C_4 \\ +(S_2 S_3 - C_2 C_3) S_4 \end{array} \right\} & \left\{ \begin{array}{l} -(-C_2 S_3 - S_2 C_3) S_4 \\ +(S_2 S_3 - C_2 C_3) C_4 \end{array} \right\} & 0 & \left\{ \begin{array}{l} (-C_2 S_3 - S_2 C_3) f C_4 \\ +(S_2 S_3 - C_2 C_3) f S_4 \\ +e C_2 S_3 - e S_2 C_3 \end{array} \right\} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.85)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
U_{44} &= \frac{\partial^0 A_4}{\partial q_4} \\
&= \begin{bmatrix} \left\{ \begin{array}{l} -(C_1 S_2 C_3 + C_1 C_2 S_3) S_4 \\ +(-C_1 S_2 S_3 + C_1 C_2 C_3) C_4 \end{array} \right\} & \left\{ \begin{array}{l} -(C_1 S_2 C_3 + C_1 C_2 S_3) C_4 \\ -(-C_1 S_2 S_3 + C_1 C_2 C_3) S_4 \end{array} \right\} & 0 & \left\{ \begin{array}{l} -(C_1 S_2 C_3 + C_1 C_2 S_3) f S_4 \\ +(-C_1 S_2 S_3 + C_1 C_2 C_3) f C_4 \end{array} \right\} \\ \left\{ \begin{array}{l} -(S_1 S_2 C_3 + S_1 C_2 S_3) S_4 \\ +(-S_1 S_2 S_3 + S_1 C_2 C_3) C_4 \end{array} \right\} & \left\{ \begin{array}{l} -(S_1 S_2 C_3 + S_1 C_2 S_3) C_4 \\ -(-S_1 S_2 S_3 + S_1 C_2 C_3) S_4 \end{array} \right\} & 0 & \left\{ \begin{array}{l} -(S_1 S_2 C_3 + S_1 C_2 S_3) f S_4 \\ +(-S_1 S_2 S_3 + S_1 C_2 C_3) f C_4 \end{array} \right\} \\ \left\{ \begin{array}{l} -(C_2 C_3 - S_2 S_3) S_4 \\ +(-C_2 S_3 - S_2 C_3) C_4 \end{array} \right\} & \left\{ \begin{array}{l} -(C_2 C_3 - S_2 S_3) C_4 \\ -(-C_2 S_3 - S_2 C_3) S_4 \end{array} \right\} & 0 & \left\{ \begin{array}{l} -(C_2 C_3 - S_2 S_3) f S_4 \\ +(-C_2 S_3 - S_2 C_3) f C_4 \end{array} \right\} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.86)
\end{aligned}$$

4. Obtener las matrices  $U_{ijk}$  definidas por:

$$U_{ijk} = \frac{\partial U_{ij}}{\partial q_k} \quad (3.87)$$

Debido a que el desarrollo de estas matrices se vuelve aun más complejo que en el punto anterior, no es viable calcularlas manualmente ni presentarlas en esta parte, pues como se vio para la etapa anterior, se obtuvo 16 matrices como resultado y en esta etapa se incrementará a 64 matrices, razón por la que al igual que en el cálculo de del modelo cinemático de la mano robot, se creó un software en Matlab para que realice el cálculo del modelo dinámico de forma automatizada, y presente los resultados finales de  $\tau$  de la ecuación 3.73 es decir tanto las fuerzas como los pares resultantes.

5. Obtener las matrices de pseudoinercias  $J_i$  para cada elemento, que viene definidas por:

$$J_i = \begin{bmatrix} \int x_i^2 dm & \int x_i y_i dm & \int x_i z_i dm & \int x_i dm \\ \int y_i x_i dm & \int y_i^2 dm & \int y_i z_i dm & \int y_i dm \\ \int z_i x_i dm & \int z_i y_i dm & \int z_i^2 dm & \int z_i dm \\ \int x_i dm & \int y_i dm & \int z_i dm & \int dm \end{bmatrix} \quad (3.88)$$

Donde las integrales están extendidas al elemento  $i$  considerado, y  $(x_i \ y_i \ z_i)$  son las coordenadas del diferencial de masa  $dm$  respecto al sistema de coordenadas del elemento.

El resultado para el dedo medio que envía el programa en Matlab es:

$$J_1 = \begin{bmatrix} Lx1^2 * m12, & Lx1 * Ly1 * m12, & Lx1 * Lz1 * m12, & Lx1 * m12 \\ Lx1 * Ly1 * m12, & Ly1^2 * m12, & Ly1 * Lz1 * m12, & Ly1 * m12 \\ Lx1 * Lz1 * m12, & Ly1 * Lz1 * m12, & Lz1^2 * m12, & Lz1 * m12 \\ Lx1 * m12, & Ly1 * m12, & Lz1 * m12, & m12 \end{bmatrix} \quad (3.89)$$

$$J_2 = \begin{bmatrix} Lx2^2 * m22, & Lx2 * Ly2 * m22, & Lx2 * Lz2 * m22, & Lx2 * m22 \\ Lx2 * Ly2 * m22, & Ly2^2 * m22, & Ly2 * Lz2 * m22, & Ly2 * m22 \\ Lx2 * Lz2 * m22, & Ly2 * Lz2 * m22, & Lz2^2 * m22, & Lz2 * m22 \\ Lx2 * m22, & Ly2 * m22, & Lz2 * m22, & m22 \end{bmatrix} \quad (3.90)$$

$$J_3 = \begin{bmatrix} Lx3^2 * m32, & Lx3 * Ly3 * m32, & Lx3 * Lz3 * m32, & Lx3 * m32 \\ Lx3 * Ly3 * m32, & Ly3^2 * m32, & Ly3 * Lz3 * m32, & Ly3 * m32 \\ Lx3 * Lz3 * m32, & Ly3 * Lz3 * m32, & Lz3^2 * m32, & Lz3 * m32 \\ Lx3 * m32, & Ly3 * m32, & Lz3 * m32, & m32 \end{bmatrix} \quad (3.91)$$

$$J_4 = \begin{bmatrix} Lx4^2 * m42, & Lx4 * Ly4 * m42, & Lx4 * Lz4 * m42, & Lx4 * m42 \\ Lx4 * Ly4 * m42, & Ly4^2 * m42, & Ly4 * Lz4 * m42, & Ly4 * m42 \\ Lx4 * Lz4 * m42, & Ly4 * Lz4 * m42, & Lz4^2 * m42, & Lz4 * m42 \\ Lx4 * m42, & Ly4 * m42, & Lz4 * m42, & m42 \end{bmatrix} \quad (3.92)$$

Donde  $Lx1$ ,  $Ly1$  y  $Lz1$ , para este caso corresponden a los centros de gravedad de la muñeca y  $Lx2$ ,  $Ly2$ ,  $Lz2$ ,  $Lx3$ ,  $Ly3$ ,  $Lz3$ ,  $Lx4$ ,  $Ly4$  y  $Lz4$  corresponden a las falanges que componen la estructura del dedo.

- Obtener la matriz de inercias  $\mathbf{D} = [d_{ij}]$  cuyos elementos vienen definidos por

$$d_{ij} = \sum_{k=(\max i,j)}^n \text{Traza}(\mathbf{U}_{kj} \mathbf{J}_k \mathbf{U}_{ki}^T) \quad (3.93)$$

Con  $i, j = 1, 2, \dots, n$  donde  $n$  es el número de grados de libertad, que en el caso de la mano será  $n = 4$ . Por lo que el programa en Matlab calculará una matriz de la forma:

$$\mathbf{D} = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} & d_{14} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} & d_{24} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} & d_{34} \\ d_{41} & d_{42} & d_{43} & d_{44} \end{bmatrix} \quad (3.94)$$

Cada elemento  $d_{ij}$  de esta matriz es una ecuación extensa, debido a la complejidad de la estructura de la mano.

7. Obtener los términos  $h_{ikm}$  definidos por:

$$h_{ikm} = \sum_{j=(\max i,k,m)}^n \text{Traza}(\mathbf{U}_{jkm} \mathbf{J}_j \mathbf{U}_{ji}^T) \quad (3.95)$$

Con  $i, k, m = 1, 2, \dots, n$  donde  $n$  es el número de grados de libertad, que para nuestro caso como ya se dijo será  $n = 4$ , dando como resultado 64 ecuaciones  $h_{ikm}$  para cada dedo. Cabe notar que el término Traza, se refiere a la suma de todos los componentes de la diagonal de la matriz resultante de la operación  $\mathbf{U}_{jkm} \mathbf{J}_j \mathbf{U}_{ji}^T$

$$h_{ikm} = \sum_{j=1}^4 \text{Traza}(\mathbf{U}_{jkm} \mathbf{J}_j \mathbf{U}_{ji}^T) \quad (3.96)$$

8. Obtener la matriz columna de fuerzas de coriolis y centrípeta  $\mathbf{H} = [h_i]^T$  cuyos elementos vienen definidos por:

$$h_i = \sum_{k=1}^n \sum_{m=1}^n h_{ikm} \dot{q}_k \dot{q}_m \quad (3.97)$$

Que como resultado se obtendrá un vector H para cada dedo.

$$\mathbf{H} = \begin{bmatrix} h_1 \\ h_2 \\ h_3 \\ h_4 \end{bmatrix} \quad (3.98)$$

9. Obtener la matriz columna de fuerza de gravedad  $\mathbf{C} = [c_i]^T$ , cuyos elementos están definidos por:

$$c_i = \sum_{j=1}^n (-m_j \mathbf{g} \mathbf{U}_{ji}^j \mathbf{r}_j) \quad (3.99)$$

Con  $i = 1, 2, \dots, n$  que en este caso será  $n = 4$

$\mathbf{g}$ : es el vector de gravedad expresado en el sistema de la base  $\{S_0\}$  y viene expresado por  $(g_{x0}, g_{y0}, g_{z0}, 0)$ . Que para el caso de la mano robot, dicha gravedad actuará sobre el eje y en sentido positivo y por lo que este vector será de la forma:  $[0, g, 0, 0]$

${}^j\mathbf{r}_j$ : Es el vector de coordenadas homogéneas del centro de masas del elemento  $j$  expresado en el sistema de referencia del elemento  $j$ , es decir son las coordenadas de los centros de masa de cada uno de los elementos de la mano, muñeca y falanges.

10. La ecuación dinámica del sistema será:

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{D} * \ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{H} + \mathbf{C} \quad (3.100)$$

Donde  $\boldsymbol{\tau}$  es el vector de fuerzas y pares motores efectivos aplicados sobre cada coordenada  $q_i$ .

Para observar estos resultados es necesario recurrir al programa desarrollado para el efecto, por las razones mencionadas con respecto a la extensión de dichas ecuaciones resultantes, por ejemplo, si se decidiera imprimir la expresión generada para el torque en la articulación  $q_1$ , esta ocuparía más de 14 páginas.

La razón para que resulten ser ecuaciones extensas y complejas de obtener computacionalmente, radica en el hecho mencionado en el libro "Fundamentos de Robótica" (38), que indica que el orden de complejidad computacional es de  $n^4$ , es decir el número de operaciones a realizar, crece con la potencia 4 del número de grados de libertad. Pero con la ventaja que



conducen a ecuaciones finales bien estructuradas, donde aparecen de manera clara los diversos pares y fuerzas que intervienen en el movimiento, como son: la Inercia, fuerzas de Coriolis, Gravedad, etc. En la figura 3.24 se observa una captura de la interfaz del programa que permite realizar el cálculo del modelo dinámico; para que los parámetros de este programa se carguen correctamente, es necesario que primero se ejecute el programa del modelo cinemático, por cuanto de este programa dependen las matrices homogéneas  ${}^0A_1$ ,  ${}^0A_2$ ,  ${}^0A_3$ ,  ${}^0A_4$ , y finalmente, los parámetros calculados pueden estar en forma literal y también numérica, dependiendo de la forma en que se requiera que estos resultados sean presentados.

Figura 3.24 Captura de pantalla del programa para el cálculo dinámico de la mano.

Con estos resultados tanto de la parte del análisis cinemático como de esta sección, se puede determinar que el sistema mecánico no presenta problemas que compliquen su funcionamiento, es decir al menos desde el punto de vista matemático y dinámico, no existen bloqueos en su movimiento, la trayectoria y comportamiento de cada dedo esta dentro de lo que se esperaba como resultado, tomando como referencia las dimensiones y estructura de la mano real, que fue usada como base para el diseño mecánico (ver sección 1.1.2). Adicionalmente, dado que se está utilizando un software diseñado específicamente para facilitar el cálculo y manipulación de los parámetros que definen a este sistema mecánico, nos permitirá analizar el comportamiento del mismo, al modificar dichos parámetros, con el objeto de mejorar el diseño en futuros prototipos.

### 3.2.4 Proceso de Fabricación

Luego del análisis matemático realizado en la sección anterior, el cual permitió determinar el comportamiento que tendrá el sistema mecánico. Con esta información se aprobó el diseño, dando inicio al proceso de manufactura de todos los componentes y partes mecánicas que conforman la estructura de la mano robot, para esto se conto con la ayuda de una persona con experiencia en la fabricación de

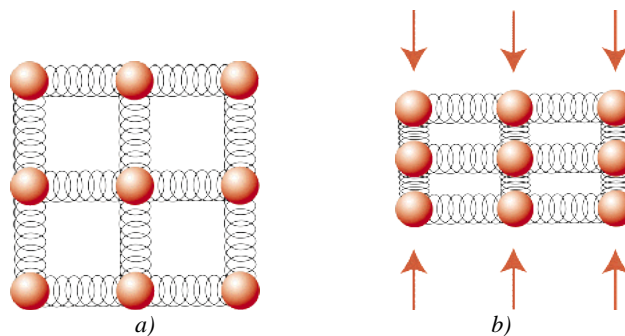
toda clase de piezas como piñones y pasadores, los cuales serán elaborados en diferentes materiales como el aluminio, bronce, hierro y plástico grilón, los cuales se analizará en el siguiente punto.

### 3.2.4.1 Resistencia de Materiales

La selección del material a ser utilizado en la fabricación de los componentes o piezas de la mano, se dio tomando en cuenta tanto el costo económico, como las prestaciones de cada tipo de compuesto o material.

#### Ley de Hooke y Módulo de Young

“Cuando un objeto de somete a fuerzas externas, sufre cambios de tamaño o de forma, o ambos. Esos cambios dependen del arreglo de los átomos y su enlace en el material. Cuando un peso jala y estira a otro y cuando se le quita este peso y regresa a su tamaño normal decimos que es un **cuerpo elástico.**” (39) Ver figura 3.25



**Figura 3.25** a) Material en reposo. b) Estructura atómica de un material al ser comprimido por fuerzas externas. (40)

“la relación lineal entre el esfuerzo y la deformación unitaria en una barra en tensión o compresión simple se expresa como:

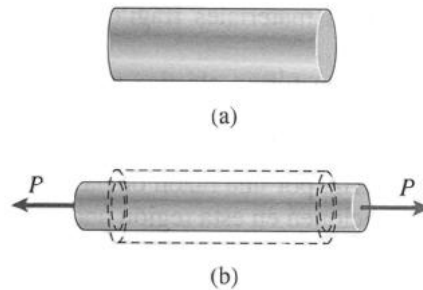
$$\sigma = E\varepsilon \quad (3.101)$$

Donde:

$\sigma$  = es el esfuerzo axial

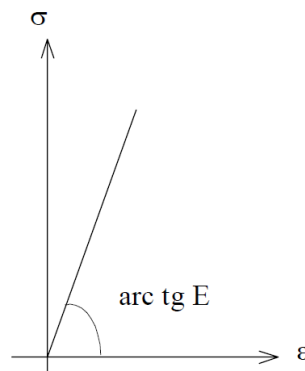
$\varepsilon$  = es la deformación unitaria axial

$E$  = constante de proporcionalidad, llamada Módulo de Elasticidad” (40) o también conocido como módulo de Young, que es característico de cada material



**Figura 3.26** a) Barra en reposo. b) Barra sometida a estiramiento. (40)

“La denominada Ley de Hooke constituye la base de la Resistencia de Materiales y es válida dentro de lo que se denomina régimen lineal elástico. Esta ley establece que si la tensión normal  $\sigma$  se mantiene por debajo de un cierto valor  $\sigma_p$ , llamado tensión de proporcionalidad, las deformaciones específicas y las tensiones son directamente proporcionales.” (41)



**Figura 3.27** Elasticidad.

### Diagrama de Tensión-Deformación

Al resolver los problemas de la Resistencia de Materiales nos encontramos con la necesidad de tener ciertos datos experimentales previos sobre los cuales se pueda basar la teoría. Por ejemplo, para poder establecer la ley de Hooke se hace necesario conocer el módulo  $E$ , el cual debe determinarse experimentalmente. (41)

Para obtener los datos antes mencionados se pueden realizar distintos tipos de ensayo, de los cuales uno muy difundido es el de tracción. Para este ensayo usualmente se emplean probetas especiales, que consisten en barras de sección circular, las cuales son estiradas en una máquina especialmente diseñada para el ensayo, cuando una barra está sometido a un esfuerzo axial  $P$ , aparecen internamente tensiones normales  $\sigma$  calculables a través de la siguiente expresión:

$$\sigma = \frac{P}{\Omega} \tag{3.102}$$

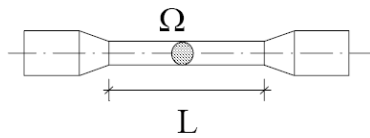


Figura 3.28 Probeta de acero.

Dónde  $\Omega$  es el área de la sección transversal de la barra. Sabemos también que se originan desplazamientos  $\delta$ . Si entonces se miden los valores  $(P; \delta)$  para cada escalón de carga, se pueden graficar los valores  $(\sigma; \epsilon)$ , que se evalúan mediante las expresiones ya conocidas. Para el caso del acero común, también llamado acero dulce, que es de bajo contenido de carbono, el diagrama tenso-deformación resulta como el que se aprecia en la figura 3.29. (41)

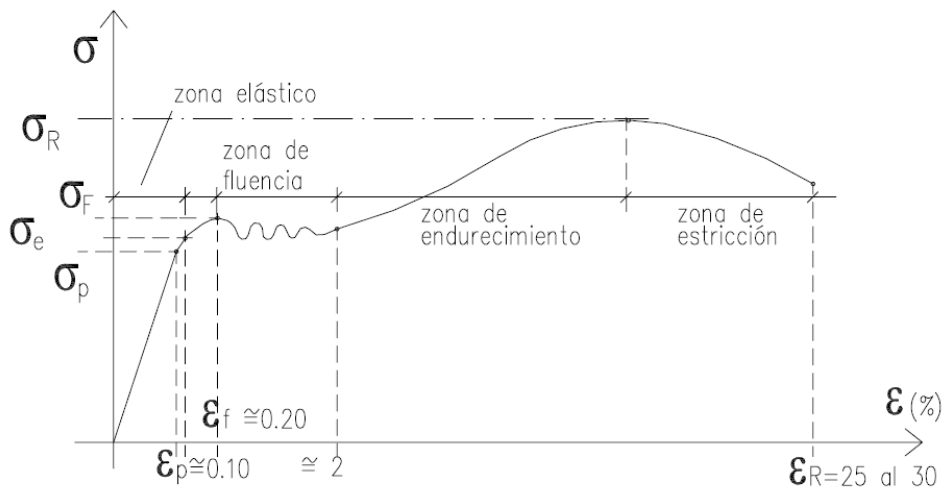


Figura 3.29 Diagrama Tensión – Deformación para el acero dulce. (41)

En este diagrama pueden distinguirse ciertas zonas con determinadas características:

**a) Período elástico**

Este período queda delimitado por la tensión  $\sigma_e$  (límite de elasticidad). El límite de elasticidad se caracteriza porque, hasta llegar al mismo, el material se comporta elásticamente, es decir que producida la descarga, la probeta recupera su longitud inicial. En la práctica, este límite se considera como tal cuando en la descarga queda una deformación específica remanente igual al 0.001 %. Este período

comprende dos zonas: la primera, hasta el  $\sigma_p$  (límite de proporcionalidad), dónde el material verifica la ley de Hooke. La segunda entre  $\sigma_p$  y  $\sigma_e$ , si bien es elástica, no manifiesta proporcionalidad entre tensiones y deformaciones.

Primera zona:

$$\frac{d\sigma}{d\varepsilon} = \frac{\sigma}{\varepsilon} = E \quad (3.103)$$

Segunda zona: módulo de elasticidad reducido.

$$\frac{d\sigma}{d\varepsilon} = f(\varepsilon) = E \quad (3.103)$$

En general, los límites de proporcionalidad y de elasticidad difieren muy poco entre sí. (41)

### b) Período Elasto-Plástico

Para valores de tensión superiores al límite elástico, la pieza si fuera descargada no recobraría su dimensión original, apreciándose una deformación remanente acorde con la carga aplicada. A medida que aumenta la sollicitación, la gráfica representativa es la de una función para la cual disminuye el valor de su Tangente, tendiendo a anularse en el tramo final del período, al cual se llega con un valor de tensión que se indica como  $\sigma_f$  (tensión de fluencia). (41)

### c) Período Plástico (fluencia)

Una vez arribado al valor de tensión  $\sigma_f$  (límite de fluencia), el material fluye, es decir, aumentan las deformaciones sin que exista aumento de tensión. En realidad este fenómeno no es tan simple, ya que puede verse que la tensión oscila entre dos valores límites y cercanos entre sí, denominados límites de fluencia superior e inferior, respectivamente.

La tensión de proporcionalidad resulta ser aproximadamente el 80% de la tensión de fluencia.

$$\sigma_p \cong 0.8\sigma_F \quad (3.104)$$

Las investigaciones demuestran que durante la fluencia se producen importantes deslizamientos relativos entre los cristales. Como consecuencia de estos deslizamientos, en la superficie de la probeta aparecen las llamadas líneas de Chernov - Lüders, que forman con el eje de la misma un ángulo de  $45^\circ$ , (figura 3.30). (41)

#### d) Período de Endurecimiento y de Estricción

Como consecuencia de un reacomodamiento cristalográfico, luego de la fluencia el material sufre un re-endurecimiento, que le confiere la capacidad de incrementar la resistencia, es decir, puede admitir un incremento de carga. Sin embargo en este período las deformaciones son muy pronunciadas. La tensión aumenta hasta alcanzar un valor máximo  $\sigma_R$ , denominado “tensión de rotura”, a partir del cual la tensión disminuye hasta que alcanza una determinada deformación de rotura, produciéndose la rotura física.

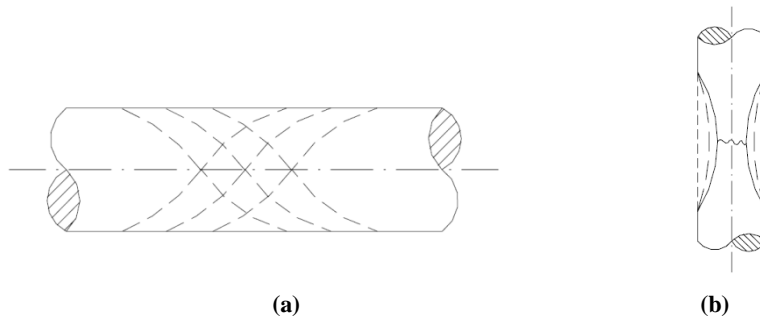


Figura 3.30 a) líneas de Chernov - Lüders b) Fenómeno de estricción. (41)

La tensión  $\sigma_R$  no es en realidad la máxima tensión que se origina en la probeta sometida a carga. En efecto, alcanzado el valor de la deformación específica correspondiente a  $\sigma_R$ , comienza a manifestarse en la probeta un fenómeno denominado “estricción” (figura 3.30). Este consiste en la reducción de una sección central de la pieza. Esta reducción, progresiva con el aumento de la carga, hace que las tensiones aumenten y que, en realidad, el diagrama efectivo en lugar de presentar su concavidad hacia abajo muestra un punto de inflexión en las vecindades de  $\sigma_R$  y cambia su curvatura presentando una rama creciente hasta alcanzar la deformación de rotura  $\epsilon_R$ , (ver figura 3.31). (41)

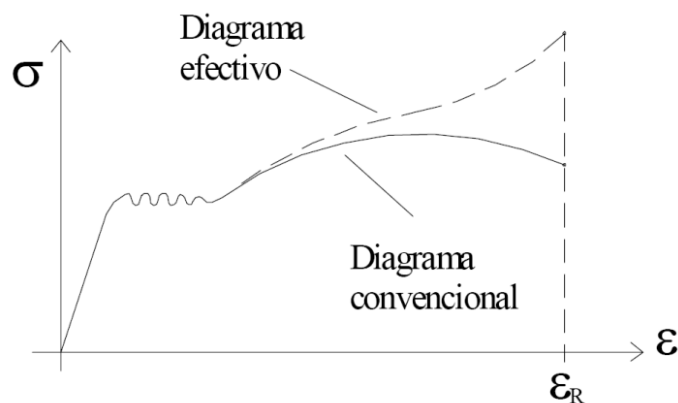


Figura 3.31 Diagrama efectivo y diagrama convencional. (41)

Debido a lo que hemos mencionado recientemente el diagrama que acabamos de ver suele denominarse “diagrama convencional  $\sigma - \varepsilon$ ”, ya que los cálculos de las tensiones se realizan siempre sobre la base de suponer la sección transversal constante, con área igual a la inicial.

Una valoración cuantitativa del fenómeno de estricción, está dada por el “coeficiente de estricción lateral”, el cual se define según la siguiente expresión: (41)

$$\varphi = \frac{A_i - A_f}{A_f} \quad (3.105)$$

Donde:

$A_i$  = área inicial

$A_f$  = área final

### **Materiales Utilizados en el Prototipo**

A partir de los parámetros o características que posee cada material es posible observar la respuesta que tendrá a nivel estructural o físico cada componente que conforma el prototipo, el cual estará confeccionado con diversos materiales, pero principalmente tendrán como base el aluminio, el bronce y el grilón, dependiendo de la función que cumpla cada parte.

#### **a) Aluminio**

En el caso del aluminio, en la figura 3.32b se puede observar la diferencia que existe entre el acero en comparación con el aluminio, los dos materiales son dúctiles, sin embargo existe una notoria diferencia en la curva de respuesta en el diagrama de esfuerzo-deformación, siendo el aluminio más maleable, lo que permite un mecanizado más fácil, a más de ser un material más ligero que el acero y el bronce, sin duda estos materiales tendrían una mayor resistencia, pero su peso haría que el prototipo sea poco manejable, por lo que se recurrirá a estos materiales, especialmente al bronce solo para la fabricación de componentes pequeños y que forzosamente deban tener una muy buena resistencia mecánica (ver construcción de piñones y barras).

No obstante, es necesario tomar en cuenta que el aluminio que se utiliza en la manufactura de piezas mecánicas o estructuras, no es un aluminio 100% puro, de hecho se considera aluminio puro cuando se encuentra entre el 99.5% y 99.79%, este es un aluminio comercial. (42)

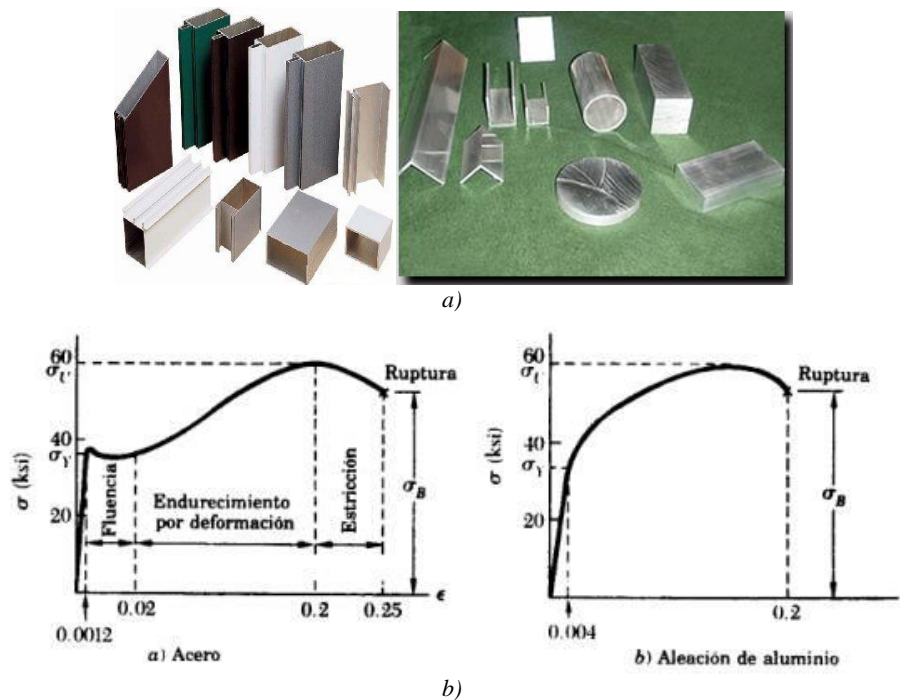


Figura 3.32 a) Forma comercial del Aluminio. (43) b) Diagrama de esfuerzo-deformación de dos materiales dúctiles típicos.

Por lo general el aluminio utilizado es el 7005 y el aluminio 6061, que son aleaciones diseñadas según la aplicación, en el caso del aluminio 7005 es una aleación de la era espacial, la cual es más liviana y resistente que otras aleaciones, pero a su vez es costosa y más complicada de fabricar, como alternativa esta la segunda aleación, que es más común, y fácil de conseguir, pero de buena calidad, esta es una aleación de aluminio con otros elementos como el Silicio, magnesio, manganeso, cobre, zinc, cromo, hierro, etc. que incrementará su resistencia mecánica y a la corrosión, además de permitir una mejor soldabilidad, la composición exacta de esta aleación se puede observar en la tabla 3.6

“El aluminio 6061 –T6 tiene las siguientes propiedades mecánicas:

- Resistencia a la Tensión: 45,000 psi
- Resistencia a la Elongación: 40,000 psi
- Elongación % en 2”: 10
- Dureza: 95 brinell
- Conductividad térmica cuatro veces mayor a la del acero
- Excelente maquinabilidad
- Buena estabilidad, con excelente acabado superficial
- Altas propiedades mecánicas



- No necesita tratamientos superficiales
- Alta resistencia a la corrosión y al desgaste
- Más ligero que el acero
- Soldable
- Densidad de 2,7 g/cc”

**Tabla 3.6** Algunas composiciones para aleaciones de aluminio 60XX. (42)

Alloy	Si	Fe	Cu	Mn	Mg	Cr	Ni	Zn	V	Ti	Others		Remarks
											Each	Total	
6060	0.30				0.35								The remainder is
	0.6	0.30	0.10	0.10	0.6	0.05		0.15		0.10	0.05	0.15	
6005A	0.50				0.40								Mn+Cr: 0.12-0.50
	0.9	0.35	0.30	0.50	0.7	0.30		0.20		0.10	0.05	0.15	The remainder is
6106	0.30			0.05	0.40								The remainder is
	0.6	0.35	0.25	0.20	0.8	0.20		0.10			0.05	0.10	
6063	0.20				0.45								The remainder is
	0.6	0.35	0.10	0.10	0.9	0.10		0.10		0.10	0.05	0.15	
6082	0.7			0.40	0.6								The remainder is
	1.3	0.50	0.10	1.0	1.2	0.25		0.20		0.10	0.05	0.15	
6036	0.7		0.30	0.40	0.6			0.10					Zr+Ti: 0.20 max
	1.3	0.50	1.1	1.0	1.2	0.25		0.7			0.05	0.15	The remainder is
6061	0.40		0.15		0.8	0.04							The remainder is
	0.8	0.7	0.40	0.15	1.2	0.35		0.25		0.15	0.05	0.15	
6012	0.6			0.40	0.6								Bi: 0.7; Pb: 0.40-
	1.4	0.50	0.10	1.0	1.2	0.30		0.30		0.20	0.05	0.15	The remainder is
6262	0.40		0.15		0.8	0.04							Bi: 0.40; Pb: 0.40-
	0.8	0.7	0.40	0.15	1.2	0.14		0.25		0.15	0.05	0.15	The remainder is

## b) Bronce

Dentro del prototipo fue necesario construir ciertas partes o piezas en bronce, como es el caso de los piñones cónicos, que permite transmitir el movimiento desde el actuador hasta las falanges y articulaciones, este material es el más idóneo por sus características. Pero al igual que el aluminio existen varios tipos o aleaciones de bronce, en nuestro caso se utilizó el bronce UNS C90700 (denominación anterior SAE-65), cuya composición se puede observar en la tabla 3.7



**Figura 3.33** Presentación comercial del bronce. (44) (45)

El “**Bronce SAE-65 (UNS C 90700)**, llamado también bronce para engranes. Es una aleación de alta dureza para usos industriales. Ofrece magníficos resultados para trabajos pesados con condiciones normales de lubricación. Posee una resistencia a la tracción de 55,000 psi y una dureza de entre 98 y 105 Brinell. Excelente para fabricar coronas, engranes, cojinetes en donde se espera soportar altas cargas y velocidades relativamente bajas”. (46)

**Tabla 3.7** Composición química de aleaciones de bronce. (46)

Composición Química de aleaciones de Bronce SAE/AISI (%)				
Elemento	SAE-660	SAE-62	SAE-64	SAE-65
<b>Cobre</b>	83	86-89	78-82	89
<b>Estaño</b>	7	9-11	9-11	9
<b>Plomo</b>	7	0.3	8-11	0
<b>Zinc</b>	3	1-3	0.75	0
<b>Níquel</b>	0	1	0.75	0
<b>Hierro</b>	0	0.15	0.15	0
<b>Fósforo</b>	0	0.05	0.05	0
<b>Antimonio</b>	0	0	0.55	0

Entre las propiedades mecánicas del bronce podemos destacar: (47)

- Elongación: inferior al 65
- Módulo de elasticidad: entre 80 y 115 GPa
- Dureza Brinell: entre 70 y 200
- Resistencia a la tracción: entre 300 y 900 MPa
- Resistencia a la cizalla: entre 230 y 490 MPa
- Densidad: 7,6
- Conductibilidad térmica: de 20 a 200°C

En la tabla 3.8 se puede observar a manera de resumen las características más relevantes tanto para la aleación de aluminio como para la aleación de bronce.

**Tabla 3.8** Propiedades de los materiales No ferrosos: (48)

Material	Densidad kg/m <sup>3</sup>	Módulo de elasticidad [Gpa]	Resistencia a fluencia [Mpa]	Resistencia a la rotura [Mpa]	Ductilidad % alarg. en 2 pulgadas	coeficiente de Poisson	Conduct. Térmica [W/m·°C]	Coef. de dilatación (°C) <sup>-1</sup> 10 <sup>-6</sup>
Aluminio puro	2710	69	17	55	25	0.33	231	23.6
Aluminio (aleación)	2800	72	97	186	18	0.33	192	22.5
Cobre puro	8940	110	69	220	45	0.35	398	16.5
Latón (70Cu-30Zn)	8530	110	75	303	68	0.35	120	20.0
Bronce (90Cu-8Sn)	8800	110	152	380	70	0.35	62	18.2
Magnesio puro	1740	45	41	165	14	0.29	122	27.0
Molibdeno puro	10220	324	565	655	35	--	142	4.9
Níquel	8900	207	138	483	40	0.31	80	13.3
Plata	10490	76	55	125	48	0.37	418	19.0
Titanio	4510	107	240	330	30	0.34	17	9.0

### c) Grilón

El grilón es un termoplástico obtenido a partir de la poliamida 6, esta poliamida es un termoplástico de uso técnico o de ingeniería, que difiere de los plásticos comunes por sus excelentes propiedades mecánicas (buena resistencia a la fatiga y desgaste), propiedades eléctricas, químicas (a excepción de óxidos concentrados) y térmicas pudiendo soportar hasta 100°C en forma continua. (49)

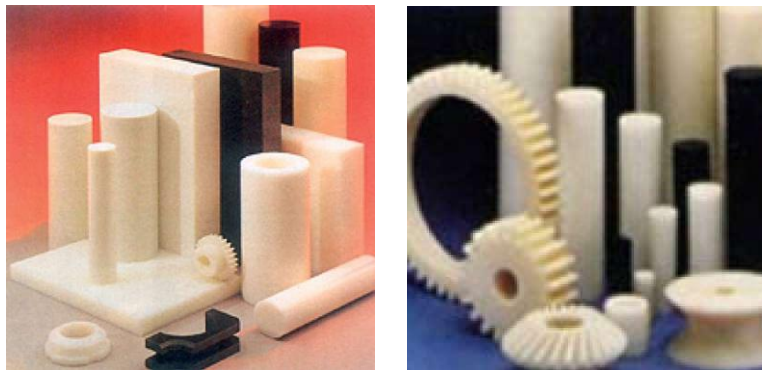


Figura 3.34 Barras de grilón o poliamida 6 y sus aplicaciones. (50) (51)

Debido a que en el prototipo existen piezas complejas y piezas que servirán de unión entre partes metálicas que además deben ser aislantes, como ya se pudo observar en secciones anteriores, se optó por este material el cual posee una resistencia a la deformación, mayor a la del aluminio y mantiene un aislamiento eléctrico que resulta útil en zonas que estarán en contacto con tarjetas electrónicas que forma parte del control mecánico.

Tabla 3.9 Propiedades mecánicas del grilón 6. (52)

POLIAMIDA 6 (GRILON) (HUMEDAD 2,5%)			PA - 6 (H - 2.5%)	
PROPIEDADES MECANICAS A 23°C	UNIDAD	ASTM	DIN	VALORES
PESO ESPECIFICO	gr/cm <sup>3</sup>	D-792	53479	1.14
RESIST. A LA TRACC.(FLUENCIA / ROTURA)	Kg/cm <sup>2</sup>	D-638	53455	450 / --
RES. A LA COMPRESION ( 1 Y 2 % DEF)	Kg/cm <sup>2</sup>	D-695	53454	150 / 280
RESISTENCIA A LA FLEXION	Kg/cm <sup>2</sup>	D-790	53452	400
RES. AL CHOQUE SIN ENTALLA	Kg.cm/cm <sup>2</sup>	D-256	53453	NO ROMPE
ALARGAMIENTO A LA ROTURA	%	D-638	53455	200
MÓDULO DE ELASTICIDAD (TRACCIÓN)	Kg/cm <sup>2</sup>	D-638	53457	14000
DUREZA	Shore D	D-2240	53505	72 - 76
COEF. DE ROCE ESTATICO S/ACERO		D-1894		0.31 a 0.54
COEF. DE ROCE DINAMICO S/ACERO		D-1894		0.27 a 0.43
RES. AL DESGASTE POR ROCE				BUENA

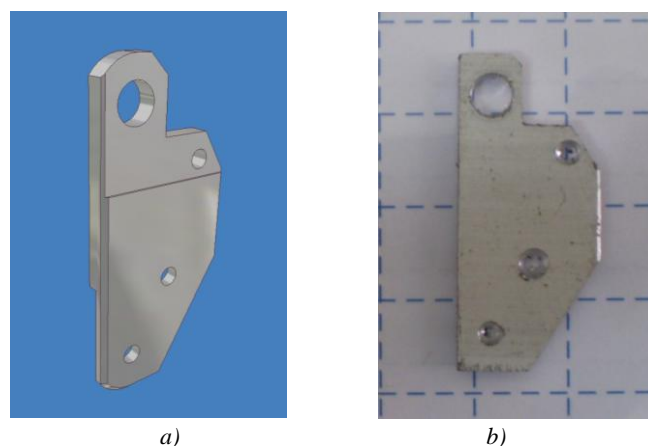
“Existen dos tipos básicos y diferentes de POLIAMIDA 6. La extrusionada y la colada. La colada puede llevar aditivos anti-abrasión y lubricantes, siendo siempre superior en características a la extrusionada, aunque esta última aguanta mejor los impactos”. (53) En la tabla 3.9 se pueden ver las características más importantes de este material, mientras que en el anexo Anexo C-3, se encuentra la tabla completa de las características de la poliamida 6.

### 3.2.4.2 Construcción de Partes

Durante la fabricación de los componentes y piezas de la mano robot se fueron realizando algunos cambios sobre la marcha; se observó que era posible realizar algunos pequeños ajustes para obtener un mejor resultado y respuesta del prototipo durante su funcionamiento, estos cambios no implican variaciones en su estructura o funcionamiento, por lo que no afectarían al diseño planteado. Los mismos están relacionados más con el tipo de tornillos usados y, piezas que fueron fusionadas en una sola, también se realizaron agujeros para aminorar el peso en partes que resultaron más voluminosas o macizas de lo que se esperaba, especialmente en las piezas de bronce.

### Construcción de Falanges de Aluminio

Basado en el diseño matriz para cada falange se procedió al mecanizado de estas piezas, para ello el material fue preparado a partir de varillas de aluminio planas y cortadas a la medida. Como el diseño de las falanges 1 y 2 es igual para los tres dedos, fue posible realizar el mecanizado de todas ellas al mismo tiempo en la fresadora, obteniéndose el resultado mostrado en la figura 3.35 para la falange 2 del dedo base.



**Figura 3.35** a) Diseño de falange 2 en Inventor. b) Pieza de aluminio de Falange 2 terminada.

En la figura 3.36 se observan las falanges primera y segunda para cada dedo, en el caso de la primera falange, la imagen mostrada corresponde a la pieza casi terminada, es decir aun no aparece el desbastado circular, que corresponde a la yema del dedo. Se determinó que era mejor realizar el desbastado una vez que las piezas restantes estuvieran listas y, ensambladas junto con el separador de falanges fabricada en grilón, de esta manera se aseguraría un acabado uniforme, lo cual es muy importante debido a que esta parte del dedo será la que permita sujetar objetos, por ello también se colocaran en esta zona los sensores FSR. En imágenes posteriores se podrá observar a estas piezas completamente terminadas y ensambladas junto al resto de componentes.



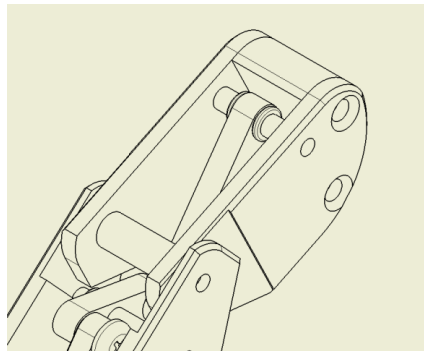
a)



b)

**Figura 3.36** Falanges de aluminio 1 y 2 para todos los dedos. a) Vista frontal. b) Vista lateral.

Cabe mencionar que las varillas de aluminio planas utilizadas, tenían un espesor ligeramente menor al que se considero en el diseño, por lo que fue necesario realizar algunos ajustes en la profundidad del desbastado (ver figura 3.37), tomando como referencia fija la distancia o separación interior que existe entre las falanges, de tal forma que no se afecte a otros componentes mecánicos en sus dimensiones, como las barras, separadores de grilón y pasadores de bronce.



**Figura 3.37** Separación entre las piezas de aluminio de la 1ra falange.

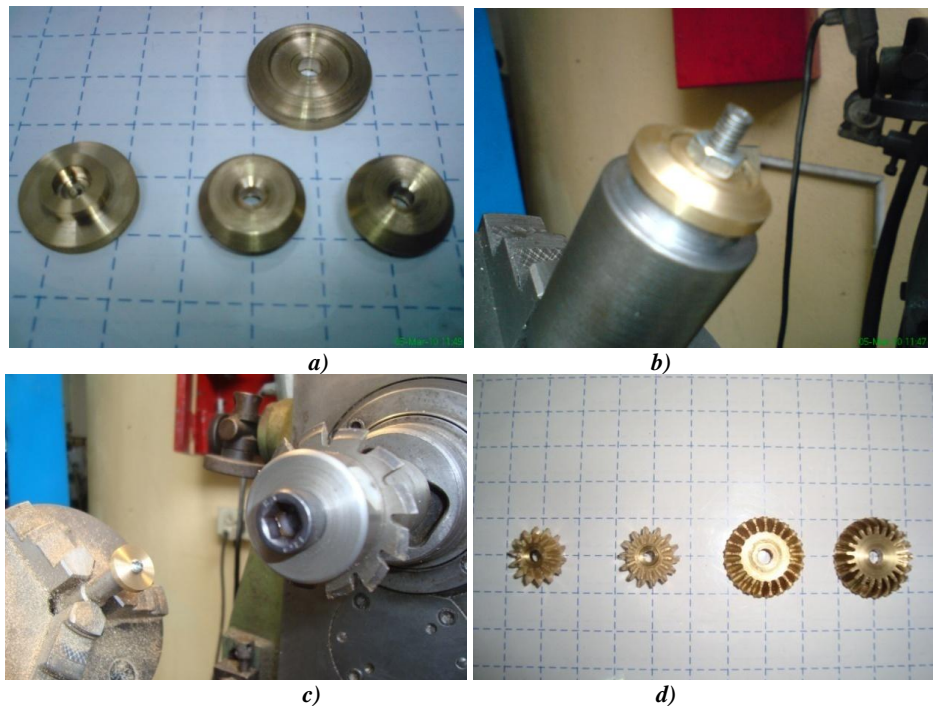
### Construcción de piñones y engranes cónicos y lineales

Debido a que el aluminio no es un material adecuado para construir piñones, por las razones ya expuestas anteriormente, estos fueron fabricados en bronce C90700,. La dificultad en el mecanizado fue debido al tamaño del piñón resultante, pues a pesar de los ajustes en las dimensiones realizados en la etapa de diseño, la fabricación solo fue posible gracias a una herramienta o dispositivo de precisión diseñado para estos fines, como se puede ver en la figura 3.38; este se conoce como divisor y es un accesorio que se puede montar en la maquina fresadora y permite realizar ranuras equidistantes, divididas en torno a piezas cilíndricas que gira durante el proceso de mecanizado. La relación entre el divisor Visinfin y la corona dentada a la que va acoplado el plato de tres garras, es de 1/40, o también 1/60.



**Figura 3.38** Aparato Divisor de Visinfin. (54)

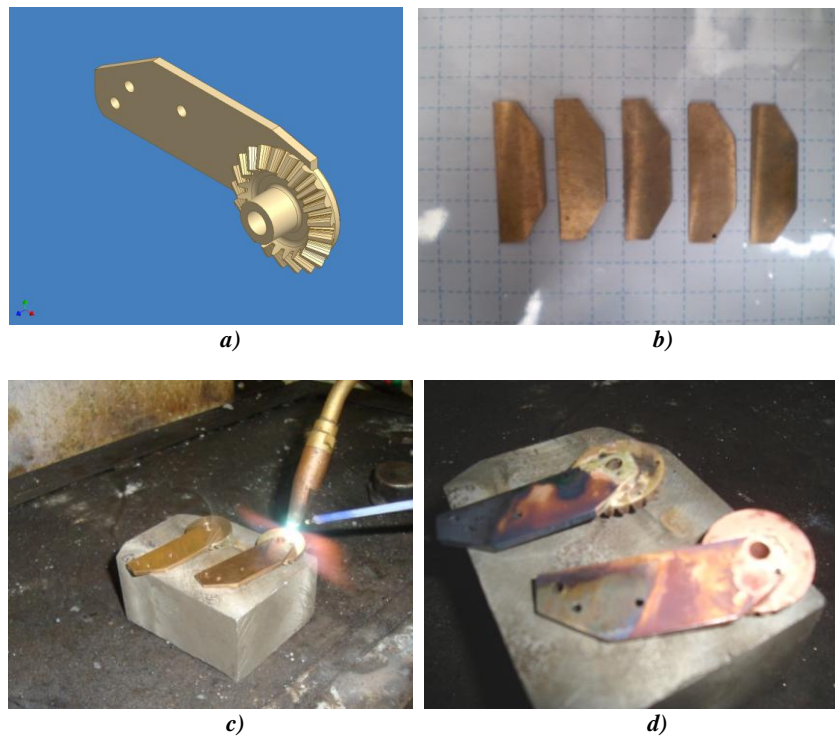
La fabricación de los piñones y engranes cónicos, fueron realizados en base a los parámetros del diseño original, sin embargo, tanto el engrane cónico como la falange de bronce, fueron fabricados por separado, como se observa en la figura 3.39a y 3.40b para luego unirlos con suelda autógena de plata y conformar una pieza única, (ver figura 3.40d).



**Figura 3.39** Fabricación de piñones cónicos. a) Piñones sin dentaje. b) Montaje para mecanizado. c) Proceso de mecanizado utilizando el divisor. d) Piñones y engranes cónicos terminados.

La razón de construir en dos partes el engrane y la 3ra falange, obedece a la complejidad de construir la misma en una sola pieza, dadas sus características geométricas; debido a esto, durante el proceso de soldado, fue necesario corregir la posición de algunos agujeros realizados previamente, estos agujeros son para los tornillos y ejes de los pasadores, que a su vez serán el soporte de las barras actuadoras. Esta corrección fue necesaria debido a la dilatación sufrida durante el proceso de suelda, a más de irregularidades en el material, que provocaron un ligero desplazamiento con respecto al eje de giro principal; esta alteración fue solo perceptible al momento del ensamblado de las partes que conforman esta pieza, junto con las barras y pasadores asociados.





**Figura 3.40** a) Engranaje cónico y falange original. b) Falanges terminadas en bronce  
 c) Unión del engrane cónico y 3ra falange con suelda autógena de plata  
 d) piezas terminadas.

Para asegurar un acoplamiento adecuado con el eje ranurado del servomotor, se talló un ranurado similar en el interior del agujero pasante, en el piñón cónico, como el que se muestra en la figura 3.41, estas ranuras evitan que el piñón se deslice sobre el eje plástico y se mantenga firme y en la misma posición siempre, al momento en el que se acciona el servomotor.



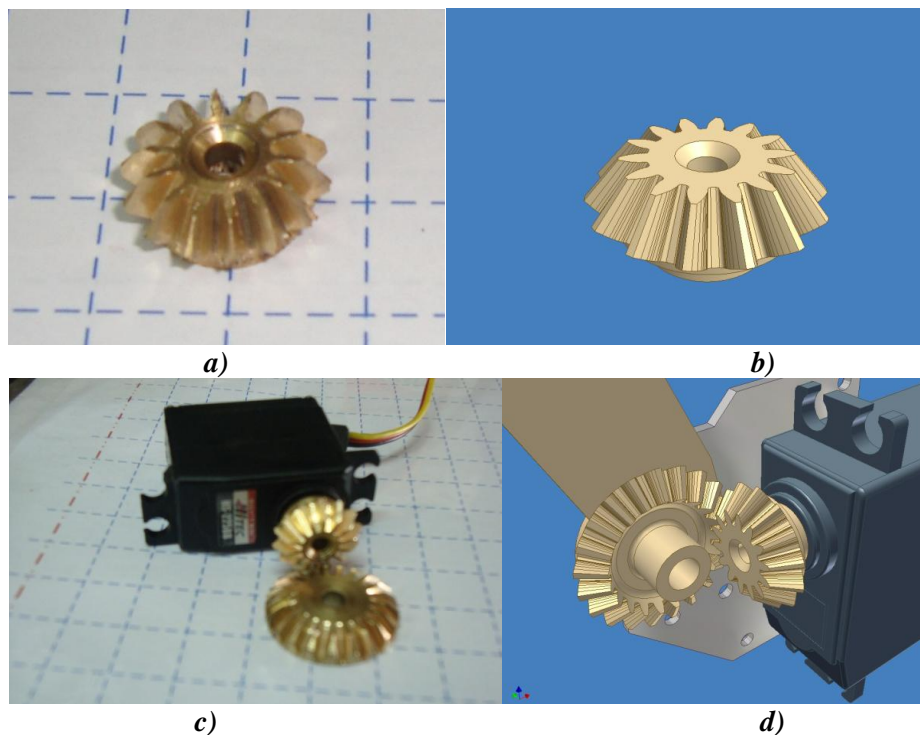
**Figura 3.41** Eje plástico de servomotor HS-225BB.

Adicionalmente, se logró asegurar este piñón mediante el tornillo que viene junto con los accesorios del servomotor, como se puede ver en la figura 3.42c; ya que de



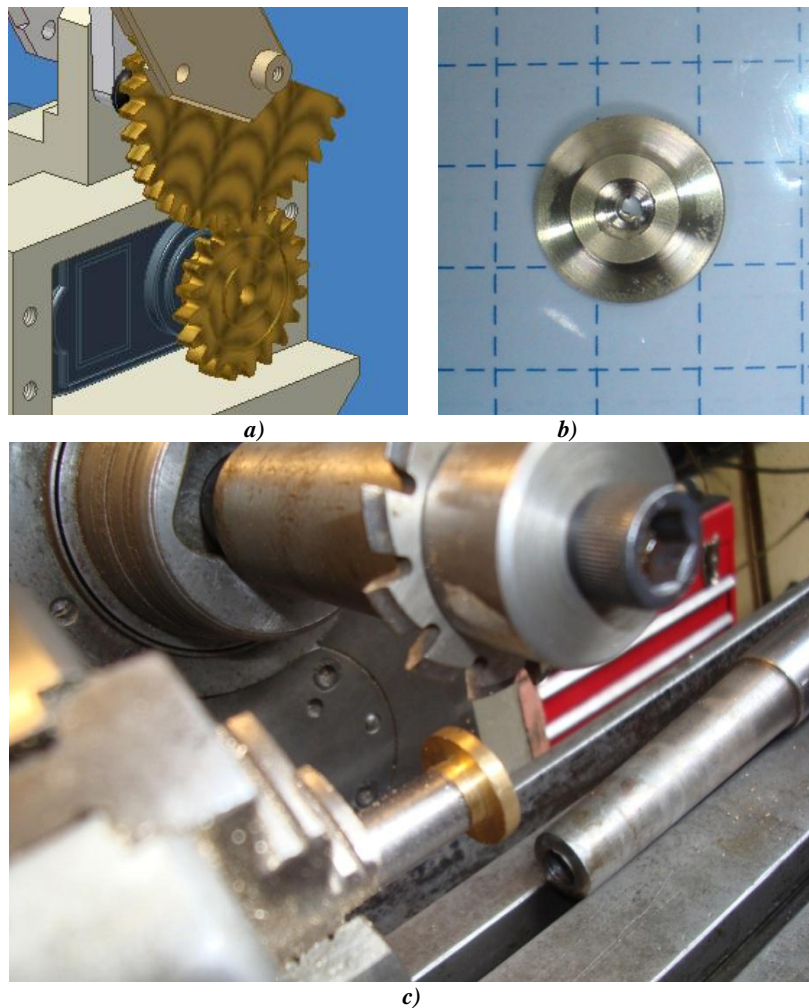
lo contrario, al momento de que se accione el mismo y producto de la presión ejercida por el servomotor, podría expulsar el piñón hacia afuera.

Después de realizar una primera prueba de ensamble de estos piñones, con la falange ya soldada al engrane cónico, se detectó que dicha unión estaba demasiado ajustada, los dientes no engranaban correctamente dificultando su movimiento, esto era debido a que como son engranes nuevos, a veces quedan residuos de material que dificulta su acoplamiento, para resolver esto se vio la necesidad de utilizar un líquido abrasivo especial, que permite que los piñones se ajusten poco a poco según estos se sigan moviendo. Una vez que los piñones se acoplaron correctamente se removieron los residuos de este líquido, para detener el proceso abrasivo, esto es común que se realice, ya que como se dijo, este inconveniente se presenta en piñones y engranes recién fabricados.



**Figura 3.42** Adaptación de piñón y cónico y eje de servomotor. a) Piñón de bronce terminado b) Diseño en Inventor. c) Juego piñón y engrane antes de soldar. d) Diseño en Inventor de piñón y engrane cónico soldado a la 3ra falange.

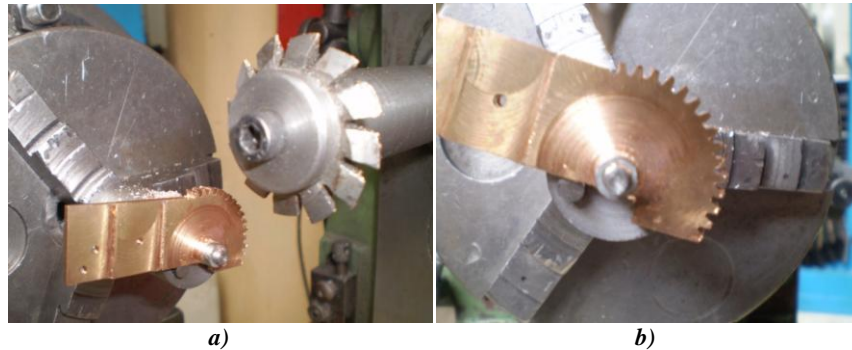
De forma similar fue fabricado el engrane y piñón cilíndrico recto del actuador del dedo pulgar; como se vio anteriormente, mediante este juego de engranes se transmite el movimiento al dedo pulgar, (ver figura 3.9b), el mecanizado del piñón se puede observar en la figura 3.43c.



**Figura 3.43** *a) Diseño en Inventor de piñón y engrane recto. b) Piño de brocen antes de mecanizado de sus dientes. c) Proceso de mecanizado del piñón cilíndrico.*

En este caso al tratarse de un engrane geométricamente más fácil de trabajar, fue posible construirlo en una sola pieza con la tercera falange del dedo pulgar, en lugar de construirlos por separado. Este proceso de mecanizado se observa en la figura 3.44 a y b, aquí también se utilizó el divisor visifin.

Como se sabe, el bronce es el material usado para la fabricación de estos componentes, y esta pieza en particular resultó bastante pesada, por lo que, una vez terminado el tallado del engrane y el resto de la falange, fue necesario realizar cortes y agujeros en diferentes áreas de la pieza, para reducir su peso.



**Figura 3.44** a) Mecanizado de engrane cilíndrico sobre 3ra falange del pulgar.  
b) engrane terminado.

Tanto los piñones, engranes y las falanges de aluminio, poseían residuos o rebabas producto del mecanizado; en el caso de las piezas de bronce sometidas a altas temperaturas por la soldadura, adicionalmente tenían una capa de herrumbre y oxidado; esto se solucionó al pulir estas superficies con lija para metal, quedando las estructuras de cada dedo listas para ser ensambladas, como se aprecia en la figura 3.45, en ella también se observan las barras actuadoras, el proceso de construcción de estas barras se explica en la siguiente sección.

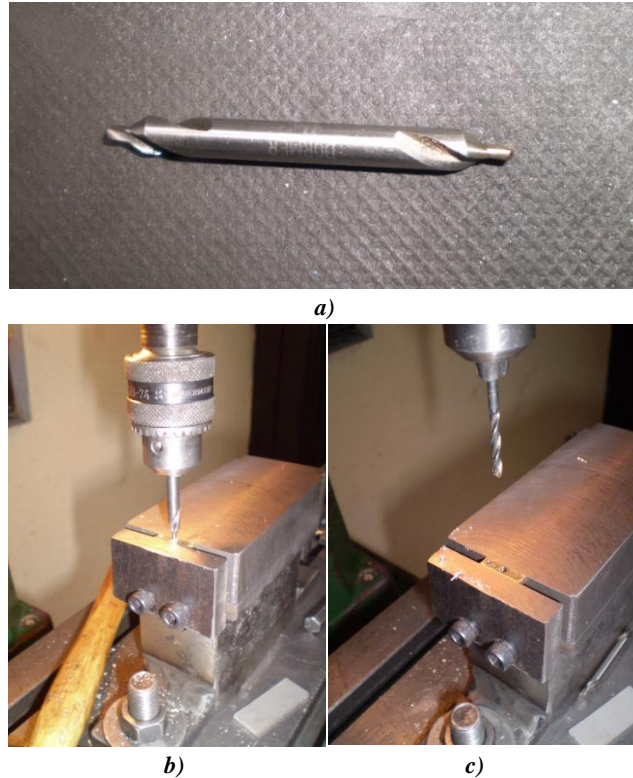


**Figura 3.45** Falanges y piñones listos para ser ensamblados.

### Construcción de Pasadores y Barras Actuadoras

La parte más delicada de la manufactura de todo el sistema mecánico, constituye la fabricación de estas pequeñas barras de bronce, debido a que la precisión en sus dimensiones y distancias entre perforaciones, debe ser la mayor posible, con el fin de que los movimientos sea lo más cercanos a los obtenidos por simulación y en el cálculo cinemático, caso contrario podrían surgir trabas en el mecanismo, en el momento de su accionamiento o que el sistema responda de forma inesperada.

En la figura 3.46 se observa el proceso en dos partes, primero se señala la ubicación exacta de los agujeros con una broca para centrar (ver figura 3.46a), luego de esto se termina la perforación con la broca del diámetro definitivo.



**Figura 3.46** a) Broca para centrar. b) Perforación guía con la broca para centrar. c) Taladrado de agujeros en barras actuadoras.

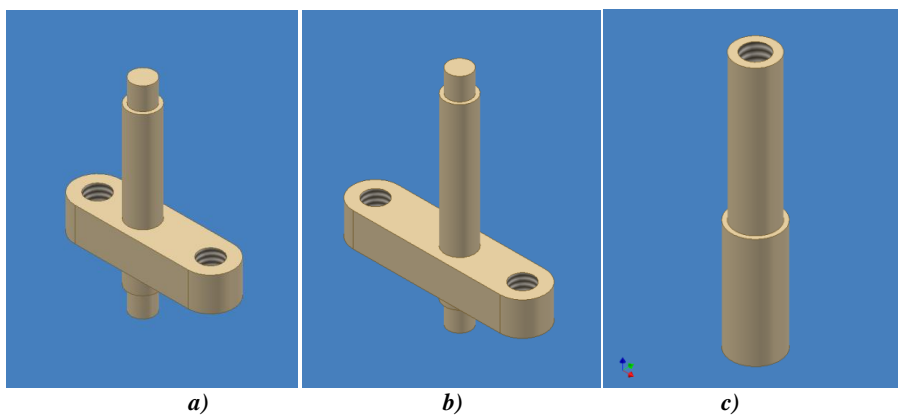
Este proceso se realiza para todas las barras actuadoras, las cuales se pueden observar en la figura 3.47, junto con los pasadores que están listos para ser trabajados en el torno, todo en base a los parámetros ya establecidos en el diseño, en la mitad de lo posible; la precisión que se obtenga en la distancia entre agujeros de cada barra, estará limitada por la precisión del equipo y de las herramientas utilizadas en el proceso.



**Figura 3.47** Barras actuadoras y pasadores de bronce.



Debido al reducido tamaño de los pasadores, fue necesario primero realizar los agujeros y luego proceder al mecanizado con el torno (ver figura 3.48c), de esta forma se evita dañar el material al momento de taladrar los agujeros mencionados, por la reducción en el espesor del material, estos agujeros son posteriormente roscados con un machuelo de 2mm, esta rosca permitirá atornillar y sujetar la diversas partes de la estructura; hay que recordar la importancia doble de estos pasadores, por cuanto a mas de ser parte del sistema mecánico que permite extender y flexionar el dedo artificial, también permite sostener la estructura de cada falange, estos pasadores ya terminados se observan en la figura 3.49



**Figura 3.48** a) Barra actuadora “a” soldadas a su pasador. b) Barra actuadora “b” igualmente soldada. c) Pasador D16mm con agujero roscado.

Por cada dedo existen dos pasadores, que terminan en un eje que se incrusta en la falange de aluminio, una por cada lado, este pasador fue luego soldado a la barra actuadora a y b respectivamente, de tal forma que el resultado sea similar al diseño en Inventor mostrado en la figura 3.48a y b.



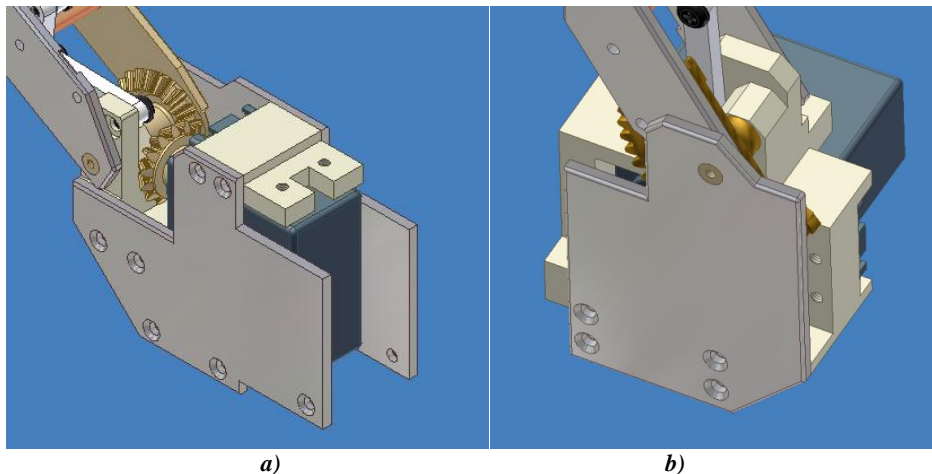
**Figura 3.49** Pasadores de bronce terminados.

Como en el caso de la falange y del engrane cónico, debido al proceso de suelda, se presentó un exceso de material de soldadura en la zona de la unión, este domo de

material provoca un roce entre barras e imposibilita el movimiento libre de las misma, por esta razón fue necesario limar parte de las barras, especialmente en el área de la suelda pero si quitarla, de esta forma se logró que las barras trabajen libremente, sin riesgo de que se traben durante su accionamiento.

### Construcción de Carpos y Bases de Sujeción

El carpo que sostendrá a cada dedo, en realidad está conformado por 4 partes o piezas diferentes para el dedo medio e índice, y de 2 para el pulgar, como se estableció en el diseño definitivo (v2.4) y se muestra nuevamente en la figura 3.50 a y b; dos de estas piezas son de plástico grilón y las otras dos de aluminio; una vez que estas son ensambladas, servirán para sostener a cada dedo y adicionalmente alojara y sostendrán al servomotor.



**Figura 3.50** Diseño de carpos ensamblados, a) Carpo dedo base. b) Carpo dedo pulgar.

Las placas de aluminio fueron fabricadas, en base a un molde o perfil preestablecido, el cual está confeccionado en una platina de hierro (ver figura 3,51 a y b). La razón de utilizar un placa molde, obedece al hecho de que la estructura mecánica para los dedos índice y medio es idéntico, y por ende habrán piezas duplicadas, las cuales pueden ser fabricadas en un solo proceso de mecanizado, adicionalmente, las piezas resultantes serian copias exactas, es decir con nivel de precisión muy alto; otro motivo importante para la utilización de estas platinas, es que ayudan a proteger y sostener el material, mientras se está trabajando sobre él, de no ser así, este podría doblarse o deformarse, en el momento en que la fresa entre en contacto y empiece a desbastar el material.



**Figura 3.51** Mecanizado de placas de soporte de servomotores en base a moldes.

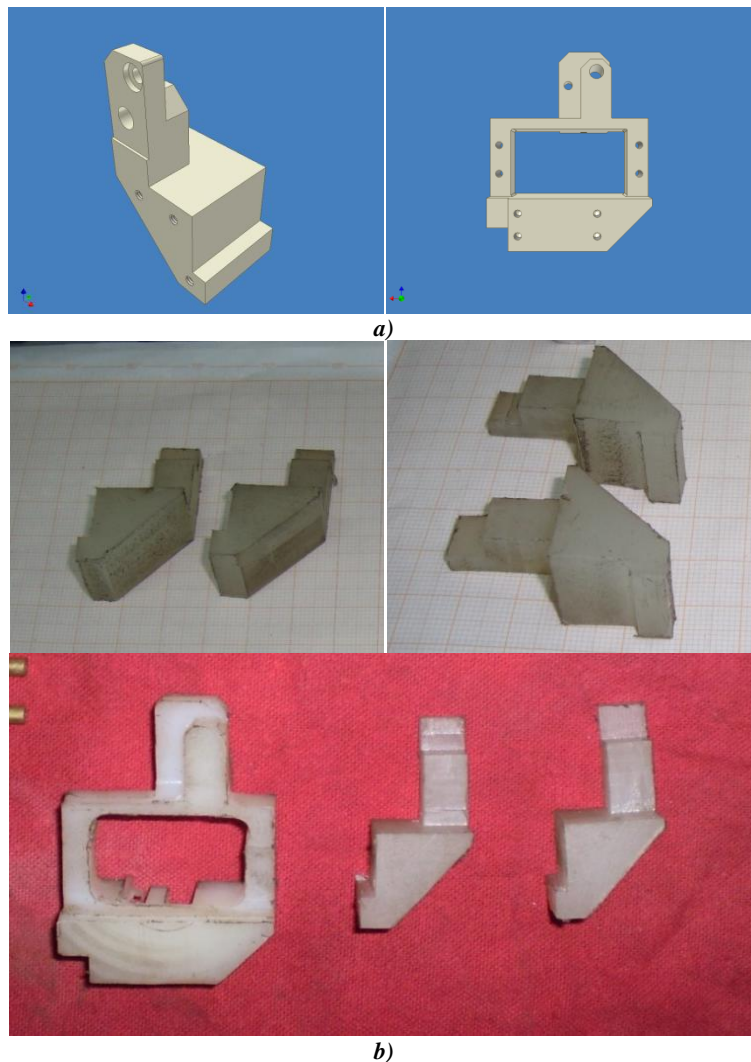
Cabe mencionar, que tanto para la fabricación de estas placas de aluminio, como para las piezas de grilón y de bronce, se utilizó una entenalla fabricada especialmente para trabajar con piezas pequeñas o delgadas, esta entenalla se observa también en la figura 3.51.

Luego de terminar con el desbastado de las placas de soporte de aluminio, fue necesario eliminar las rebabas, para posteriormente pulirlas con lija fina para metal, quedando listas para realizar los agujeros para los tornillos, (ver figura 3.52).



**Figura 3.52** Placas de soporte de aluminio para servomotores.

Debido a que los carpos de grilón poseen una forma un tanto compleja en su geometría, el mecanizado también requirió de más tiempo que en el resto de piezas, ya que la precisión en las dimensiones es crítico, al igual que lo fue en las barras actuadoras, para no alterar el funcionamiento del mecanismo de flexión y extensión de las falanges, y evitar que este se trabe. Las piezas terminadas se puede observar en la figura 3.53b, en las cuales solo hace falta realizar los agujeros para los tornillos y ejes.



**Figura 3.53** Carpos de grilón para el dedo medio, índice y pulgar, a) Diseños previos en Inventor, b) Piezas terminadas.

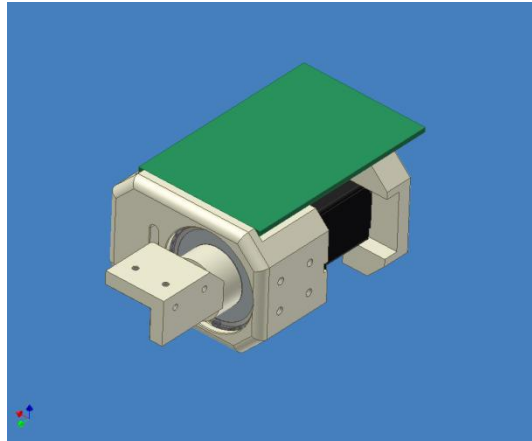
En la imagen se puede observar también el carpo para el dedo pulgar, el cual como ya se estableció anteriormente (v2.4), está construido en una sola pieza de grilón, con el fin de darle mayor estabilidad a la estructura del carpo.

### Construcción de la Articulación de Muñeca

Para realizar el mecanizado de las piezas que conforman esta articulación, se tomó en cuenta que parte del circuito electrónico que controla la mano robot, estará alojado tanto del lado de la muñeca como del lado del brazo, tal como se observa en la figura 3.54.

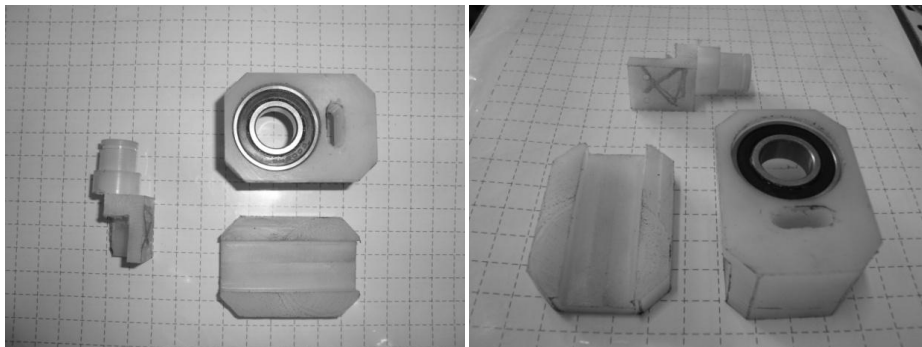


La base donde se sujetara el servomotor HS-485HB (ver Anexo A-11), es la pieza más grande de todo el sistema mecánico, y dado que sostendrá la placa de circuito electrónico, esta se construyó en grilón por su aislamiento.



**Figura 3.54** Diseño de articulación y soporte para servomotor de giro de muñeca.

Para unir las dos piezas de grilón y a su vez sostener el servomotor, se utilizó 4 pernos que se atornillan en los agujeros roscados hechos para el efecto en la base de grilón, esta parte también aloja al rodamiento. Las piezas de grilón tanto del lado de la muñeca como del lado del servomotor más el rodamiento se muestra en la figura 3.55.

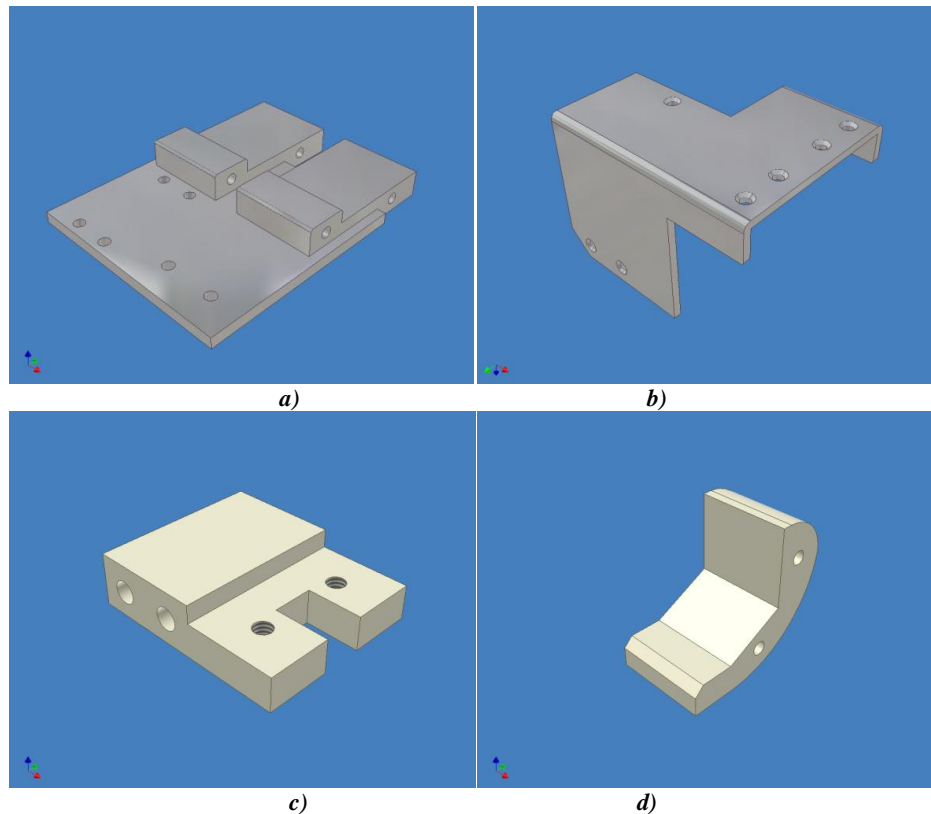


**Figura 3.55** Componentes de articulación de muñeca.

El rodamiento debe ingresar ajustado en la base de grilón, de esta manera se mantendrá firme al momento de que la muñeca gire, sin embargo para mayor seguridad se utilizaron anillos seeger para fijarlo en su sitio. Sobre esta estructura se fijará también el socket o la manga, que le permitirá unir la mano robot al antebrazo del usuario.

### Construcción de Separadores, Tapas y Varios

Los componentes faltantes son: la base metálica donde se sujetaran los carpos de cada dedo; la tapa de aluminio, que a su vez es la palma de la mano y los separadores, los cuales se pueden ver en la figura 3.56.

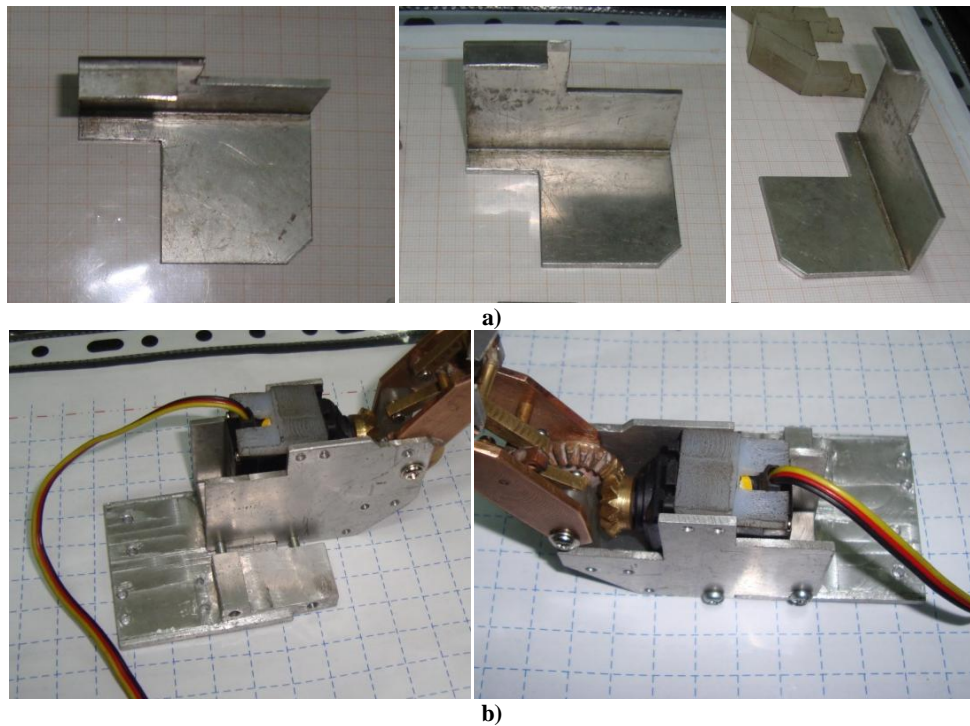


**Figura 3.56** a) Base metálica para carpos. b) Tapa superior o palma.  
c) Separador para servomotores. d) División de primera falange.

La base metálica principal fue elaborada de una platina de aluminio de mayor grosor, con el fin de obtener una sola pieza, como la establecida en el diseño final de la mano. Cabe recordar que previo a la fabricación de esta pieza, se determinó que era más factible construirla de esta manera, en comparación con el diseño previo que contemplaba 3 componentes unidos por tornillos; con esto también se ahorró material y se simplificó el diseño de la estructura de los carpos, para el dedo índice y medio.

Esta base de aluminio ya terminada e incluso con el carpo del índice montado sobre ella, se puede observar en la figura 3.57b, también se aprecia en la imagen el separador del soporte fabricado en grilón.

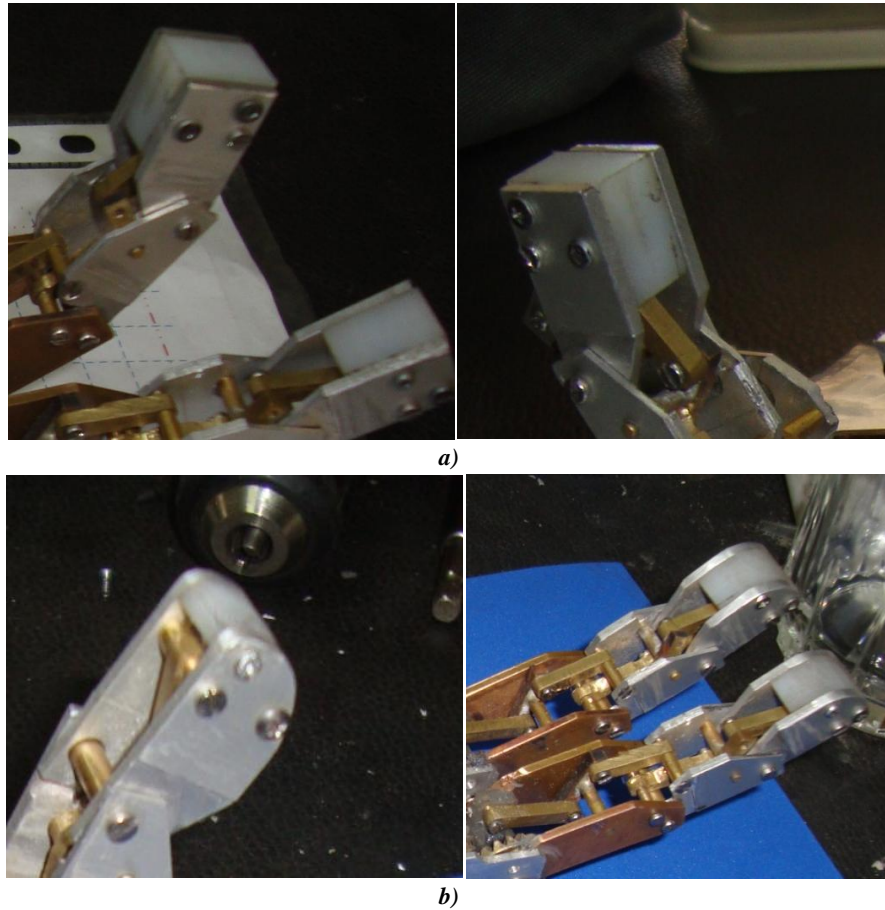
La placa o tapa de aluminio no fue trabajada con la fresa como en el resto de piezas, para fabricarla se partió de una placa delgada de aluminio, que luego se dobló para que adquiriera la forma mostrada en el diseño (ver figura 3.56b), posteriormente se realizaron los cortes y perforaciones necesarios para sujetarla contra el resto de la estructura de la mano, la tapa terminada se muestra en la figura 3.57a.



**Figura 3.57** a) tapa superior, “Palma”, b) base metálica para sujeción de los dedos.

Para terminar el mecanizado de la división de falanges, fue necesario ensamblar la 1ra falange, como se observa en la figura 3.58a, de esta manera la pieza no se moverá de su sitio y se podrá trabajar sobre ella. Terminado este proceso se obtuvo como resultado final el que se muestra en la figura 3.58b.

Es importante que esta superficie quede uniforme y lisa, dado que sobre ella irán montados los sensores de presión o FSR como ya se mencionó, estos sensores son flexibles y pueden adoptar la forma de esta superficie, adicionalmente cada sensor posee un adhesivo que lo fijará permanentemente a la superficie de grilón.



**Figura 3.58** a) División de falanges antes de tallar la superficie cilíndrica.  
b) División y 1ra falange terminada.

Uno de los sensores FSR también será colocado sobre la superficie de la tapa que a su vez es la palma de la mano robot, este permitirá sentir la fuerza ejercida sobre objetos de mayor volumen y en aquellos en los que los sensores FSR de cada dedo no puedan hacer contacto adecuadamente.

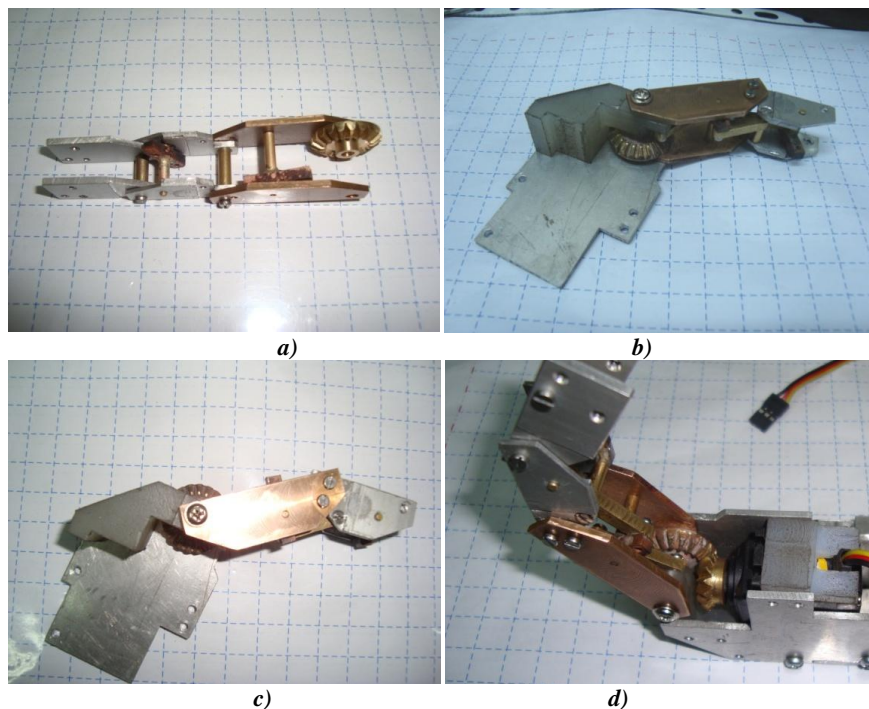
### 3.2.4.3 Ensamblaje de Prototipo

Luego de completado el proceso de fabricación de cada uno de los componentes mecánicos de la mano, ahora se procederá al ensamblado de la mano, aquí hubo superar algunos inconvenientes relacionados con los tornillos a utilizarse, debido a su tamaño, ya que a pesar de que se logró conseguir la mayoría de tornillos de rosca metálica M2, previo al mecanizado de los pasadores y barras; se necesitaba de tornillos aun más pequeños, que serían usados por ejemplo, para sujetar la división de falanges (yema de cada dedo); adicionalmente estos debían ser

autoroscantes o para plástico, por lo que se tuvo que recurrir al deshuesado de equipos electrónicos obsoletos, como lectores de disco antiguos, para obtener estos tornillos tan pequeños. Lo ideal hubiese sido trabajar con un solo diámetro y tipo de rosca en los tornillos, así se aseguraría la compatibilidad de los mismos, para que puedan ser usados en cualquier parte de la estructura de la mano. Pero a pesar de estos inconvenientes se logró obtener un acabado muy bueno, tanto en resistencia estructural como en lo estético.

### Ensamblaje dedo medio e índice

En la figura 3,59 se muestra el proceso de ensamble de un dedo completo, las primeras partes en ser colocadas son los pasadores y las barras actuadoras, pero antes de proceder con el ensamblado, es necesario identificar y numerar cada barra y pasador, de acuerdo a los planos del sistema mecánico (ver Anexo B), con el fin de evitar confusiones y agilizar el proceso al momento de armar el mecanismo de cada dedo. Una vez colocadas las barras y los pasadores en su posición correcta, se ajustan los tornillos de un lado, para posteriormente colocar las falanges complementarias o gemelas, con las cuales se cubre todo el mecanismo de accionamiento del dedo, esto se observa con más detalle en la figura 3.59 a y b.

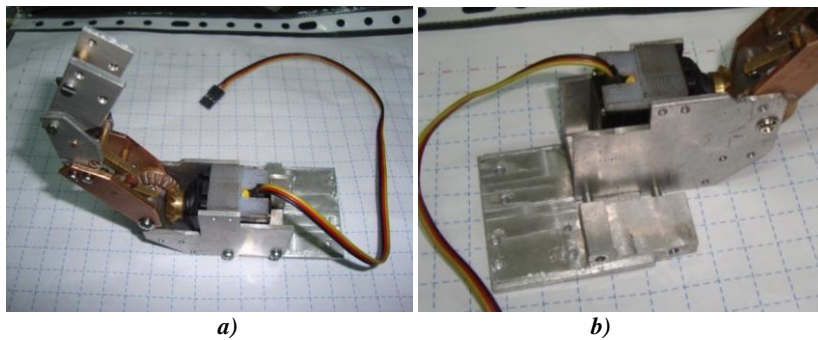


**Figura 3.59** Ensamblado de falanges para dedo índice y medio.



Una vez ensamblado el dedo, se procede a fijarlo en el carpo de grilón mediante un pasador de bronce de 3mm que le permitirá girar (origen de la articulación), este eje posee dos agujeros roscados, uno por cada lado para la fijación con tornillos, los que evitaran que el pasador se salga de su posición, de esta forma también se evitará que el dedo en si se mueva de su lugar, asegurando un adecuado contacto de los piñones cónicos; esto se aprecia con claridad en la figura 3.59 b y d, adicionalmente este pasador y el tornillo ayudan también a fijar uno de los soportes laterales de aluminio para el servomotor (ver figura 3,59 b y c).

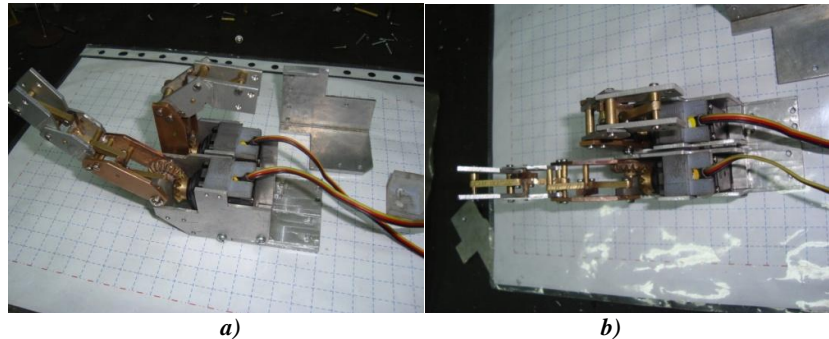
Luego de que se ha colocado correctamente el dedo es su posición y de comprobar que el mecanismo de accionamiento trabaja adecuadamente, se procede a asegurar el servomotor, con los separadores de grilón creados para el efecto, como se observa en la figura 3,59d y 3.60a, pero primero el servomotor debe ser asegurado con sus tornillos respectivos a la placa o base de aluminio principal que sujetara también los dedos restantes, porque de lo contrario luego de montado el carpo de grilón no se podrá acceder a la zona de los tornillos mencionados.



**Figura 3.60** *Dedo índice ensamblado sobre la base principal de aluminio.*

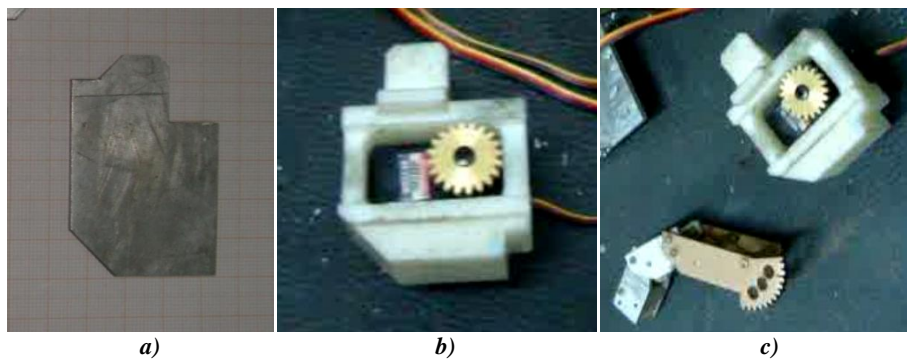
Finalmente se coloca el soporte metálico del lado contrario, tanto para sujetar el carpo de grilón, como para sujetar los soportes de aluminio de ambos lados del servomotor y contra la base principal de aluminio (ver figura 3.60 a y b).

Este proceso se repite para ensamblar el dedo medio, ya que parten del mismo diseño. En la figura 3.61 a y b se puede observar amabas estructuras (dedo índice y medio) montadas sobre la base de aluminio, esta placa también sostendrá al dedo pulgar como ya se mencionó.



**Figura 3.61** Ensamblaje completo sobre la base de aluminio del dedo índice y medio.

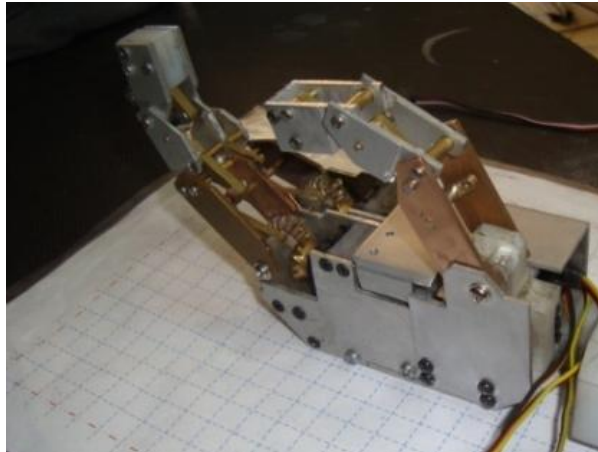
En el caso del dedo pulgar, al igual que el dedo medio, el proceso de ensamblado de las falanges es muy similar, ya que la estructura y mecanismo parten del mismo diseño, la diferencia radica en la estructura del carpo y por ende también en su ensamblaje, este consta del carpo de grilón y de la tapa de aluminio, que a su vez sujeta parte del eje de bronce sobre el cual gira el dedo pulgar (articulación).



**Figura 3.62** Ensamble de dedo pulgar y carpo. a) Tapa de aluminio. b) Carpo de grilón con servomotor montado. c) Dedo pulgar y carpo.

Para ensamblar el carpo del pulgar, primero es necesario que el servomotor sea montado sobre la base de grilón, como se observa en la figura 3.62 b y c, luego de esto se coloca el piñón sobre el eje del servomotor y se lo sujeta con su respectivo tornillo. Para acoplar la tercera falange al eje del carpo del pulgar, es necesario montarlos por separado, es decir una vez que la primera pieza de la tercera falange (lado si engrane) este en su sitio y se compruebe que el resto del mecanismo del dedo esta correctamente ubicado, se procede a colocar la parte complementaria de la tercera falange, justamente la que posee el engrane, esta debe ser fijada tomando en cuenta la posición en la que se encuentre el eje del servomotor, es decir, si el dedo esta flexionado o extendido. Si el dedo esta flexionado, el ángulo del servomotor también debe corresponder a esa posición (puesta en cero del eje), una vez hecho esto es posible fijar la tapa o soporte de aluminio sobre la pieza de grilón, para conformar la estructura completa del carpo pulgar. Terminado este

proceso, es posible ahora sujetarlo a la placa base de aluminio que ya contiene a los dedos índice y medio, quedando la estructura como se muestra en la figura 3.63, se puede ver que la mano va tomando forma como tal.



**Figura 3.63** *Dedo índice medio y pulgar montados sobre la placa de aluminio.*

El proceso de puesta a cero del eje del servomotor, que se mencionó anteriormente para el dedo pulgar, debe ser realizado también en los dedos índice y medio, con el fin de que su rango de movimiento este dentro de los límites mecánicos, y de acuerdo a lo establecido en la etapa de diseño, de esta forma se evitarán inconvenientes al momento del accionamiento del servomotor, que podrían ir desde la apertura incompleta de un dedo, hasta la rotura de los engranes internos de servomotor, por una sobrecarga debida a una obstrucción o porque el dedo ya llegó a su límite de flexión o extensión.

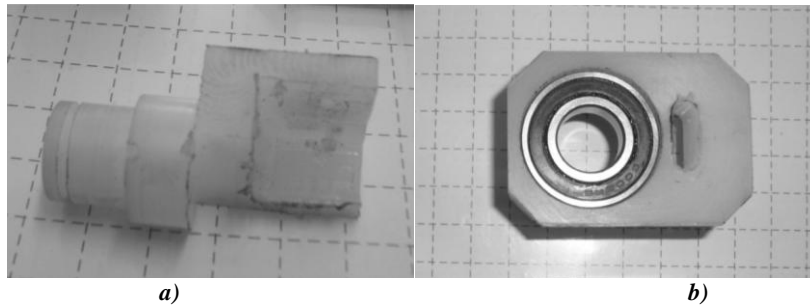
### **Ensamblaje de Articulación y Actuador de Muñeca**

La última etapa en ser ensamblada, es la que contiene al servomotor (ver anexo A-11) de la articulación de giro de muñeca, la cual está constituida por dos secciones, estas se conectan a través del rodamiento, la primera sección contiene al eje principal construido en grilón (ver figura 3.64a) y la segunda que contiene el servomotor. El eje de la primera etapa se conecta con el eje del servomotor a través de una pieza cuadrada de plástico, que encaja perfectamente en el eje de grilón, de esta manera se consigue transmitir el movimiento hacia toda la muñeca.

Al momento de realizar el montaje, es necesario que este quede ajustado lo mejor posible, de lo contrario el eje resbalara debido al peso y a la inercia en el momento del accionamiento, a diferencia del dedo índice medio y pulgar, el ajuste de puesta a cero de los servomotores, se lo realiza desplazando el cuadrado de plástico sobre el eje ranurado del servomotor, hasta que se logre ubicar la posición central, tanto

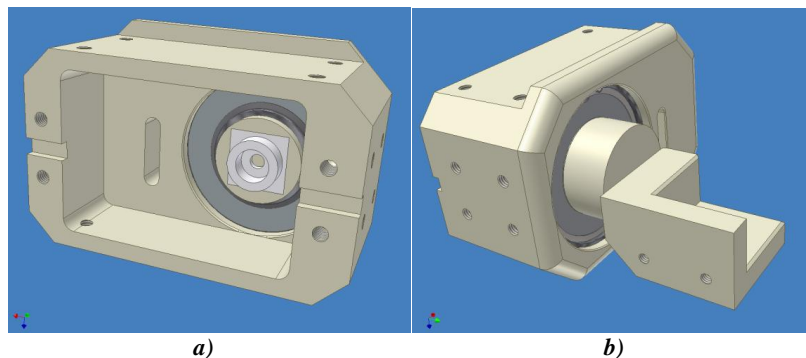


para el servomotor, como para el eje de grilón, por lo que la posición de centro para que la mano gire a la derecha o a la izquierda, es como se muestra en la figura 3.66.



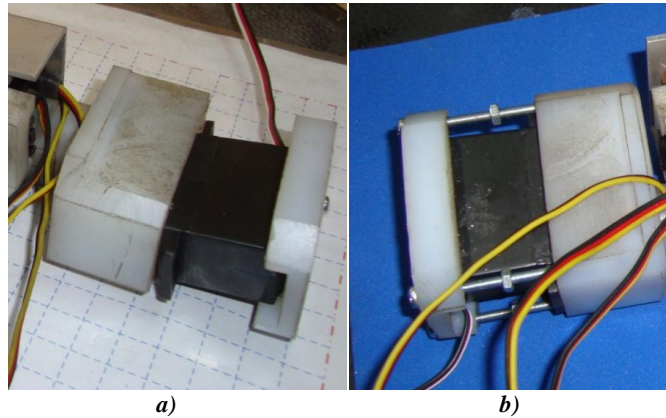
**Figura 3.64** a) Eje de grilón para el giro de muñeca primera sección (unión a)  
b) Rodamiento y segunda sección de grilón (unión b).

Para evitar que el eje se mueva o salga de su posición, se utilizaron anillos seeger, tanto en la parte final del eje, como para sujetar el rodamiento, basándose en el diseño mostrado en la figura 3.65 a y b; adicionalmente en la imagen se observa el cuadrado de plástico, que permite acoplar el eje del servomotor al eje de grilón. Otra función que debe cumplir este eje, es permitir que el cable plano que interconecta los sensores FSR y los servomotores, pueda enrollarse sobre él y evite daños al girar la mano.



**Figura 3.65** Montaje de secciones de unión brazo-muñeca  
a) Anillo seeger en eje de grilón b) Anillo seeger en rodamiento.

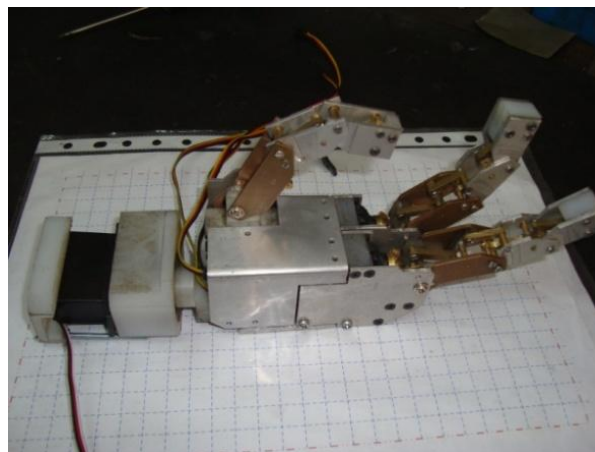
Luego de que se ha montado las dos secciones, que conforman la articulación de la muñeca, se procede a colocar el servomotor y sujetarlo con la contratapa de grilón de la segunda sección, como se observa en la figura 3.66a, pero antes debe asegurarse que el cable plano, haya sido colocado correctamente a través de la ranura, de tal forma que permita girar libremente a la mano y no provoque un bloqueo, que podría dañar al cable o estropear el servomotor por una sobrecarga, una vez comprobado esto, es posible asegurar el conjunto mediante los cuatro tornillos destinados para el efecto, como se aprecia en la figura 3.66b.



**Figura 3.66** Unión de articulación de muñeca y brazo terminada.

### Ensamblaje Mecánico Completo del Prototipo

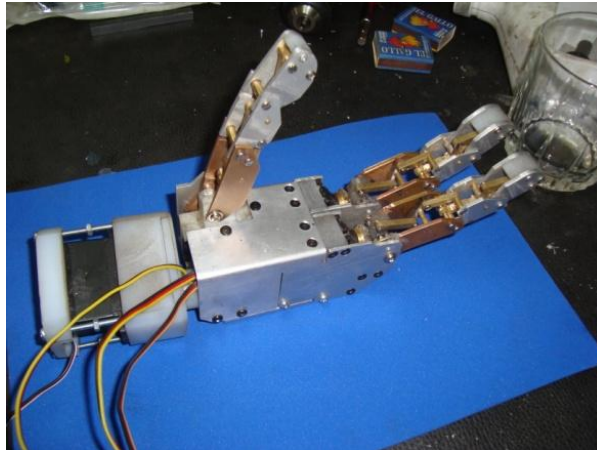
Con el montaje de cada dedo sobre la base de aluminio lista, se puede ahora acoplar la estructura de la unión con el brazo, que contiene la articulación de muñeca, como se observa en la figura 3.67, aquí ya se muestra la tapa que vine a ser a su vez la palma de la mano, luego de ajustar los tornillos el resultado será el mostrado en la figura 3.68, aunque cabe mencionar que es un ensamble preliminar, por cuanto aun no se colocan las tarjetas electrónicas, ni el cableado hacia los sensores, tampoco se encuentran montados los sensores de fuerza FSR.



**Figura 3.67** Primer montaje de todo el sistema mecánico de la mano robot.

Para montar la circuitería electrónica y el cableado interno de la mano, debe tomarse en cuenta el espacio reducido con el que se cuenta, por lo cual fue necesario ser lo más prolijo y ordenado posible, especialmente con los cables de cada servomotor, así como de los cables que se conectan a los sensores de fuerza.

Adicionalmente debido a que en el interior de la mano, ira montada la tarjeta electrónica para los sensores de la mano, fue necesario colocar una mica protectora, para aislar esta tarjeta del resto de la estructura de aluminio y evitar cortocircuitos.



**Figura 3.68** Ensamble mecánico terminado.

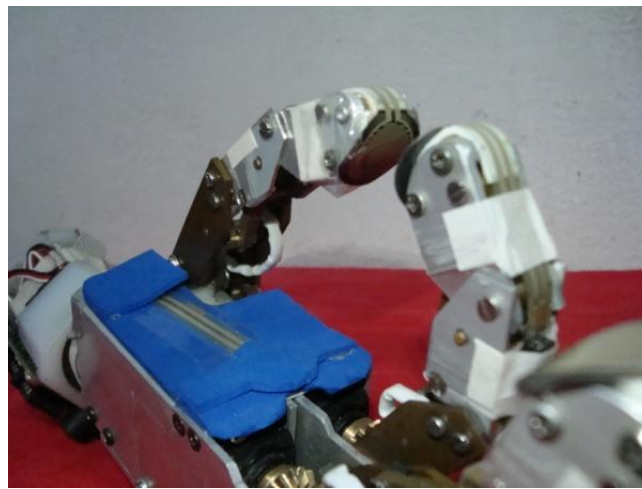
El montaje de los sensores de fuerza sobre la punta de cada dedo y sobre la palma se muestra en la figura 3.69 a y b, estos sensores deben quedar ubicados de tal forma, que permitan sujetar los objetos de manera adecuada, es decir que se pueda mantener el control de la presión ejercida sobre los mismos en todo momento, sin que el sensor se desplace de la posición fijada, para ello se utilizó el autoadhesivo con el que viene provisto cada FSR, este ayudará a que se mantenga firme sobre superficie de grilón, como se observa en la figura 3.69a, para el caso de la yema del dedo índice.



**Figura 3.69** a) Fijación de sensor sobre cada dedo. b) Fijación sobre la palma de la mano.

En el caso del sensor de la palma se acondicionó primeramente una superficie acolchada (ver figura 3.69b) con el fin de mejorar el agarre de la mano, especialmente con los objetos cilíndricos y esféricos grandes, como vasos y frascos, frutas y pelotas de juguete. Debido que el campo de acción o área, donde

pueden actuar los sensores FSR de cada dedo es limitado, fue necesario implementar un cuarto sensor, como ya se manifestó en secciones anteriores, el cual está montado sobre esta superficie acolchada y protegido con una cubierta adicional de este mismo material. El montaje completo de los sensores, se puede observar en la figura 3.70, allí también se logra apreciar el cableado que conecta estos sensores, con la tarjeta de control secundaria, dispuesta en el interior de la mano, estos cables también están protegidos, mediante un aislante eléctrico (espaguete), que además brinda también un soporte mecánico.



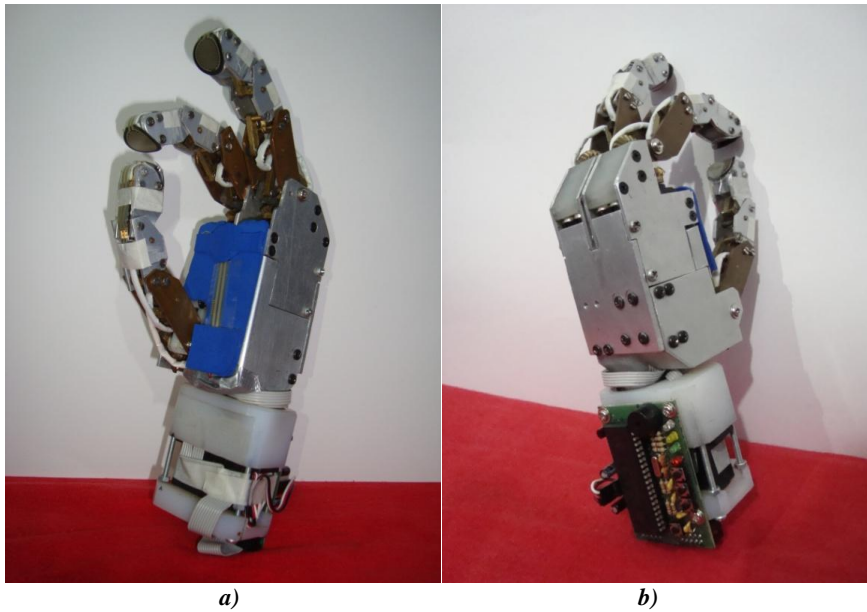
**Figura 3.70** Sensores montados y listos.

Finalmente solo queda por montar la tarjeta electrónica, sobre la unión de la mano con el brazo del usuario, las características de esta tarjeta, se verán en detalle en las secciones siguientes. Para realizar este montaje en dicha base o unión, se recurre a los agujeros que están ya provistos para el efecto, siendo necesario solo conectar adecuadamente el cable plano que une esta tarjeta de control, con la pequeña tarjeta en el interior de la estructura, donde se concentran las conexiones de los sensores FSR y servomotores, como se observa en la figura 3.71.



**Figura 3.71** Montaje de tarjeta de electrónica de control de la mano robot.

El resultado final del montaje del sistema mecánico y del circuito electrónico de control, se aprecia en la figura 3.72, con un peso total de 1.63lb, aunque se debe tomar en cuenta que aún no se ha montado el socket, que sirve para fijarlo al brazo del usuario, sin embargo, esta etapa del desarrollo del prototipo, que ha resultado compleja, queda lista para realizar las primeras pruebas del sistema, en conjunto con la etapa electrónica principal (CPU), que será analizada en la siguiente sección.



**Figura 3.72** Sistema mecánico de la mano robot. a) Vista de sensores.  
b) Vista del circuito electrónico de control.

### 3.3 Arquitectura de Hardware del Sistema

La parte medular del prototipo lo constituye el sistema electrónico, quien se encarga de la detección de las bioseñales del usuario, el procesamiento de las mismas y posteriormente, de acuerdo al resultado obtenido, controla los movimientos ejecutados por parte del sistema mecánico de la mano.

El diseño del circuito electrónico está compuesto por varios componentes o tarjetas, que cumplen funciones específicas, pero siempre apegadas al diseño modular que se observa en la figura 3.73, y alimentadas por una fuente compuesta por varias baterías, las que suministran la energía a las diferentes etapas, teniendo en cuenta que la primera de ellas, la de los bioamplificadores, es una fuente simétrica con referencia de tierra independiente del resto del circuito electrónico, esto como una medida de protección para el usuario (descargas eléctricas de la red) y para aislar ruido externo que se puede transmitir a través de esta conexión, como ya se vio en el capítulo 2.



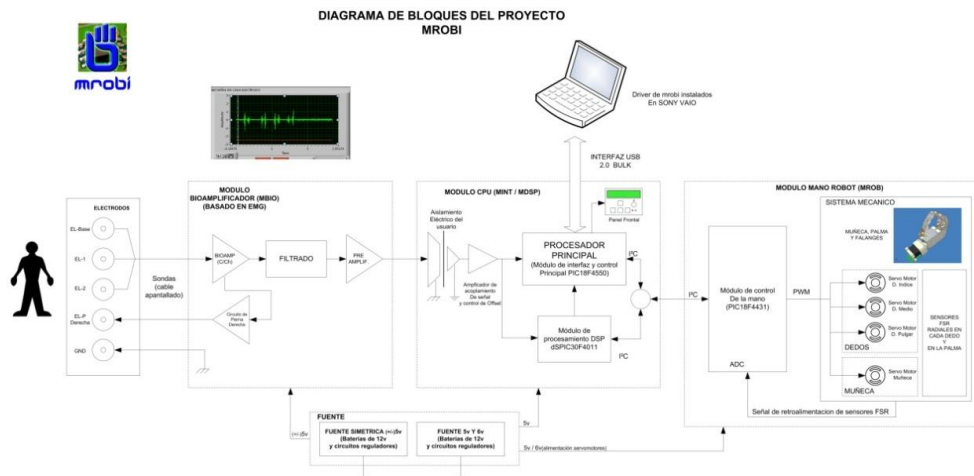


Figura 3.73 Diagrama de bloques del sistema.

### 3.3.1 Circuito de Adquisición de Bioseñales

En base a la teoría vista en capítulos anteriores, se diseñó el canal para la captura de Bioseñales, el cual consta de varias etapas como: el bioamplificador, con sus buffers de entrada; la etapa de retroalimentación del ruido en modo común o circuito de pierna derecha; la etapa de filtrado, la cual a su vez se divide en: filtro muesca con ajuste de precisión, para eliminar la frecuencia de la red eléctrica (60Hz), filtro pasa alto y filtro pasa bajo, con frecuencias de corte de 50Hz y 2kHz respectivamente, estos valores de frecuencias de corte están de acuerdo al espectro de la Bioseñal que contiene información útil, como se determinó en el capítulo 2; finalmente se tiene una segunda etapa amplificadora, compuesta por dos amplificadores operacionales TL084CN, que acondicionan la señal tanto en amplitud como en el nivel de offset; la señal que entrega esta etapa ingresa a un circuito de acoplamiento óptico, conformado por varios transistores y especialmente por el opto-acoplador analógico HCNR200 (ver anexo A-4), esta parte del circuito está implementado en la tarjeta principal o CPU, el cual permite aislar completamente la fuente simétrica del circuito bioamplificador, con la fuente del circuito CPU que es de +5V; este circuito de acoplamiento, se verá con más detalle cuando se analice esta tarjeta.

#### 3.3.1.1 Diseño del Canal de Adquisición

El bioamplificador tiene como núcleo principal, el amplificador instrumental diferencial AD620AN (ver anexo A-1), que fue analizado en el capítulo 2, debido a sus características de fabricación de alta precisión, que aseguran una mayor estabilidad y una mejor respuesta al ruido, especialmente al que proviene del paciente, por su factor de rechazo en modo común alto.

Los buffers son fundamentales para anular el efecto de la impedancia de los electrodos, así como de la interfaz con la piel y la piel en sí misma, (ver sección 2.2.2 y 2.3.2), debido a esto se trabajo con Amp. Operacionales de buena calidad, en este caso se escogió el CI OPAMP TL084CN (ver Anexo A-2), este amplificador posee una elevada impedancia de entrada, debido a sus entradas FET.

Mediante las ecuaciones vistas en el capítulo 2, en el apartado sobre filtros, se realizó el cálculo de los componentes necesarios para la etapa del Filtro Bessel y en base a la estructura mostrada en la figura 3.75. Para optimizar y agilizar el cálculo se utilizó una hoja de Excel, mediante la cual se determinó los valores de resistencias y condensadores, de acuerdo a las constantes  $k_1$ ,  $k_2$  y  $k_3$  establecidas para el Filtro Bessel (ver sección 2.4). Esta hoja se aprecia en la figura 3.74.

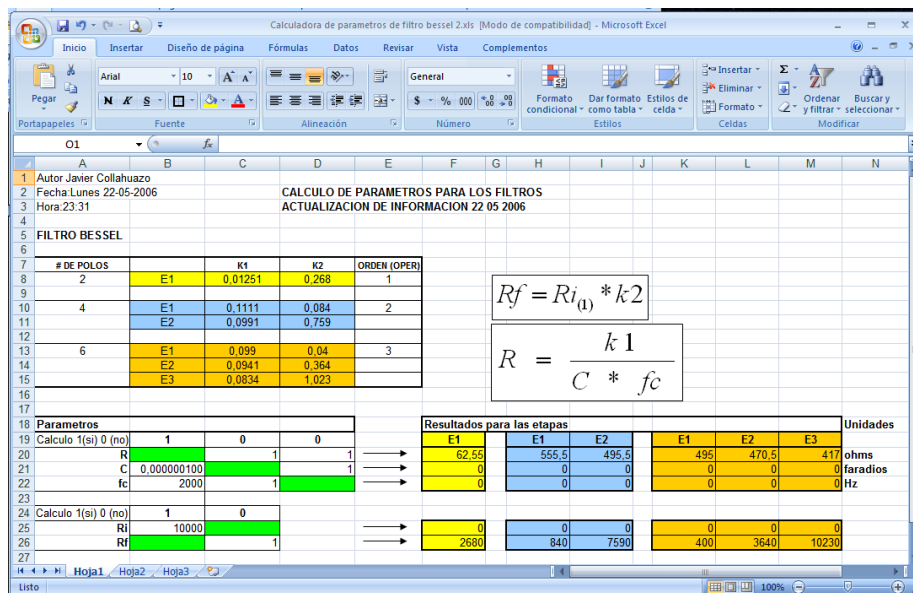


Figura 3.74. Hoja de cálculo para parámetros de Filtro Bessel.

A partir de esta hoja de cálculo, se obtuvo los valores que se presentan en las tablas 3.10 y 3.11. Los cuales se comprobaron satisfactoriamente, primero a partir de la simulación de los circuitos, para posteriormente armarlos en un protoboard, donde también superaron las pruebas de funcionamiento, estas pruebas se verá en detalle en la siguiente sección.

El esquema del canal completo se presenta en la página o anexo B-1 del documento, pero en la figura 3.76, se puede observar el diseño base de este circuito, en lo referente al bioamplificador y a la etapa de filtro, para proceder con las pruebas. En el diseño electrónico, tanto de esta etapa como en el resto del sistema electrónico, se utilizó el software Protel DXP.

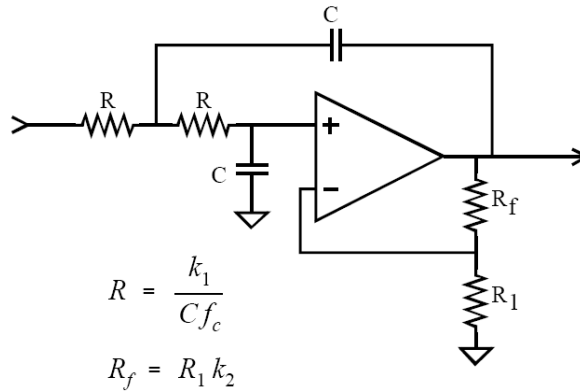


Figura 3.75 Estructura Sallen Key y parámetros usados en el circuito de filtrado.

Tabla 3.10 Parámetros para el filtro pasa alto  $f_c=15\text{hz}$ .

# DE POLOS	ETAPAS	K1	K2	ORDEN (OPER)
6	E1	0,099	0,04	6
	E2	0,0941	0,364	
	E3	0,0834	1,023	
Valores de Componentes	ETAPAS			
	E1	E2	E3	
R( $\Omega$ )	66000	62733,3333	55600	
C( $\mu\text{F}$ )	0.1	0.1	0.1	
Fc(Hz)	50	50	50	
Ri( $\Omega$ )	10000	10000	10000	
Rf( $\Omega$ )	400	3640	10230	

Tabla 3.11 Parámetros para el filtro pasa bajo  $f_c=2000\text{hz}$ .

# DE POLOS	ETAPAS	K1	K2	ORDEN (OPER)
6	E1	0,099	0,04	6
	E2	0,0941	0,364	
	E3	0,0834	1,023	
Valores de Componentes	ETAPAS			
	E1	E2	E3	
R( $\Omega$ )	495	470,5	417	
C( $\mu\text{F}$ )	0.1	0.1	0.1	
Fc(Hz)	2000	2000	2000	
Ri( $\Omega$ )	10000	10000	10000	
Rf( $\Omega$ )	400	3640	10230	



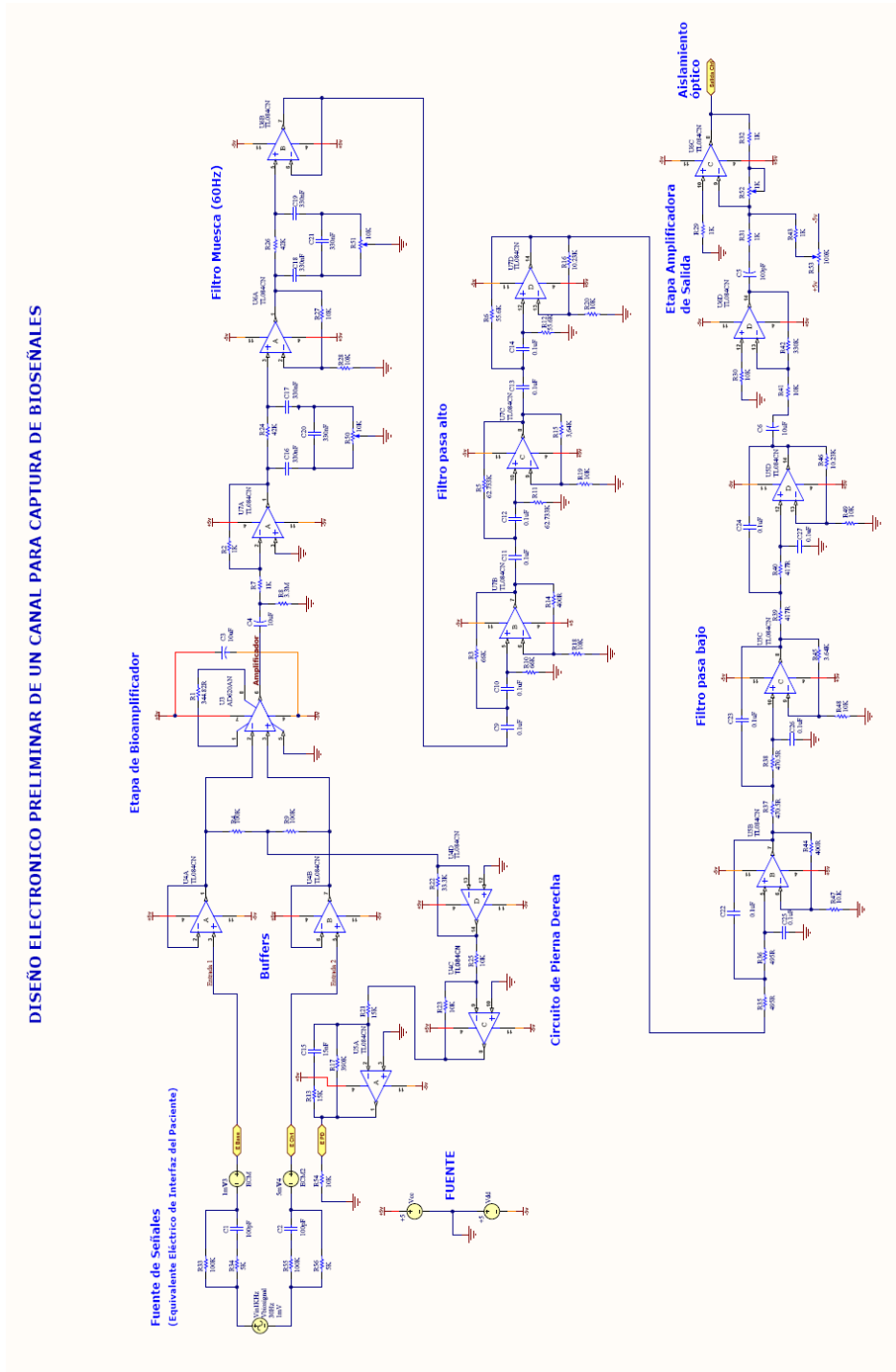


Figura 3.76 Esquema electrónico preliminar del canal de bioseñal.

### 3.3.1.2 Pruebas en Simulador y Hardware

Es importante antes de montar un circuito real y definitivo, realizar las simulaciones necesarias, con el fin de prevenir fallas, que en la práctica podría significar, que ciertos componentes terminen por quemarse o que se sobrecarguen, por una falla en su dimensionamiento, lo que al final implica costos. Además en una simulación, es posible contar con más instrumentos que permiten monitorear su funcionamiento, esto no siempre es posible en la práctica, debido a las limitaciones para conseguir determinados instrumentos, como son: generadores de funciones, analizadores de espectro, osciloscopios, entre otros; sin embargo hay que tener en cuenta que un simulador no es 100% confiable, por más sofisticado que este sea, por ello se tendrá que montar cada circuito en un protoboard y comprobar su funcionamiento, como paso final antes de la construcción del circuito definitivo en una tarjeta PCB.

Cabe destacar que, para poder realizar la simulación del canal de registro de Bioseñal, fue necesario dividirlo en etapas, debido a que muchos programas como el Protel DXP, el PSPICE y el ISIS de Proteus 7.4, tienen un límite de nodos o capacidad para simular circuitos, es decir, si el circuito resulta muy complejo, el software no conseguirá procesar la información y presentará un mensaje de error, esto sucedió especialmente cuando se trató de simular la captura de una bioseñal, a través del CI AD620AN, en conjunto con el resto del circuito del canal de registro.

Pese a estos inconvenientes, el software de simulación que más ventajas presenta, es el Proteus 7.4; este software tiene una amplia variedad de componentes analógicos como digitales, junto con una amplia gama de instrumentos virtuales, además de permitir la simulación casi en tiempo real de microcontroladores.

#### Simulación de Filtros

En la figura 3.77 se muestra el esquema del circuito para el filtro muesca o filtro Notch implementado, en el cual se puede apreciar que los componentes utilizados, especialmente resistencias, son de valores comerciales, ya que una ventaja adicional del simulador es, que trabaja con componentes que se puedan conseguir en el mercado. En la simulación mencionada, se puede apreciar la respuesta del mismo en el dominio de la frecuencia, donde puede notarse la atenuación sobre los 60Hz, característico de este filtro, además en el lado izquierdo se puede observar también, la respuesta transitoria de este filtro, el cual se estabiliza alrededor de los primeros 80ms de funcionamiento del circuito.

FILTRO NOTCH 60HZ EN 2 ETAPAS

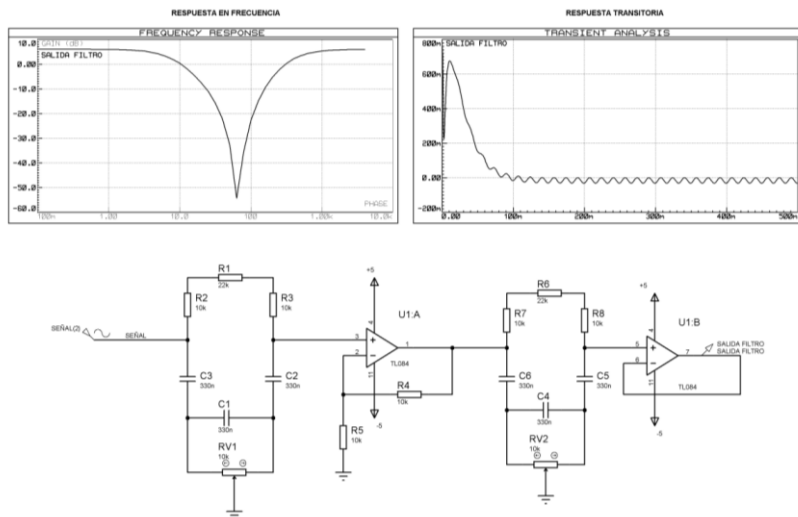


Figura 3.77 Simulación de filtro Notch 60hz, para eliminar ruido de la red eléctrica.

Seguidamente se tiene la simulación de los filtros, pasa bajo y pasa alto besel, cuyos circuitos se pueden apreciar en las figuras 3.78 y 3.79; al igual que en el caso anterior, aquí también se pueden observar las respuestas en frecuencia de cada filtro, junto a su respuesta transitoria. Este circuito, al igual que todo el canal de adquisición, estará alimentado por una fuente simétrica de +/-5v. La combinación de estos dos filtros, actuará como un solo filtro pasa banda, con un ancho de banda que va desde los 50hz hasta los 2Khz.

FILTRO PASA BAJO BESSEL ORDEN N=6 (3 Etapas)

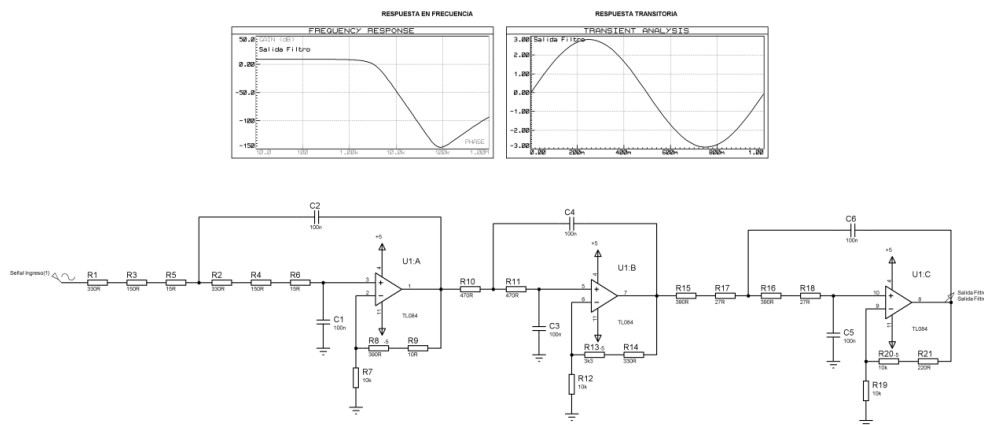


Figura 3.78 Simulación de filtro pasa bajo Bessel.

FILTRO PASA ALTO BESSEL ORDEN N=6 (3 Etapas)

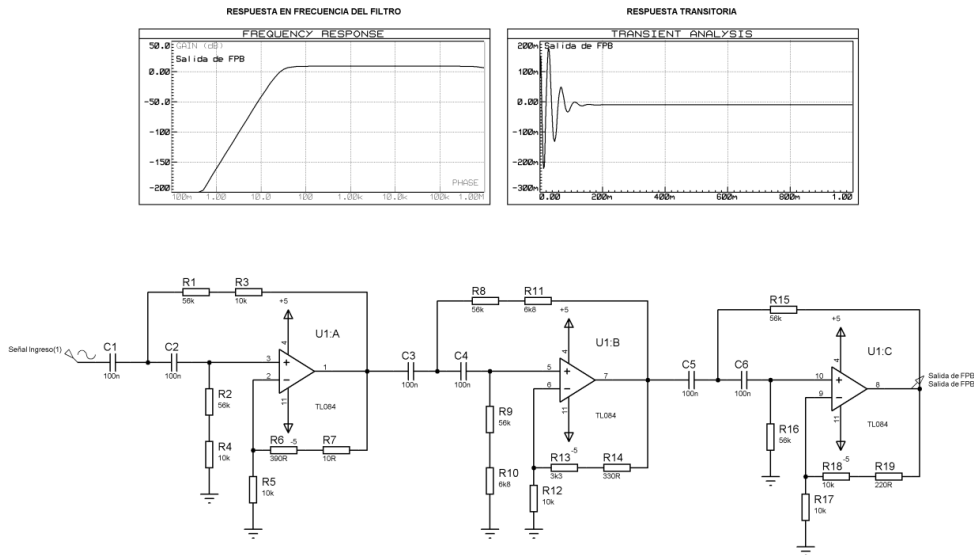


Figura 3.79 Simulación de filtro pasa alto Bessel.

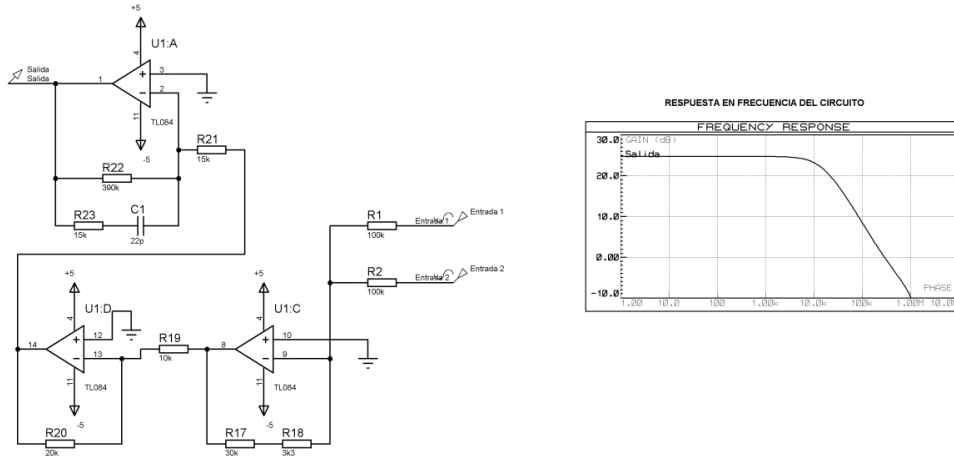
**Simulación de Circuito de Pierna Derecha**

La simulación de este circuito resultó fundamental, debido a que permitió realizar los ajustes necesarios para acoplarlo al canal de adquisición, este circuito (ver figura 3.80) debe trabajar de manera óptima, es decir debe realimentar el ruido hacia el usuario o paciente, de tal forma que logre anularlo casi por completo.

Es a partir de estas pruebas, que se logró determinar un problema en el circuito previamente utilizado, ya que el mismo estaba originalmente diseñado para trabajar con señales ECG, en un rango de frecuencias diferente, a la del resto del circuito de adquisición de Bioseñales. Luego de realizar los ajustes necesarios, se consiguió obtener una mejor respuesta en la retroalimentación del ruido hacia el usuario.

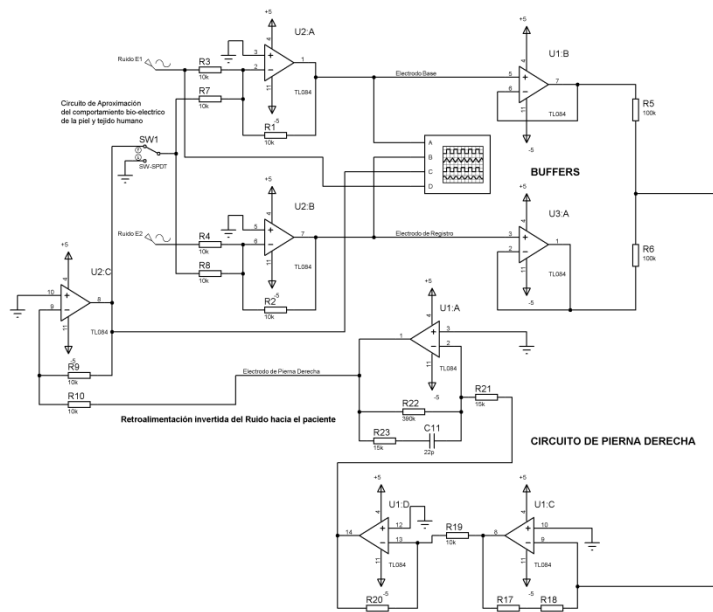
Para las pruebas en el simulador, se utilizó un conmutador (ver figura 3.80b) para que conecte y desconecte este circuito de la fuente de ruido artificial, creada para el efecto, basándose en las características que posee una bioseñal ruidosa, y de esta manera apreciar como el ruido es anulado casi en su totalidad.

SIMULACIÓN CIRCUITO DE PIERNA DERECHA



a)

SIMULACIÓN DE CIRCUITO DE PIERNA DERECHA

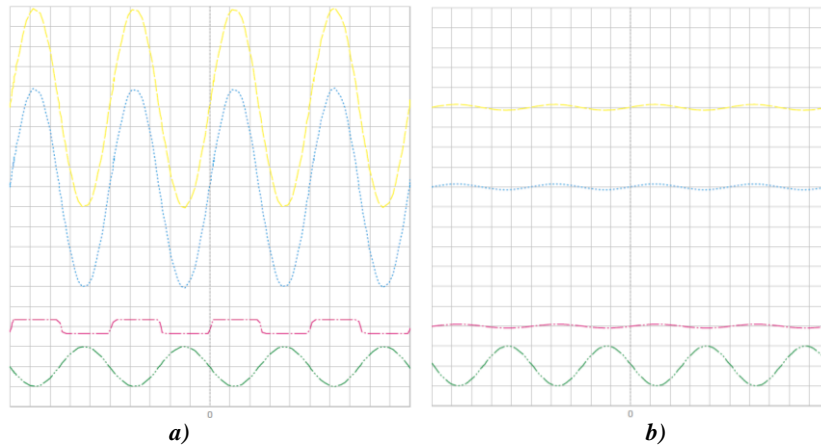


b)

Figura 3.80 a) Respuesta en frecuencia del circuito de pierna derecha.  
b) Esquema de simulación del circuito de pierna derecha.

En la figura 3.80a se observa la respuesta del circuito, en el dominio de la frecuencia, de allí se destaca que el mismo puede retroalimentar el ruido hasta una frecuencia de 10Khz, que es donde se ubican la mayoría de las fuentes de ruido, que podrían afectar al circuito. El esquema de simulación principal es el que se observa en la figura 3.80b y en la figura 3.81 se puede apreciar el comportamiento

de este circuito, a partir de las capturas de pantalla del osciloscopio virtual, tanto en el momento en que se realimenta el ruido (fig. 3.81b), y cuando es desconectado a través del conmutador (fig. 3.81a), las señales en amarillo y azul corresponde a la fuente de ruido, que como se analizó en el capítulo anterior, son idénticas en cada electrodo y se usa esta característica para eliminar el ruido del paciente.

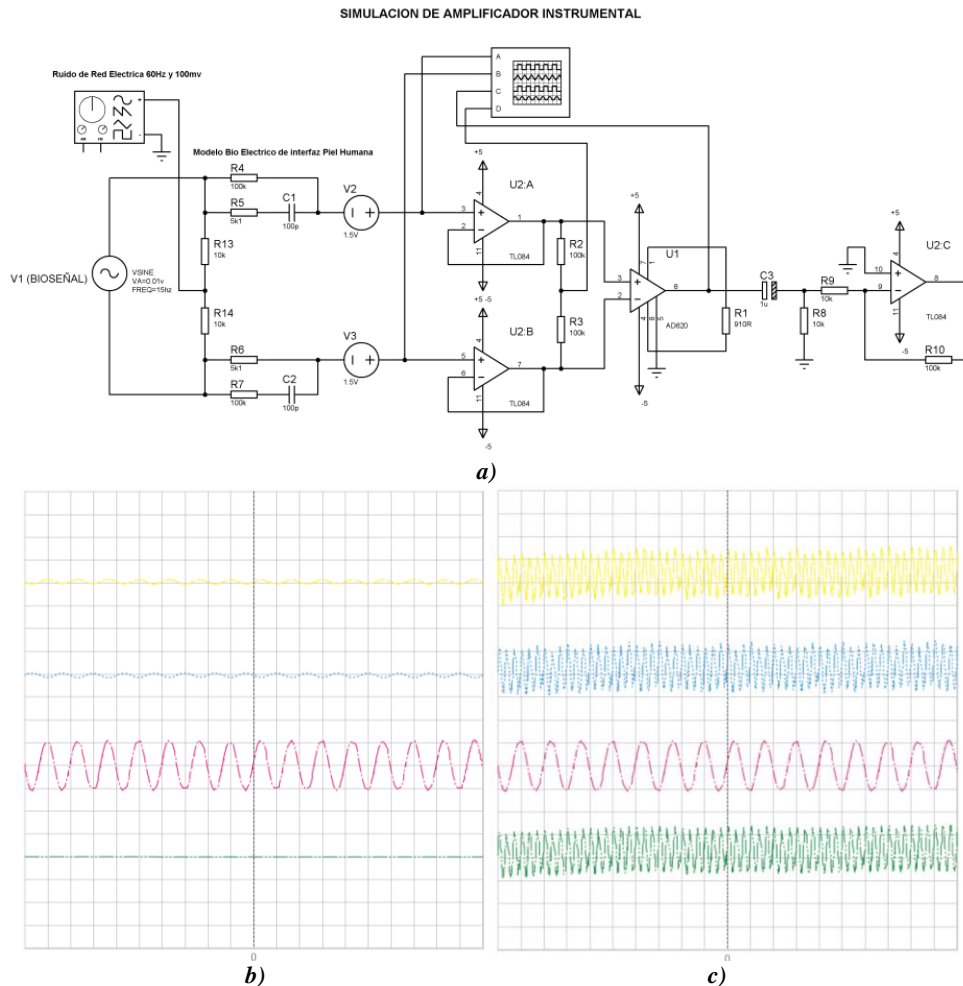


**Figura 3.81** Captura de pantallas de circuito de pierna derecha.  
a) Circuito con señal ruidosa. b) Circuito con ruido retroalimentado.

### Simulación de Amplificador Instrumental

Pese a los inconvenientes y limitantes del simulador, fue posible realizar una prueba básica, que permitió apreciar el comportamiento de la señal desde su origen y de cómo el ruido, en condiciones ideales, es rechazado por el amplificador; pero al momento de surgir variaciones en los parámetros del modelo bioeléctrico de la interfaz del electrodo y piel humana (situación real), surgen distorsiones que en la práctica son complejas de eliminar, debido a que dependen de la fijación de los electrodos sobre la superficie de la piel, por lo que es necesario asegurarse que estos queden firmemente sujetos a la misma; como recomendación se debe procurar, que tanto la superficie de la piel como la del electrodo, sea previamente limpiadas, de preferencia con suero fisiológico o alcohol. En la figura 3.82a se observa el esquema de simulación y en la figura 3.82 c y b las capturas de pantallas del osciloscopio, para señales con y sin ruido de 60hz respectivamente.

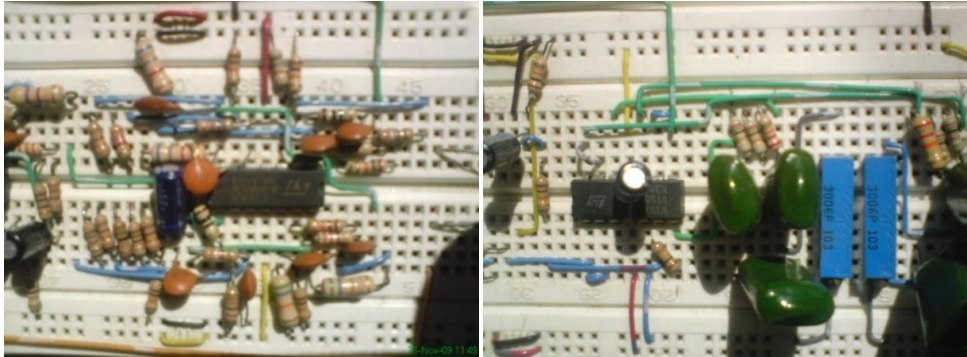
Las señales en amarillo y azul corresponden a la señal que ingresa por cada electrodo, luego de atravesar por la interfaz de electrodo y piel humana, cuyo modelo bioeléctrico es tomado en cuenta para la simulación, la señal en rojo corresponde a la bioseñal capturada y amplificada por el Amp. Instrumental, finalmente la señal en verde corresponde al ruido, que se obtiene del partidor y que se utiliza para retroalimentarlo, a través del circuito de pierna derecha.



**Figura 3.82** Simulación de Amplificador de instrumentación. a) Esquema y modelo bioeléctrico de interfaz. b) Señal sin ruido de red. c) Señal ruidosa.

### Pruebas Realizadas en Protoboard

Con el circuito montado sobre el protoboard (ver figura 3.83), se realizaron las primeras pruebas y ajustes del canal de registro, con la ayuda de un osciloscopio; cabe recalcar que es muy importante que los cables utilizados para los electrodos, estén apantallados, para reducir el efecto del ruido del ambiente circundante y de los equipos que estén funcionando cerca, como es el caso de fuentes conmutadas; además como se indicó, el filtro muesca debe ser calibrado de forma tal, que el ruido procedente de la red eléctrica (60Hz) sea eliminado en su mayor parte, de esta manera se tendrá una bioseñal con menos distorsión, antes de ser digitalizada y procesada en la siguiente etapa.



**Figura 3.83** *Filtros Bessel y notch montados sobre el protoboard.*

En la figura 3.83 se observa una parte del canal para el registro de Bioseñales, donde se aprecian los potenciómetros de precisión, para ajustar el filtro notch, en el caso de los filtros pasa bajo y alto, no es necesario realizar ajustes, únicamente se ratificó su funcionamiento de acuerdo a lo obtenido en el simulador, sin embargo, en el caso del filtro notch, que elimina el ruido de la red, si debió ser ajustado con la ayuda del osciloscopio, completado esto, el circuito paso las pruebas satisfactoriamente.

Como ya se adelantó en un primer momento, este circuito estará construido en una tarjeta independiente a la del CPU y, se incorporó una mejora adicional, que consiste en que el diseño permita acoplar nuevos canales de adquisición, si fuese necesario, esto se verá en detalle en la siguiente sección, con el diseño definitivo de las tarjetas electrónicas o PCBs.

### 3.3.1.3 Diseño y Construcción del Circuito PCB

Una vez que se cuenta con toda la información necesaria, especialmente de la etapa de pruebas del circuito, es posible realizar ahora el diseño de las tarjetas de circuito impreso o PCBs, del canal para bioseñales.

En base al sistema modular de la figura 3.1, se pensó en una tarjeta desmontable, que contenga al circuito bioamplificador junto con la etapa de filtrado y pre amplificación, para un solo canal de registro (ver figura 3.84); de tal forma que habrá una tarjeta por cada canal de registro de bioseñales, las cuales se acoplaran a través de una peinetas o conector IDE de 9x1, a la tarjeta o mainboard principal, como se verá en la secciones siguientes y, será capaz de soportar hasta 3 de estas tarjetas.



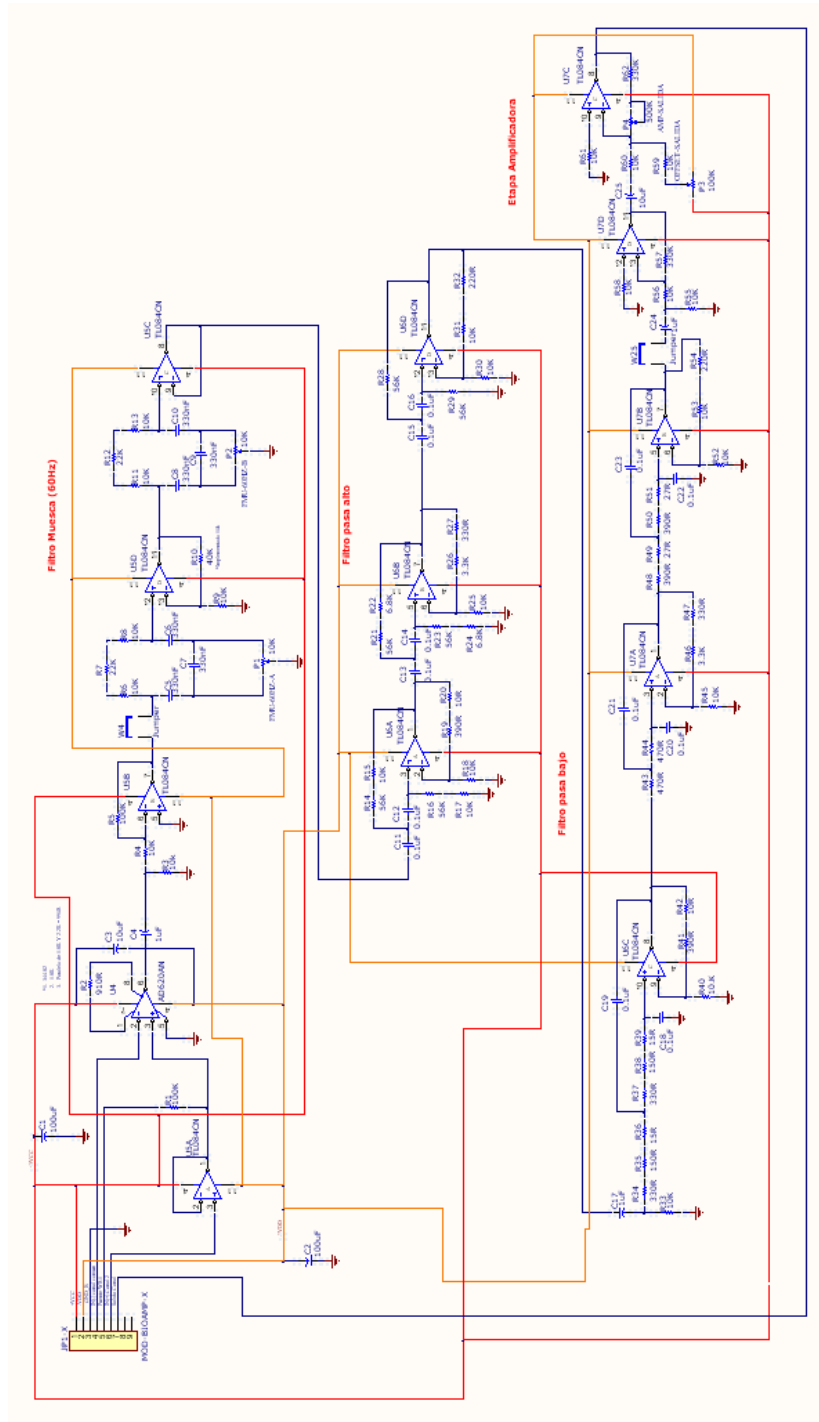


Figura 3.84 Esquema del diseño de tarjeta para un canal de registro.

Parte del circuito que alojará a los módulos o canales de registro, se muestra en la figura 3.85. Allí se puede apreciar el circuito de pierna derecha, que está conectado a su terminal de electrodo respectivo, el buffer para la entrada común a todos los canales y que estará a su vez conectado al electrodo base, también se aprecia la conexión que tendrá cada terminal de electrodo, de acuerdo al conector IDE de cada canal.

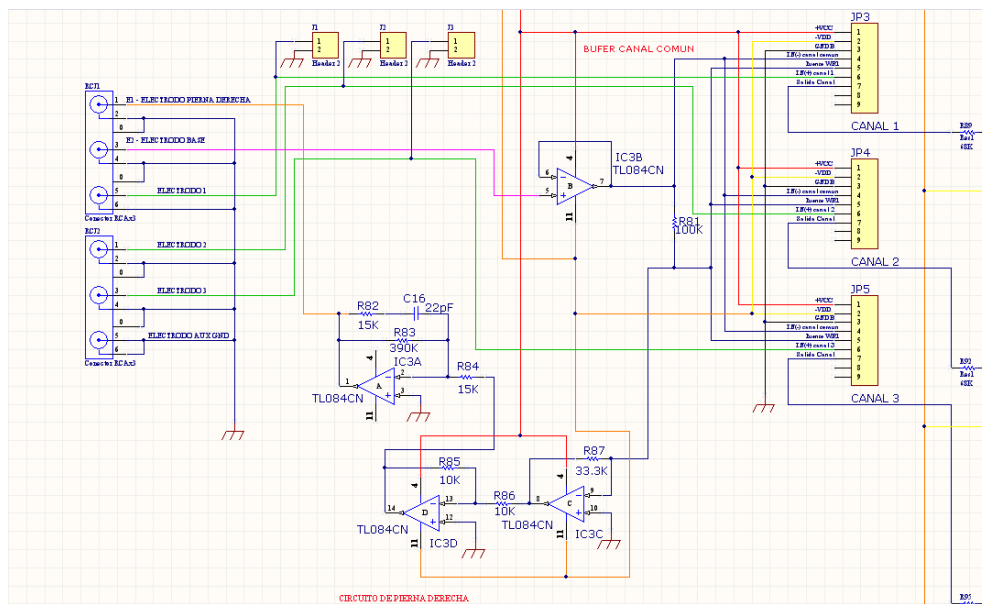


Figura 3.85 Tarjeta base para los canales de registro de bioseñales.

El resultado final del diseño de la tarjeta electrónica, se tiene en la figura 3.86, el PCB de Esta tarjeta está diseñado en dos caras, con el fin de optimizar y reducir el tamaño de la misma. Tanto este diseño como del resto de circuitos y tarjetas se encuentran en el Anexo B-1. Finalmente en la figura 3.87 a y b se muestra a esta tarjeta de forma virtual y en 3D, donde se puede apreciar la cara frontal, con los componentes y en la cara posterior el plano de tierra. En la figura 3.87 c y d se aprecia la tarjeta ya terminada, antes y después de soldar los componentes.

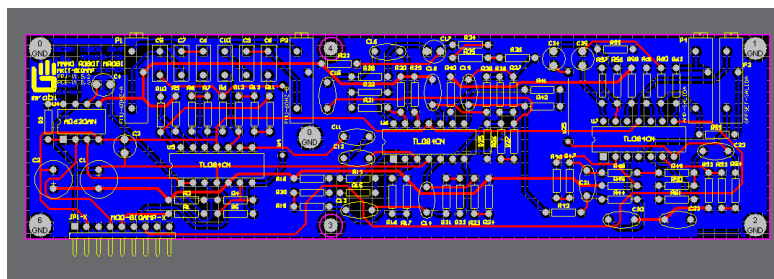
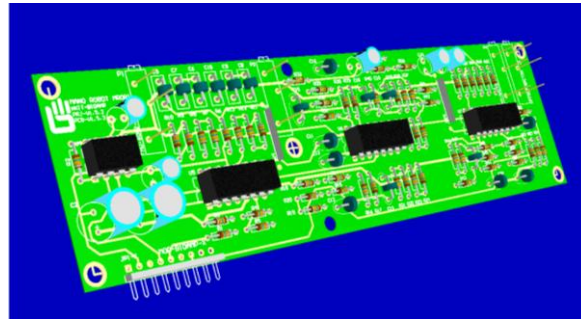
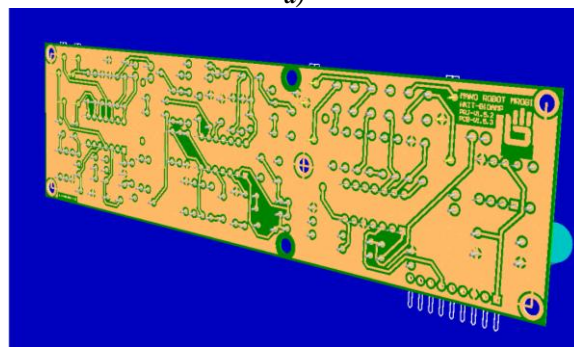


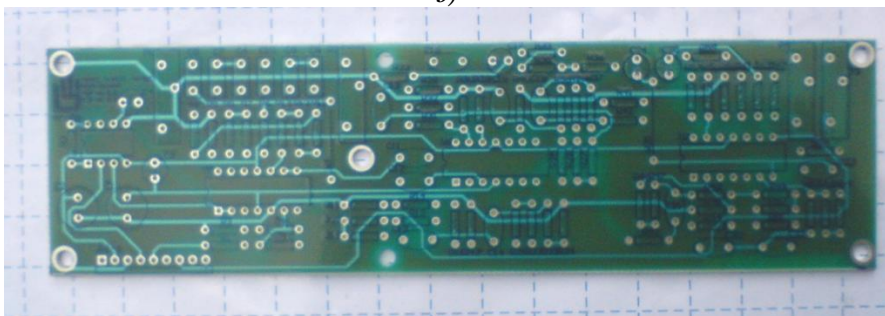
Figura 3.86 Vista frontal del PCB para un canal de registro de bioseñales.



a)



b)



c)



d)

Figura 3.87 a) Diseño 3D virtual de tarjeta PCB para un canal de registro. b) Vista posterior 3D.

c) Vista frontal de tarjeta PCB terminada. d) Tarjeta con componentes soldados.

### 3.3.2 Circuito de Procesamiento de Bioseñales

Esta etapa es ahora la encargada del procesamiento de las señales capturadas, por los canales de registro EMG, para ello es necesario primero digitalizar las señales, por medio del conversor digital, que posee tanto el microcontrolador PIC18F4550 como el dsPIC30f4011. Como ya se sabe, según el teorema de muestreo de Nyquist, la frecuencia de muestreo mínima de una señal debe ser igual al doble de la frecuencia de dicha señal, por lo tanto según la banda que se está manejando para las señales EMG, estas llegan a un máximo de 2Khz, por ello la frecuencia mínima aceptable sería de 4Khz, sin embargo, se escogió 6Khz con el fin de mejorar la calidad de muestreo. En un principio se estuvo manejando una frecuencia de 8Khz, pero debido a inconvenientes derivados del software y de la comunicación USB, que se verá en detalle en la sección de arquitectura de software, impidió que se pueda seguir trabajando con dicha frecuencia de muestreo, adicionalmente se utilizó una resolución de 10bits en el ADC, lo que permitió tener una mayor precisión en la señal digital.

#### 3.3.2.1 Diseño de Módulo de Control Principal

Este módulo será el encargado de controlar todo el sistema, y cumplirá funciones como: establecer la interfaz de comunicación USB con el computador; activación y desactivación del resto de módulos, como son el Módulo DSP y el módulo MROB; pruebas de diagnóstico de funcionamiento del sistema, ya sea de la comunicación entre los módulos por vía I2C, como del funcionamiento mecánico de la mano; además se encargará del comando para el encendido y apagado del prototipo, mediante el control de 2 relés que conectan y desconectan la alimentación de todo el sistema electrónico, a excepción de la alimentación del mismo pic18 (módulo de control principal), quien permanecerá en modo sleep o bajo consumo, cuando el resto de circuitos se encuentren desconectados. El análisis detallado del software de este módulo, se lo realizará en la sección de arquitectura de software, por ahora la atención se centrará en el diseño electrónico en si del mainboard principal, que alberga a este módulo junto con el de procesamiento DSP. El acceso o control de todas las funciones que posee este módulo, se lo realiza a través de un menú interactivo implementado sobre el mismo, para lo cual el circuito cuenta con un display LCD de 16x2, donde se podrá monitorear en todo momento el estado del sistema, a partir de mensajes que se desplegarán sobre este.

En la figura 3.89 se puede observar parte del esquema de la tarjeta mainboard, donde se encuentra alojado el módulo de control, que como se indicó estará implementado a partir de un microcontrolador de gama alta, de la familia 18F4x5x, en este caso el PIC18F4550 (ver figura 3.88), el cual cuenta con varias prestaciones, como permitir una comunicación por vía USB a través del módulo respectivo, también se puede comunicar por vía I2C, en modo Máster o Slave,

adicionalmente este chip cuenta con 4 timers y un ADC de 10 canales, con 10bits de resolución entre otras características, detalles adicionales se pueden encontrar en el Anexo A-5.

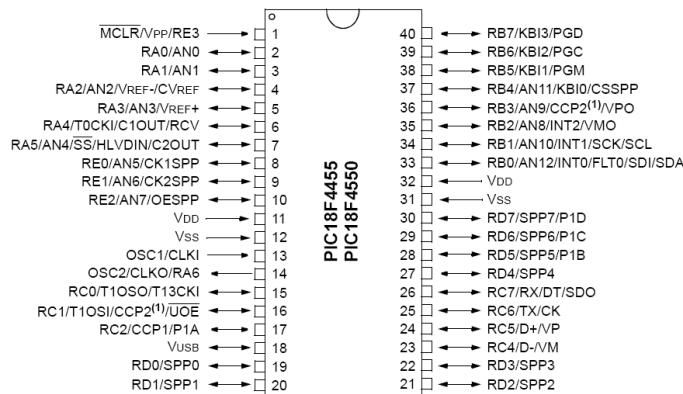
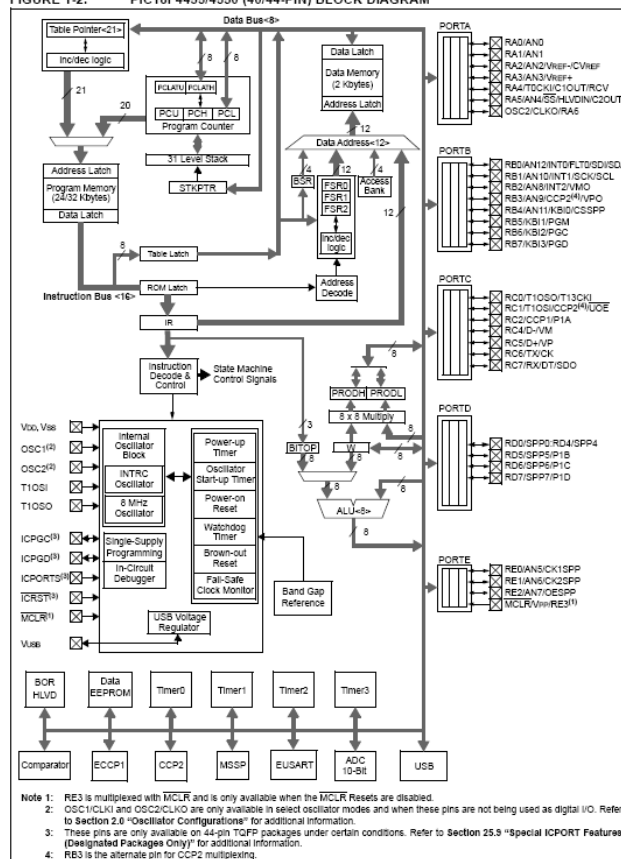


FIGURE 1-2: PIC18F4455/4550 (40/44-PIN) BLOCK DIAGRAM



Note 1: RE3 is multiplexed with MCLR and is only available when the MCLR Resets are disabled.  
 2: OSC1/CLKI and OSC2/CLKO are only available in select oscillator modes and when these pins are not being used as digital I/O. Refer to Section 2.6 "Oscillator Configurations" for additional information.  
 3: These pins are only available on 44-pin TQFP packages under certain conditions. Refer to Section 25.5 "Special ICPORT Features (Designated Packages Only)" for additional information.  
 4: RE3 is the alternate pin for CCP2 multiplexing.

Figura 3.88 Arquitectura Harvard del PIC18f4550 y pines en el encapsulado dip40.

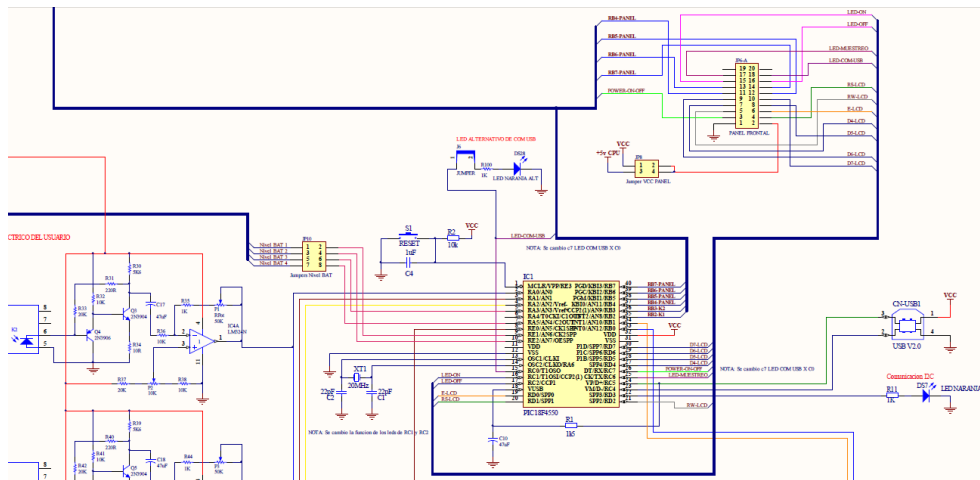


Figura 3.89 Esquema del módulo de control principal y conector de panel frontal.

En el esquema de la figura 3.89 se puede observar también el conector del panel frontal, el cual se analizará más adelante. En el diseño existen un Led Naranja que permite monitorear directamente el estado de la comunicación I2C, con el resto de módulos del sistema y un Led auxiliar, que en cambio indica el estado de la comunicación USB, este se puede habilitar y deshabilitar mediante un jumper, dado que ya existe un Led de monitoreo USB, pero en el panel frontal. Finalmente en el sector izquierdo del esquema, se encuentra el circuito de acoplamiento óptico, que permite aislar eléctricamente a los canales de registro de bioseñales, del resto del circuitos del kit, este circuito es muy importante, debido a que protege al usuario de posibles descargas eléctricas provenientes de la red de 120v, mientras el kit está conectado al computador, adicionalmente aísla o sirve de barrera contra el ruido presente en el resto de etapas del sistema, este circuito se lo puede ver ampliado en la figura 3.90. El componente principal del aislamiento óptico, lo constituye el opto-acoplador analógico HCNR200, fabricado por Hewlett Packard (ver anexo A-4), el cual a diferencia de los opto acopladores comunes, que generalmente están constituidos por un opto transistor y un diodo emisor, que solo son útiles para acoplar señales digitales (linealidad irrelevante), el HCNR200 está diseñado para trabajar con señales analógicas, donde la linealidad es fundamental, para que la señal que ingresa, no se vea afectada o distorsionada a la salida; esto se consigue a partir de un arreglo especial que posee internamente, con un emisor y dos opto-diodos receptores, uno de ellos sirve para la retroalimentación del circuito, que junto al arreglo de transistores a la entrada, realizan la compensación necesaria en la zona no lineal de los opto-diodos, este tipo de circuitos se los utiliza especialmente en osciloscopios digitales y en equipo médico, debido a su alto grado de precisión y simplicidad en comparación a un acoplamiento digital, en el cual se tendría que utilizar una modulación por ancho de pulso o una conversión digital, antes de que pase por el aislamiento óptico.





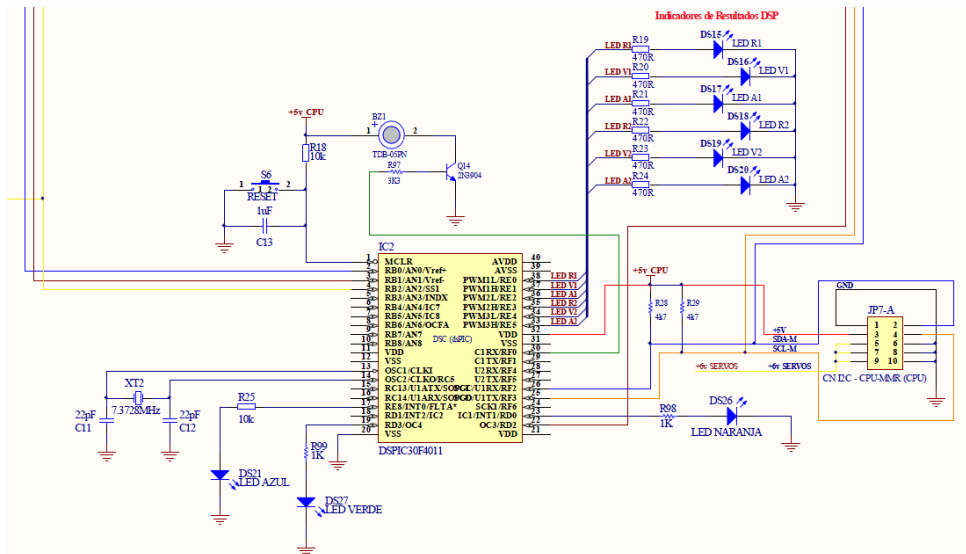


Figura 3.91 Esquema del módulo DSP y conexión del bus I2C.

Para poder enviar las señales y órdenes al módulo de la mano robot, el dsPIC se configurará en modo maestro (permanecerá en este modo por defecto), que es cuando procesará las señales y seguidamente, si es el caso, enviará una orden al módulo de la mano robot, para ejecutar un movimiento determinado, el esquema completo de todo el hardware del CPU se encuentran en el Anexo B-1.2. En cuanto a la digitalización de las bioseñales. el ADC del dsPIC está configurado con los mismos parámetros de resolución y frecuencia de muestreo que el módulo de control, pero difieren en la forma de almacenamiento de las muestras, en el caso del dsPIC, serán dos buffers de almacenamiento temporal de 2bytes x 8 registros, pero en la práctica se utilizaron solo 10bits de los 16 como palabra, debido a la resolución del ADC; fue necesario configurarlo así, como se verá más adelante, para realizar el procesamiento directo de las muestras capturadas.

### 3.3.2.3 Diseño de Fuentes de Alimentación

En la figura 3.92 se puede observar en detalle la estructura de las fuentes utilizadas para alimentar las etapas del kit. Cada fuente está diseñada para brindar voltajes exactos, siempre que las baterías de las cuales se alimentan, mantengan un nivel de voltaje aceptable y sean estables durante su descarga, para conseguirlo se utilizó baterías de 12v, ya que los reguladores necesitan un voltaje de ingreso mínimo de 2v por encima del voltaje de salida, es decir si el CI regulador es un 7805 (5v), necesitará mínimo de 7v en su ingreso, para mantener la salida estable en 5v.



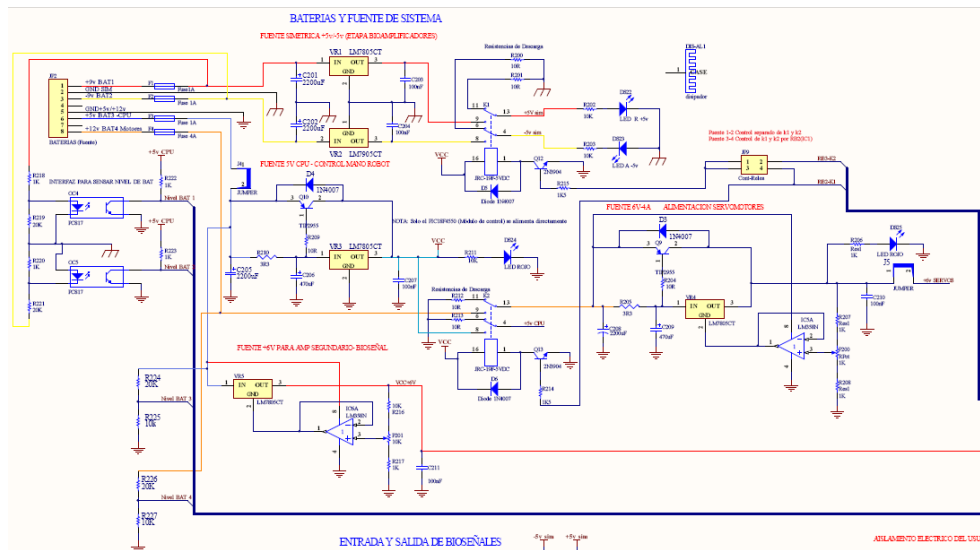


Figura 3.92 Esquema electrónico de la fuente utilizada.

Además existen otras etapas del kit, como los servomotores que para obtener su máximo torque, es necesario alimentarlos con 6v, cada servomotor consume un aproximado de 480mA en vacío; en conjunto los 4 servomotores manejan una corriente mayor a 1A, por esta razón se utilizó una configuración de dopaje mediante un transistor de potencia, con el cual se logra suministrar corrientes mayores a 1A, pero manteniendo regulada la tensión, este dopaje también se lo utiliza para la regulación de 5v, que alimenta a toda la etapa digital o de los procesadores, que en conjunto y más aun cuando el procesador dsPIC está trabajando a su máxima capacidad y, por la velocidad que maneja, la corriente total consumida aumenta, por esta causa también se puede evidenciar un aumento de temperatura en el microcontrolador dsPIC; en condiciones normales este chip consume un aproximado de 180mA.

Existe también una regulación ajustable de precisión que alimenta la etapa amplificadora del acoplamiento óptico (HCNR200), el cual está conformado por un regulador 7805, el amplificador operacional LM358 y un potenciómetro de trimer; la razón de este circuito es para evitar que la señal que ingresa a los procesadores, se corte por causa de la saturación del amplificador operacional (ver figura 3.90), debida la alimentación de solo 5v. Al calibrar esta fuente a un voltaje mayor, aproximadamente 6.5v, permitirá que el rango de variación de la señal puede llegar hasta los 5v, según se requiera en las calibraciones posteriores del sistema electrónico.

La fuente que alimenta los canales de registro de señales EMG, como ya se analizó, tendrá una referencia de tierra completamente independiente del resto de circuitos del kit.

A pesar de tratarse del manejo de varias salidas reguladas, es posible controlarlas todas al mismo tiempo, a través de dos relés de 5v, los cuales poseen 2 contactos de tres terminales cada uno, e independientes entre sí, como puede verse en el esquema de la figura 3.92, el control de la activación de los mismos está a cargo del PIC18 (Módulo de Control Principal), este puede manejar cada relé de forma independiente o al mismo tiempo con un solo pin, según la posición del jumper y del manejo desde el firmware del pic.

Finalmente cabe mencionar, que se utilizará una batería exclusivamente para alimentar a los servomotores, aunque con la misma referencia de tierra que usa la fuente de los procesadores, con el fin de evitar que el ruido generado por estos, afecte a la señal analógica que ingresa a los microcontroladores.

### 3.3.2.4 Pruebas en Simulador y Hardware

Debido a que no se dispone aún de un software de simulación que tenga soporte para dispositivos DSP, como el dsPIC y permita simular circuitos de la manera como lo realiza el software Proteus, solo es posible realizar las pruebas virtuales de los circuitos de control principal, mas los del control de la mano robot. En este punto se analizará la simulación del módulo de control principal, con la ayuda del software PROTEUS v7.4 bajo Windows XP donde el software se mostró más estable. El esquema de simulación utilizado se observa en la figura 3.93, allí se puede apreciar las conexiones necesarias para realizar las pruebas.

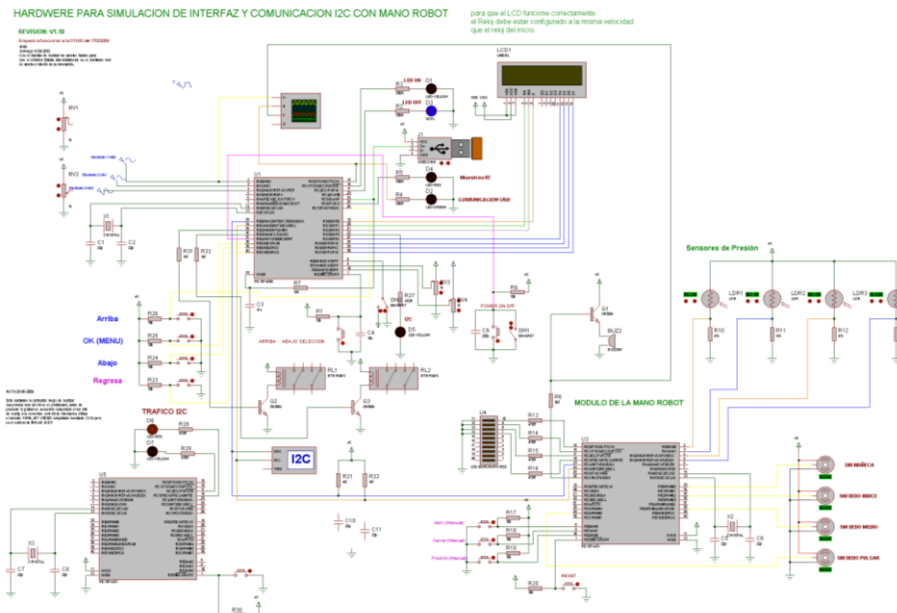
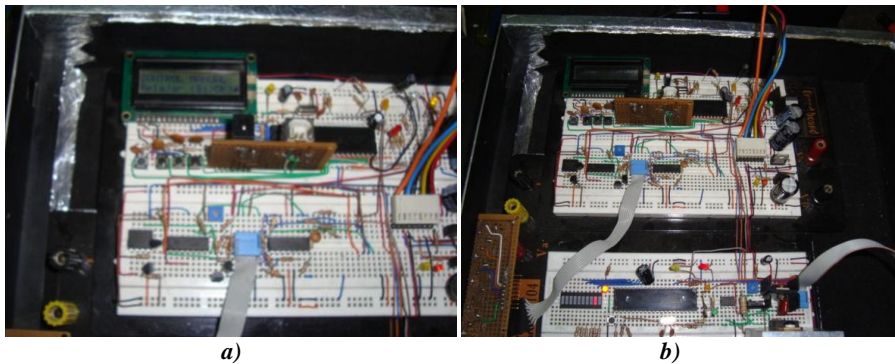


Figura 3.93 Esquema de simulación de módulo de control principal.

Cabe mencionar que para lograr simular la conexión y comunicación USB, es necesario primero instalar los drivers con los que cuenta Proteus, estos se encuentran dentro de las herramientas, que se instalan junto con el software principal y se denomina “virtual USB”. Esta herramienta resultó de gran ayuda, puesto que permitió optimizar el código del firmware, evaluando el comportamiento de la transmisión y recepción de datos, entre el kit virtual y el software de monitoreo creado en Labview, el cual será analizado posteriormente.

A partir del display de 16x2, se logra observar, comprobar y optimizar el despliegue de los mensajes y del menú del kit, se puede observar también varios diodos Led, que cumplen diversas funciones para el monitoreo del funcionamiento del kit. Una vez cargado el archivo .cof o .exe (firmware) se puede simular el circuito; con el archivo .cof puedo incluso ver la ejecución del código fuente, línea por línea, lo que resulta de gran utilidad para identificar fallas en el mismo durante la depuración.

Luego de varias correcciones y cambios especialmente en el código fuente, el sistema empezó a trabajar correctamente, estos resultados se comprobaron al final, en el circuito real armado sobre un protoboard, como se observa en la figura 3.94.



**Figura 3.94** Pruebas sobre protoboard del módulo de control.  
a) Módulo MINT. b) Módulo MINT mas el módulo DSP.

Para realizar las pruebas de simulación con el dsPIC, se recurrió al debugger del entorno MPLAB v8.0, mediante la herramienta MPLAB SIM, pero con el inconveniente de que solo es una prueba del firmware o código del programa del dsPIC30F4011 y no permite interactuar fácilmente con el dispositivo, como en el caso del Proteus con los microcontroladores PIC18F, tampoco es posible simular algunas interfaces de comunicación con MPLABSIM, como la comunicación I2C.

Debido a que la comunicación I2C si es soportada por el simulador Proteus, se vio la necesidad de utilizar un sustituto del dsPIC en la simulación del módulo de control y del módulo de la mano robot mediante un pic18 (ver figura 3.93 y 3.95),

con el fin de poder realizar las pruebas de transmisión y recepción I2C, que involucra a los tres microcontroladores, de tal forma que luego de comprobar su funcionamiento, se realizaron los ajustes en el circuito real, para probar la comunicación I2C con el dsPIC, con la seguridad de que el resto de dispositivos ya trabajan correctamente. Por último cabe destacar que para todas las simulaciones se utilizó señales senoidales, configuradas con los mismos rangos de una bioseñal real, tanto en frecuencia como en amplitud; de esta forma se pudo monitorear la señal capturada en el programa MROBI MONITOR, para comprobar que esta llegue integra a su destino y si pérdida de información, desde la captura, envió y posterior recepción de las muestras en el PC (ver figura 3.95), así como de la correlación con el procesamiento DSP, cuyos resultados comandarán en cambio, las acciones del sistema mecánico de la mano.

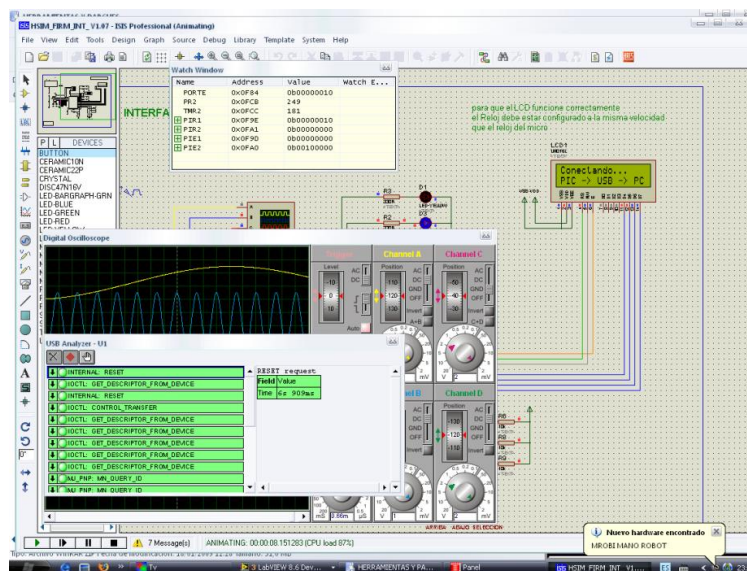


Figura 3.95 Captura de pantalla de simulación de prueba y comunicación USB.

### 3.3.2.5 Diseño y Construcción del CPU

Esta tarjeta es la más grande de todo el sistema electrónico, debido a que agrupa a varias etapas, que van desde: fuente o fuentes de alimentación, circuitos base para las tarjetas de registro de bioseñales y el circuito de pierna derecha, circuitos de aislamiento óptico de canales de registro EMG; los módulos de procesamiento DSP “MDSP” (dsPIC30F4011), de interfaz y control principal “MINT” (PIC18F4550); conjuntamente con transistores, diodos Led, conectores IDE, conector USB, conectores RCA para los electrodos de registro, conector de fuente, disipador de calor para los reguladores de voltaje, etc. En la figura 3.96 se puede apreciar el esquema definitivo del circuito que conforma la tarjeta CPU. Los planos del sistema electrónico se pueden consultar en el Anexo B-1.2.

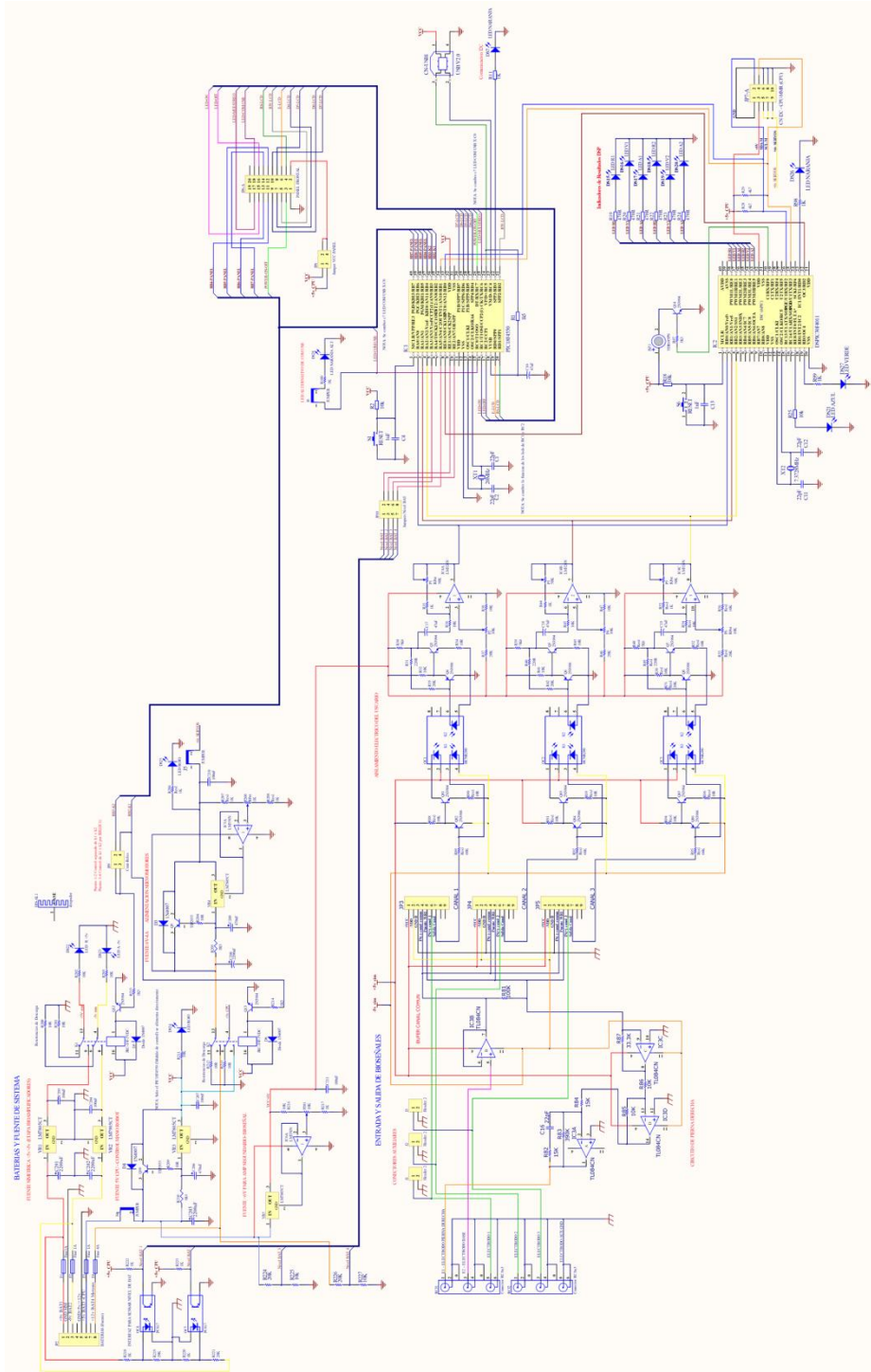
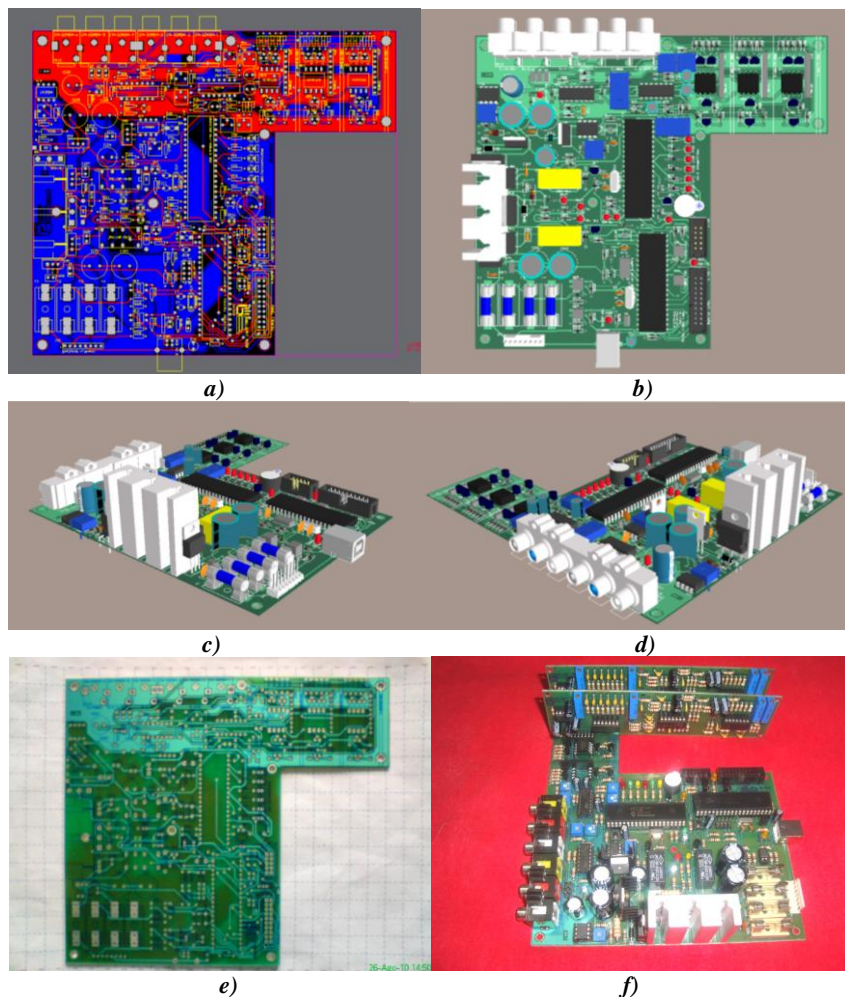


Figura 3.96 Esquema electrónico de la tarjeta CPU.



Esta tarjeta PCB, al igual que las tarjetas de registro de bioseñal, está diseñada en dos capas o caras con pistas conductoras; en la zona de acoplamiento de las tarjetas de registro, existirán dos planos de tierra, con el fin de ayudar a minimizar el ruido, como se puede apreciar en la figura 3.97a; muchos de los componentes y sus “footprints” o huellas tuvieron que ser creados, debido a que estos no existían dentro de las librerías estándar de PROTEL DXP. Esto fue posible de realizar solo con la ayuda de un calibrador o recurriendo a la información de catálogos y datasheets. El aspecto final de la tarjeta se aprecia en la figura 3.97 b, c y d, en forma tridimensional; se realizó una ultima revision y se procedió a la fabricación de la tarjeta, el resultado final se lo aprecia en la figura 3.97e y con los componentes ya montados en la figura 3.97 f, donde aparecen tambien los canales de registro acoplados sobre su base.



**Figura 3.97** Diseño de tarjeta CPU. a) Vista frontal del PCB de la tarjeta CPU. b) Vista en 3D. c) y d) Vista isométrica del diseño final. e) PCB de tarjeta CPU terminada. f) Montaje final de elementos.

### 3.3.2.6 Diseño y Construcción del Panel Frontal

Junto con la tarjeta CPU también se diseñó una tarjeta adicional, que corresponde al panel de control del kit, donde están montados los pulsantes y el display LCD de 16x2, además de los Leds indicadores. Un detalle importante a destacar es que debido a un daño surgido en el LCD original de 16x2, luego de fabricada esta tarjeta, se tuvo que realizar una adaptación a la misma, con una tarjeta adicional que le permita ajustarse al nuevo LCD, el cual era más grande, ya que no fue posible conseguir un LCD de las mismas dimensiones y diseño, pese a que su chip controlador es el mismo (HD44780), el datasheet correspondiente se encuentra en el Anexo A-8.

El esquema del panel de control se muestra en la figura 3.98a, la conexión con la tarjeta CPU, se la realiza a través de un cable plano, esta tarjeta será sujeta luego a la carcasa del kit de tal forma que, el LCD, los botones y Leds queden al frente, como se mostrará más adelante. En la figura 3.98b se aprecia el diseño final de esta tarjeta junto a la vista en 3D que me permite apreciar sus componentes, por último en la figura 3.99 a y b, se muestra la tarjeta PCB fabricada y lista para montar sus elementos.

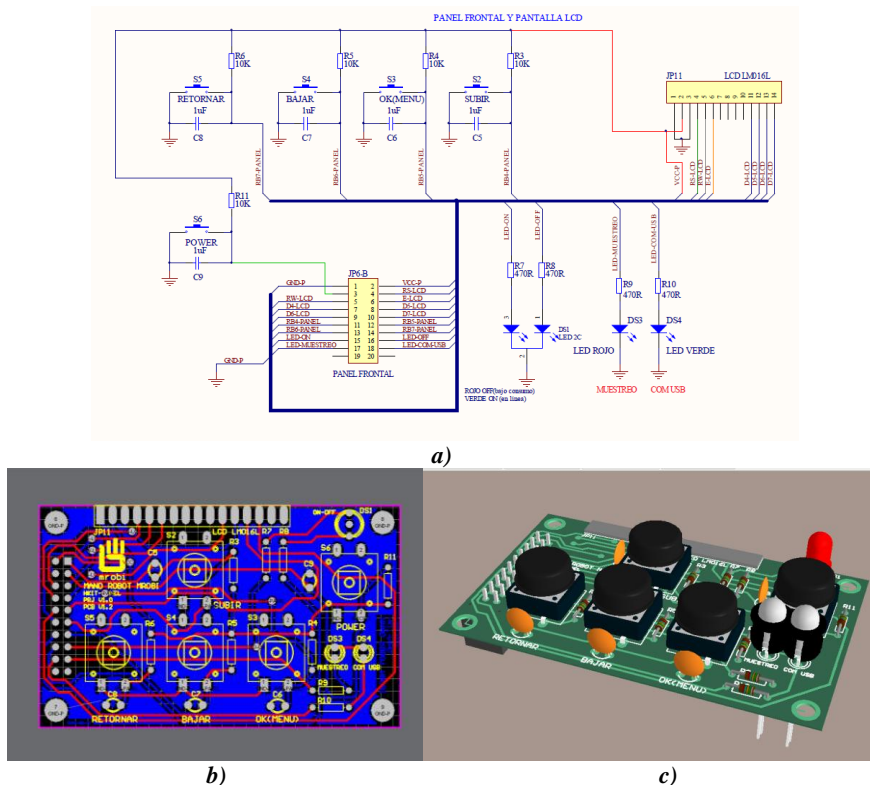


Figura 3.98 a) Esquema Electrónico del panel frontal. b) Vista frontal del la tarjeta. c) Vista 3D.

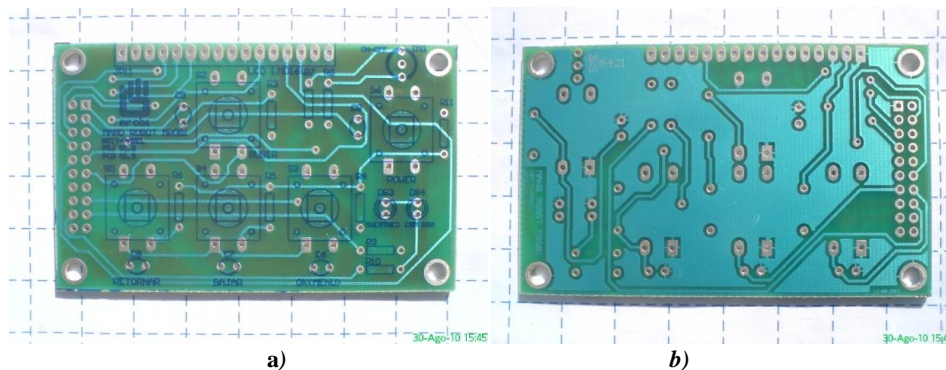


Figura 3.99 a) Vista frontal la tarjeta PCB fabricada y lista para el montaje. b) Vista posterior.

### 3.3.3 Circuito de Potencia y Control de la Mano Robot

La etapa control mecánico, al igual que la de registro y procesamiento, es fundamental, puesto que completa la interface entre el usuario y la mano robot, para comandar los movimientos de esta, con las señales de sus propios músculos ubicados en el antebrazo (señales EMG), dicha etapa está conformada por el módulo de control electrónico de los servomotores, el sistema mecánico y los sensores de fuerza. Hay que tomar en cuenta que en esta etapa, al trabajar con dispositivos como los servomotores, el consumo de corriente será elevado, esto ya se analizó en la sección sobre las fuentes de alimentación del sistema electrónico.

#### 3.3.3.1 Diseño del Módulo de Control de Actuadores

Este módulo es el encargado ahora de ejecutar las órdenes enviadas por el CPU vía I2C, ya sea desde el módulo de control principal, como del módulo DSP; debido al consumo de corriente de los servomotores, fue necesario utilizar más de una conexión o hilo conductor del cable plano, con el cual se interconectan las tarjetas electrónicas. El esquema de este módulo se aprecia en la figura 3.100, el núcleo del circuito lo conforma el microcontrolador de gama alta PIC18F4431 (ver anexo A-7), que es el que se encarga de todo, de la comunicación I2C, la recepción de las órdenes o protocolos enviadas por los dos módulos restantes y posteriormente ejecuta el control de movimiento de los servomotores, a través de 4 de sus salidas PWM.

Este módulo posee tres pulsantes para el manejo local de algunas funciones, entre ellas colocar el sistema en línea o pausa, relajar (apagar servomotores) y abrir la mano; el monitoreo del funcionamiento del módulo, se lo hace mediante diodos Led y un buzzer como apoyo adicional, que me indica que tipo de proceso se ejecutara o se está ejecutando y, si el sistema está en línea o en pausa.



El control de la fuerza ejercida por el sistema mecánico (servomotores), se lo realiza mediante un lazo cerrado, en el cual se utiliza el nivel de voltaje del partidor formado por una resistencia y un sensor FSR (ver anexo A-9), ubicado en cada dedo y más uno en la palma de la mano, para retroalimentar al microcontrolador el nivel de fuerza ejercida sobre un objeto dado, en forma de voltaje, la captura de este nivel de voltaje, se realiza mediante las entradas ADC del microcontrolador.

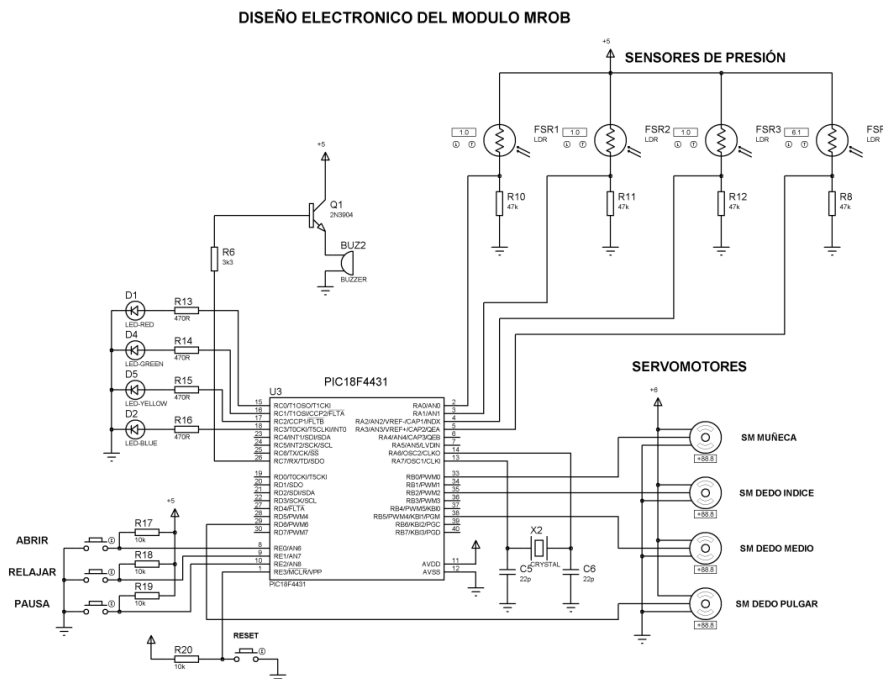


Figura 3.100 Esquema electrónico del Módulo MROB.

### 3.3.3.2 Pruebas en Simulador y Hardware

De igual manera que en el caso del módulo de control principal, aquí también se utilizó el simulador Proteus V7.4, para realizar las pruebas del circuito, tanto a nivel de hardware, como del código o firmware del microcontrolador. En el esquema mostrado en la figura 3.101a, se puede observar las conexiones necesarias para poder ejecutar la simulación, al existir componentes como servomotores y sensores, es posible trabajar con la calibración de los mismos, de esta manera, solo es necesario corroborar su funcionamiento en el circuito armado sobre un protoboard, como se muestra en la figura 3.101b. La simulación de este circuito se la realizó, primero solo con el microcontrolador PIC18F4431, para determinar si el comando de los motores es el correcto, en conjunto con la retroalimentación de las señales provenientes de los sensores FSR, que también necesitan ser calibrados; una vez comprobado esto, se fusionó este circuito con el resto de

microcontroladores, para realizar las pruebas de comunicación I2C mencionadas en la sección del módulo de control principal y del módulo DSP (ver figura 3.93), con las consideraciones expuestas.

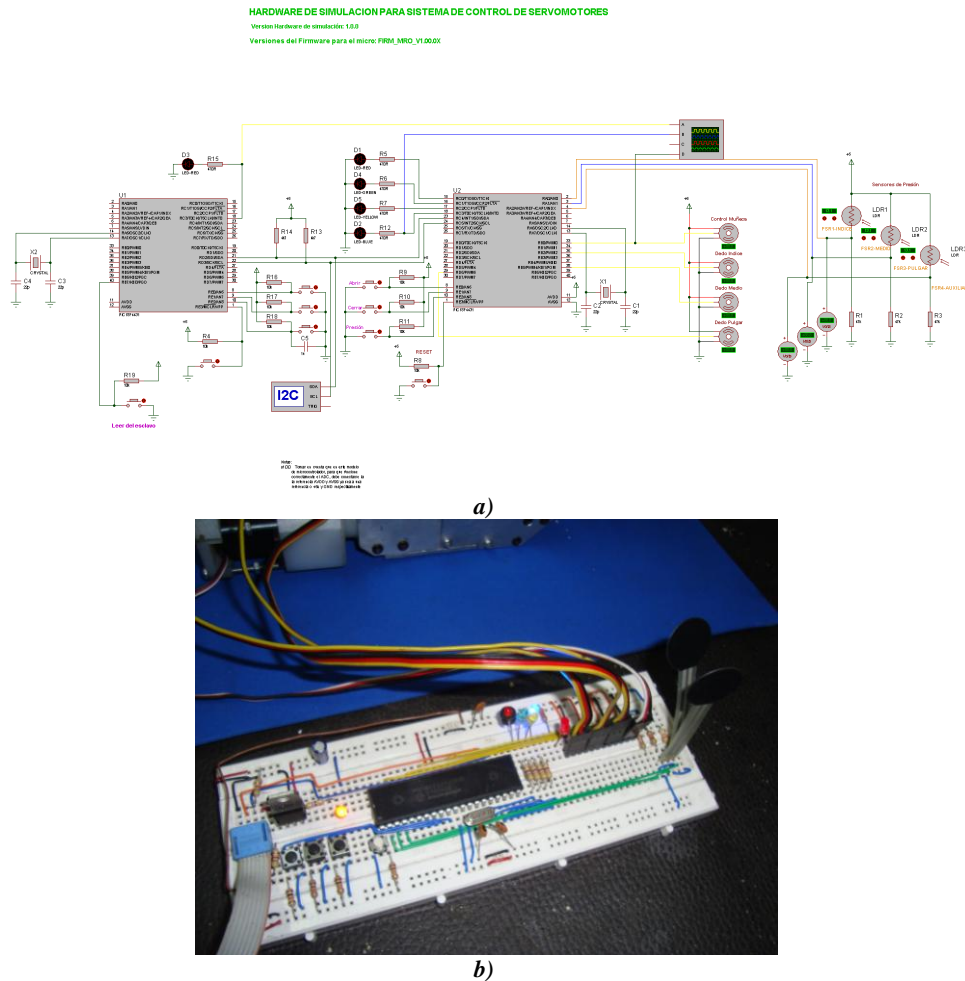


Figura 3.101 a) Esquema electrónico de simulación del módulo de control de la mano robot.  
 b) Pruebas de funcionamiento del circuito en un protoboard.

### 3.3.3.3 Diseño y Construcción de Circuitos PCB

En el desarrollo y diseño de las tarjetas electrónicas para este módulo, se toman en cuenta las consideraciones hechas anteriormente para la tarjeta CPU, en cuanto al manejo de corriente, debida a los actuadores o servomotores del sistema mecánico; el esquema de la tarjeta principal de este módulo, se observa en el figura 3.102, que contiene al microcontrolador y sus componentes asociados; existe un conector Header IDC de 5x2 que permite conectar esta tarjeta con la del CPU por vía I2C.

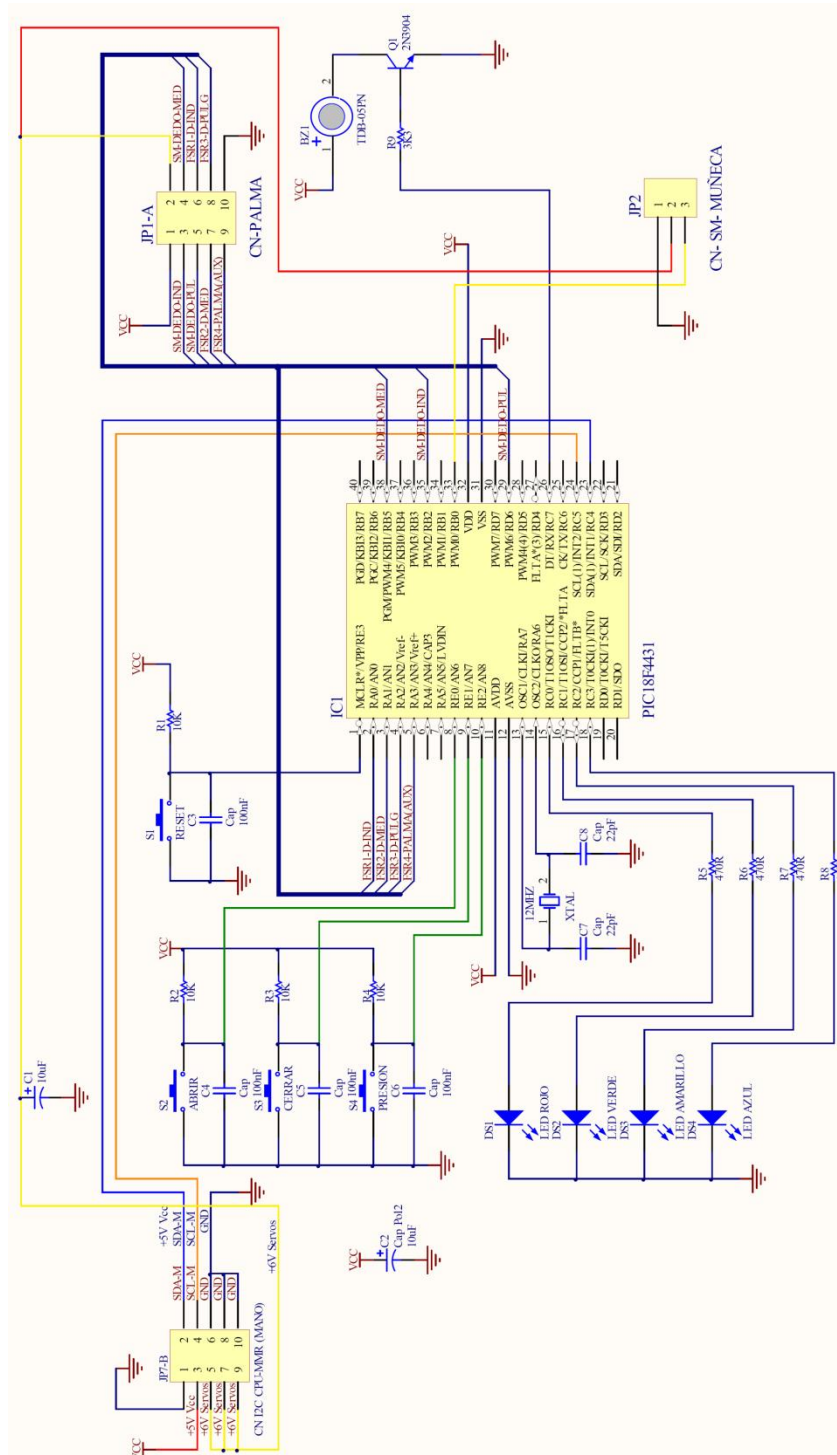


Figura 3.102 Esquema del diseño electrónico para la tarjeta principal de MROB.

De forma complementaria a esta tarjeta, se diseñó una adicional que facilita las conexiones a manera de concentrador, para los servomotores y los sensores FSR, cuya señal se retroalimenta al circuito del módulo MROB, ver figura 3.103, la conexión se realiza mediante un cable plano, con un conector similar al usado para la conexión I2C, en el esquema también se observan 4 amplificadores operacionales LM324 (ver anexo A-3) conectados en modo seguidor, para acoplar el partidor formado por los sensores FSR con la tarjeta principal.

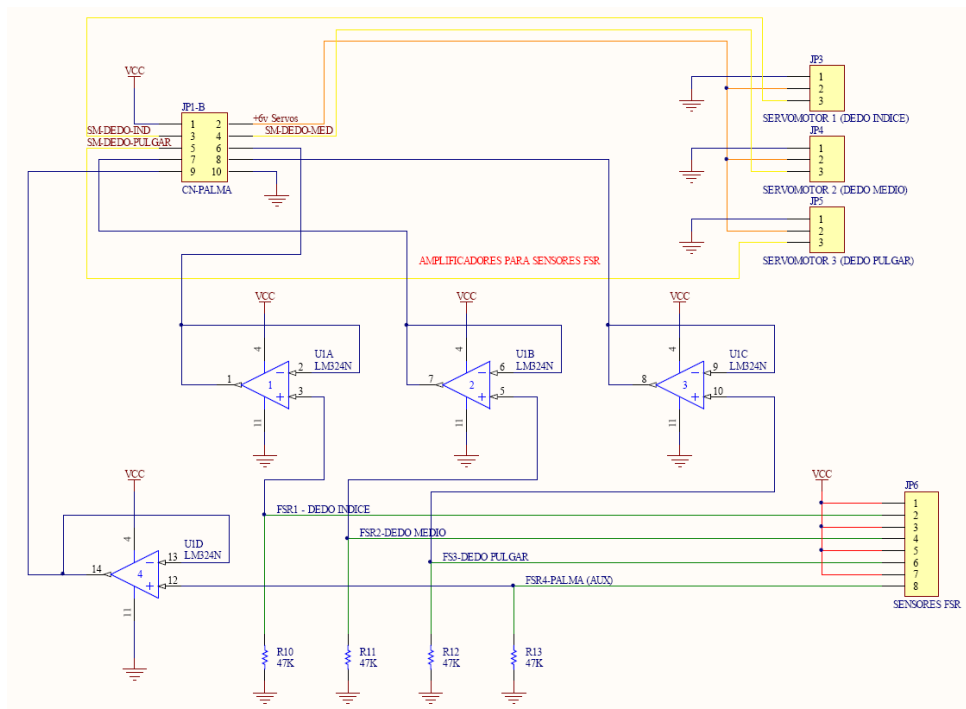
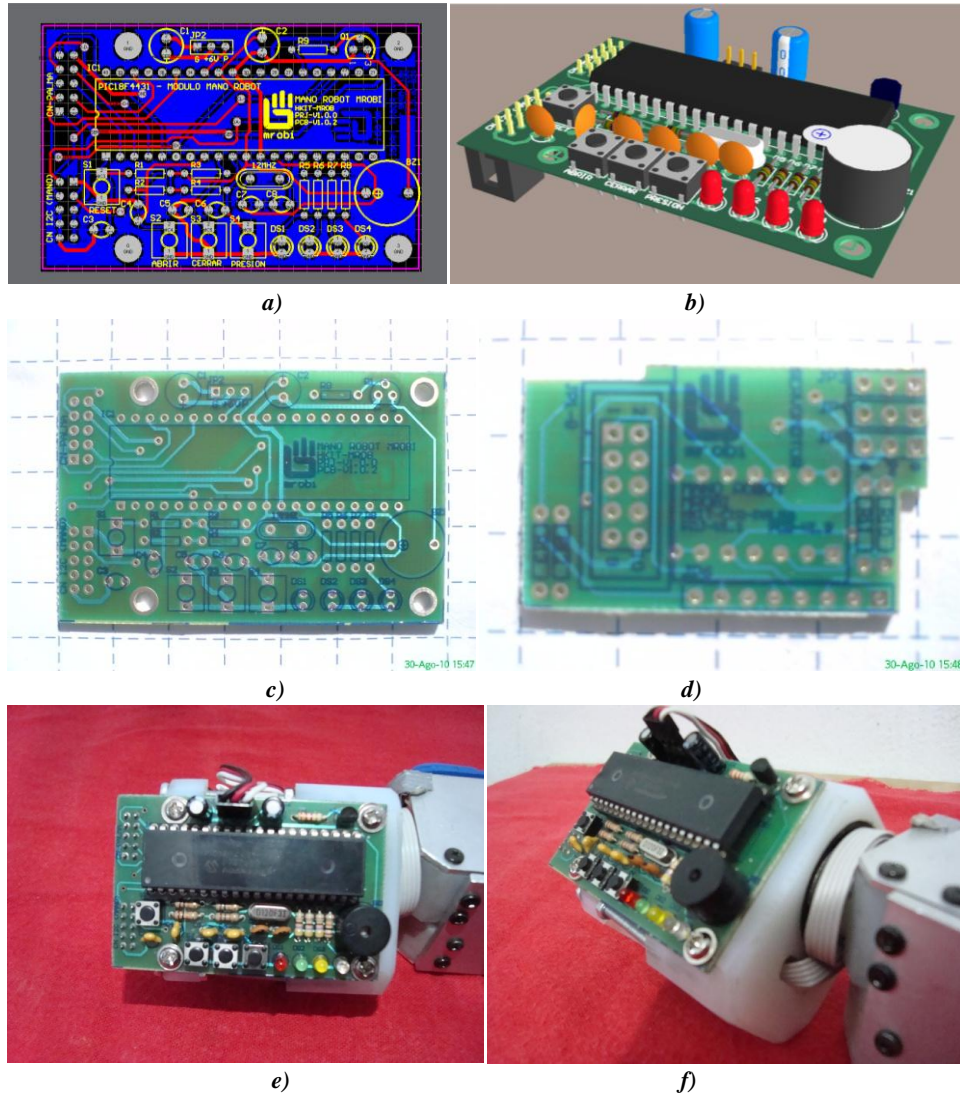


Figura 3.103 Diseño de tarjeta auxiliar de conexión de sensores y servomotores.

Debido a las características mecánicas de la mano robot y a la posición en la cual va montada esta tarjeta (ver figura 3.104 e y f), existe un conector individual solo para el servomotor, que permite el giro de muñeca (conector JP2), y que pertenece a la tarjeta principal (ver figura 3.102).

El resultado final del diseño de la tarjeta MOROB se puede apreciar en la figura 3.104 a y b, tanto para el diseño PCB de doble capa como su vista en 3D, en la figura 3.104 c y d se observa en cambio las 2 tarjetas terminadas y listas para la fijación de elementos, en las siguientes imágenes se muestra la tarjeta ensamblada e incluso montada sobre la estructura mecánica de la mano robot, (ver figura 3.104 e y f).



**Figura 3.104** Diseño y fabricación de PCBs. a) Vista de frontal de la tarjeta b) vista en 3D. c) Tarjeta de MROB terminada, sin elementos. d) Tarjeta auxiliar de sensores. e) Montaje de elementos sobre MROB. f) Tarjeta terminada y montada sobre la estructura de la Mano Robot.

### 3.4 Arquitectura de Software del Sistema

Otro de los aspectos de suma importancia y que complementa al registro de las bioseñales EMG, es el desarrollo o la ingeniería del software, en este caso el programa para cada microcontrolador, que en adelante será referido como firmware y que consiste en el código digital en formato hexadecimal de un programa compilado previamente, el cual se graba en la memoria flash de cada módulo o

PIC; el desarrollo del software no solo se enfoca al firmware de cada microcontrolador, adicionalmente se creó el software para el monitoreo del kit y de las bioseñales, este programa se encuentra en el Computador y se comunica con el kit mediante una interfaz USB.

### 3.4.1 Software de Monitoreo e Interfaz del Prototipo

En las secciones anteriores se definió y construyó el hardware adecuado para el registro, amplificación y acondicionamiento de Bioseñales EMG, por lo que ahora el enfoque del análisis se centrará en el diseño de software, tanto del microcontrolador (firmware) como del PC, que permitirán observar la Bioseñal del usuario en tiempo real para evaluar su comportamiento, esta es su función principal, pero adicionalmente me permitirá configurar el sistema (parámetros de procesamiento) y diagnosticar fallos en el kit, ya sea en la electrónica, o en el sistema mecánico de la mano.

Para desarrollar los programas, se conto con varias herramientas de diseño y que se detallarán en el transcurso de esta sección, cabe destacar que la investigación fue amplia en lo referente a la interfaz con el PC, con la finalidad de que el kit tenga mayor portabilidad y un mejor desempeño en cuanto a la capacidad de muestreo del microcontrolador, pues en experiencias anteriores se detectó una seria limitación en el muestreo de señales al utilizar una interfaz RS232, pese a utilizar la máxima capacidad disponible en este tipo de conexión. La razón estaba ligada a la frecuencia de muestreo del kit, que debe ser como mínimo (teóricamente hablando según el teorema de muestreo Nyquist) dos veces la frecuencia de la señal a capturar, pero debido a la limitación en la velocidad de la interfaz RS232, no permitía cubrir todo el espectro de la señal EMG, que llega hasta los 2Khz (ver capítulo 1, sección 1.3); según el teorema, se tendría que muestrear mínimo a 4Khz, pero en la práctica no se lograba alcanzar una frecuencia mayor a 2.5Khz con esta conexión, perdiéndose parte de la información contenida en la señal EMG. Otro de los inconvenientes de la comunicación por el puerto RS232, es que debido al avance en el desarrollo de los PCs personales, sean estos de escritorio o equipos portátiles, los puertos serial y el paralelo prácticamente cayeron en desuso, a causa de esto los equipos ya no son fabricados con estas interfaces, especialmente los equipos portátiles. Por lo tanto para asegurar la interfaz entre el PC y el kit se recurrió a la comunicación por USB, dado que justamente la interfaz USB se está generalizando, a tal punto que casi todos los periféricos de una computadora, se ofrecen con este tipo de conexión; de hecho un aspecto importante es que la comunicación por vía USB, ya se contempla en algunos microcontroladores PIC de la empresa Microchip, como es el caso de la serie PIC18Fxx5x y concretamente el PIC18F4550, que fue escogido como base para el módulo “MINT”, tomando en consideración principalmente esta característica.



### 3.4.1.1 Comunicación USB

La comunicación a través del USB merece un análisis especial, dado que se trabaja con un protocolo más complejo, que el de la comunicación serial o RS232 a nivel electrónico, pero que sin embargo, ofrece grandes prestaciones, como son una alta velocidad de transmisión, una conexión eléctrica más sencilla, ya que solo se usan 4 cables o hilos conductores, designados como D+, D-, Vcc (+5v) y GND.

“El USB fue co-desarrollado por un consorcio de compañías como: COMPAQ/HP, Intel, Microsoft, LSI, NEC etc. Buscando crear un solo Bus que conecte muchos dispositivos sobre el mismo bus y que fuera fácil para adicionar/remover dispositivos periféricos conectados sobre este”. (55) Y cabe destacar que el USB no es un puerto sino un bus de allí su nombre, que en español se denominaría como Bus Serial Universal. Existen varios tipos de transferencia que se pueden realizar en la comunicación USB, entre estas las más destacadas son: la transferencia Isócrona, transferencia de Interrupción y transferencia Bulk, cuyas características son:

#### Transferencia Isócrona.

- Ancho de banda garantizado.
- Latencia limitada.
- Velocidad de transferencia de datos constante garantizada a través de la pipe.
- En caso de error en la entrega, no se reintenta la transmisión.
- Sin control de flujo.

Sólo los dispositivos high y full-speed (PIC solo Full-speed) pueden incorporar end-points Isócronos.

#### Transferencia de Interrupción.

- Tiempo máximo de servicio (latencia) garantizado.
- Reintento de transferencia en el siguiente periodo, en caso de eventual fallo en la entrega.

#### Transferencia Bulk.

- Acceso al bus en función del ancho de banda disponible.
- Reintento de transferencias en caso de errores de entrega.
- Entrega garantizada de datos, pero sin garantía de latencia máxima ni de ancho de banda.

Debido a las características de la comunicación USB bulk mencionadas, se determinó que era la más indicada para establecer la interfaz USB, este tipo de transferencia me permite mandar una gran cantidad de información, sin que se tenga problemas por pérdida de datos, con la velocidad suficiente como para que no interfiera con el muestreo de la señal en el PIC, esto se puede ver gráficamente en la figura 3.105.

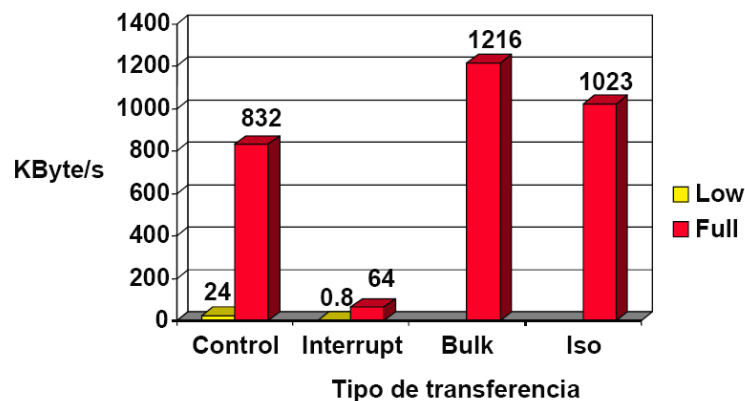


Figura 3.105 Comparación entre tipos de transferencias para USB2.0. (55)

## VID y PID

Son valores o códigos que identifican a todo dispositivo USB, estos son necesarios para que el dispositivo pueda ser configurado por el USB host del PC, el VID (Vendor ID) es el código de identificación en hexadecimal del fabricante del dispositivo o periférico, mientras que el PID (Product ID) es el código del dispositivo o del hardware específico.

Estos números son únicos para cada fabricante y permiten diferenciar a los dispositivos o periféricos conectados a los puertos USB del PC, por ejemplo, el VID 0x04d8 identifica a la marca Microchip. Mientras que el PID 0x0011 identifica que dispositivo es, otro ejemplo VID puede contener el código para la marca HP, mientras el PID contendrá el código que identifica al dispositivo, como una impresora x modelo.

Para que dichos códigos de identificación sean asignados, es necesario adquirir un derecho o permiso de la entidad u organización que se encarga de estandarizar y regular todo lo referente a: las versiones, tecnología y la asignación de los códigos VID y PID de la comunicación por USB, esta organización se la puede contactar a través de su página web (consultar bibliografía), en la misma se encuentra toda la documentación de las versiones disponibles, de la tecnología de comunicación por USB, que incluye desde el protocolo de comunicación, hasta las características



eléctricas y físicas que debe cumplir el cable, para conectar los dispositivos. Actualmente ya existe la versión USB 3.0, pero no está muy difundida aun y los microcontroladores PIC solo trabajan hasta la versión 2.0.

### 3.4.1.2 Software del Módulo de Interfaz y Control Principal

El desarrollo del software del microcontrolador tomo varias semanas, debido a que se realizó por etapas, al completar cada etapa se ejecutaron las pruebas correspondientes y necesarias, para avanzar a la siguiente, de esta forma se aseguraba que los errores no se acumulen y provoque confusión, mientras se avanzaba en la programación. El control del avance en el desarrollo de sus etapas, se lo realizó a través de la identificación por código de versión numerado; el alcance o la compatibilidad que posee cada avance o versión, se encuentra detallado de forma textual, en el encabezado que acompaña al código fuente y que se ha desarrollando conjuntamente con la programación del firmware del PIC.

Básicamente el Firmware está estructurado de la siguiente forma:

- Etapa de conversión o digitalización de las señales, para esto se está utilizando el módulo ADC del microcontrolador, configurado para trabajar con 2 entradas analógicas y a una frecuencia de muestreo de 6Khz, de tal forma que capturen la señal de los 2 canales de registro de bioseñales EMG, pero el sistema está en capacidad de trabajar hasta con 3 canales; como ya se mencionó anteriormente, esta etapa se programó primero.
- Etapa de control e interfaz visual a través de un LCD de 16x2, donde en principio solo se visualizaba y controlaba que el muestreo esté trabajando correctamente, y conforme se avanzó en el desarrollo del programa, se consiguió visualizar mensajes y menús desplegables, que me permiten visualizar en todo momento si el sistema está funcionando correctamente.
- Interfaz USB con el PC. Esta fue la etapa más compleja, debido a que fue necesario determinar mediante pruebas y, en base a la información referente al tipo de transferencia que soporta el USB, qué tipo de comunicación se ajustaba mejor a las necesidades del sistema, para que el kit trabaje de manera optima. Como resultado de la investigación de esta tecnología en la práctica, se determinó que la mejor opción es la transferencia “Bulk”.

El diagrama de flujo que resume el contenido del firmware en su versión final (v3.03.03) se muestra en la figura 3.106, aquí se aprecia ya todas las etapas que permiten el funcionamiento en conjunto, del sistema electrónico de la mano robot y de la comunicación e interfaz del mismo con el computador.



Para el desarrollo del firmware, se utilizó el compilador en lenguaje C para microcontroladores PICW o más conocido como CCS, en la versión V4.023 e integrado al entorno MPLAB V8.0, el cual permite trabajar con diferentes compiladores. La razón para escoger este compilador y el lenguaje C, es debido a que existe una mayor cantidad de información disponible, tanto en ejemplos como en asistencia, además este compilador dispone de una amplia variedad de librerías, para el manejo de los diferentes módulos que posee un microcontrolador de Microchip, como son librerías para el manejo de LCDs matriciales o gráficos, módulo USB entre otros. En comparación con el lenguaje C18 propio de microchip, que aunque posee una mejor depuración en la compilación, es más complejo en su utilización. Por otra parte, es mucho más amigable programar un PIC en un lenguaje de alto nivel como el C, que en lenguaje ensamblador (lenguaje de maquina), la única desventaja del C con respecto al Ensamblador, es que para el primero se necesita una mayor cantidad de memoria de programación, en lenguaje ensamblador solo se programa lo necesario.

En esencia el diagrama de flujo de la figura 3.106, muestra primero la secuencia de ejecución durante la inicialización del dispositivo, en cuanto se energiza el microcontrolador, hasta el punto en el cual ingresa a modo SLEEP o bajo consumo de energía y, se queda en ese estado en espera de la señal del pulsante de encendido, para que el sistema comience a trabajar.

Si se presiona el pulsante de encendido, lo primero que realizará el PIC será: activar los relés que controlan la alimentación de todo el sistema, excepto la de este PIC, quien obviamente ya se encuentra energizado desde que se conectó el cable de alimentación a las baterías; el paso siguiente consiste en verificar el estado de la comunicación de todo el Sistema, una vez que se comprueba esto se da la orden de activación a los módulos MDSP (dsPIC30F4011) y al módulo MROB (PIC18F4431); de no completarse alguna etapa de la inicialización, se presentara en el LCD un mensaje con el tipo de error y donde se originó.

En el bloque que indica arranque del sistema, es donde se inicializan las variables, el LCD, el Timer 2 (base de tiempo de muestreo), el ADC y se configuran las interrupciones. Evidentemente en el encabezado del código fuente, se configuran el reloj del sistema, tomando en cuenta que se trabaja con un oscilador de 20Mhz, pero en realidad el procesador trabaja a 48Mhz gracias a la utilización del PLL del microcontrolador, la información completa respecto a la sintaxis exacta puede ser consultada directamente en el código fuente del firmware (FIRM\_INT V3.03.03) de este módulo.

Como se observa en la parte izquierda de la figura 3.106, la captura de muestras de los canales en el módulo MINT, es dirigido por la interrupción del timer 2, es decir quién controla el periodo de muestreo y por ende la frecuencia, es el timer 2, y en cada interrupción realiza la toma de una muestra de cada canal, para luego

almacenarla en un paquete (dos muestras), esto lo realiza hasta completar 15 paquetes, luego de lo cual se genera una trama de datos, que consiste como se puede ver en la figura 3.107, en un arreglo de 15 paquetes más una cabecera que identifica a la trama, y el tipo de información que lleva. El proceso continúa hasta que se completen 10 tramas de información (N = 10, ver figura 3.106), cuando se han completado las 10 tramas, se procede a enviarlas en un solo bloque de 128bytes por vía USB hacia la computadora, para visualizar la información de las señales capturadas en la pantalla, mediante el software de monitoreo. Así sucesivamente mientras se mantenga la orden de envío de muestras, por parte de la computadora.

Hay que destacar que la trama no solo puede llevar información de muestras de los canales de registro, sino que también puede contener información referente a la configuración del prototipo, tanto de los parámetros de procesamiento DSP, que se analizará más adelante y del comportamiento del sistema mecánico, que de hecho es la primera información enviada a la computadora, en cuanto se establece el enlace por USB. Como se observa en la parte central del diagrama de flujo (ver figura 3.106), esta información también puede ser enviada por requerimiento de actualización de la información, en la ventana del programa de monitoreo.

La información que contiene la cabecera se divide en cabecera alta y baja (ver figura 3.107); la cabecera alta contiene el número de trama, mientras que la cabecera baja puede contener la siguiente información:

- 0x00 Tramas vacías
- 0x01 Dispositivo listo
- 0x80 (128<sub>d</sub>) Información contiene configuración de los módulos
- 0Xff (255<sub>d</sub>) Información contiene muestras de canales de registro EMG

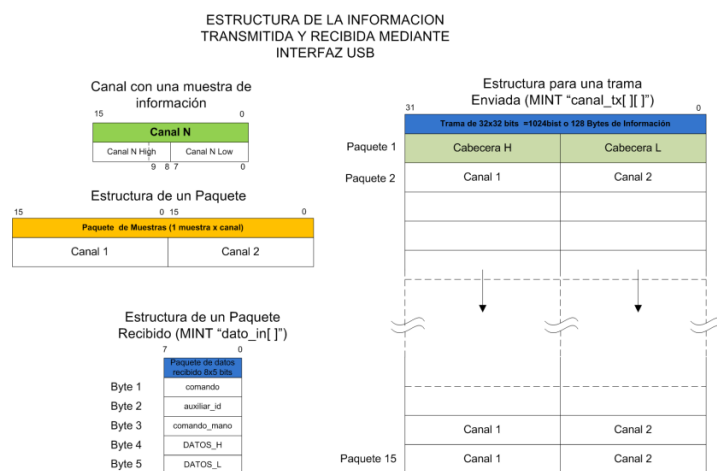


Figura 3.107 Estructura de una trama de información enviada al PC.

Como la comunicación USB es full dúplex, puedo enviar y recibir datos al mismo tiempo, si así lo requiere el sistema MROBI. La computadora enviará siempre 5bytes de datos al PIC, dentro de los cuales se encontrará información referente a configuración o parámetros de funcionamiento de los módulos y que el MINT debe retransmitirlos por I2C, así como órdenes de control y pruebas.

El envío de muestras en tiempo real a través del USB, no es la única función que puede realizar este módulo, a partir del menú interactivo que se presenta en la pantalla del LCD, esta es solo la primera opción del menú principal. La segunda opción consiste en permitir que se realice diagnósticos del dispositivo de forma local, para ello se despliega un submenú, donde puedo realizar pruebas del estado de la comunicación entre los módulos, a través del bus I2C que comparten. También me permite realizar pruebas sobre el funcionamiento del sistema mecánico de la mano, como comprobar la apertura de la mano, giro de muñeca, cierre con control de presión, etc. La última opción de este submenú, permite revisar si se presentó algún código de error, durante el arranque del sistema electrónico, especialmente relacionados con la activación de los módulos y errores a causa de una comunicación defectuosa.

La tercera y última opción del menú principal, según se aprecia en el diagrama de flujo (ver figura 3.106), es la presentación de la información del sistema, como fecha del firmware, datos del autor, etc. Cabe mencionar, que en todo momento, mientras realizan las pruebas de diagnóstico o cuando el kit está conectado a la computadora, el equipo siempre me informa de su estado mediante un mensaje en el LCD, con lo cual el usuario puede guiarse más fácilmente, al momento de manipular la unidad CPU del prototipo.

Para la comunicación USB, es necesario asignarle el valor PID y VID (descriptor) al PIC, para que el prototipo sea reconocido por el computador como un dispositivo USB, esto se realiza dentro de un archivo cabecera o Header (*MROBI\_USB.h*), que es facilitado por el compilador CCS, basado en la información proporcionada por Microchip. Este archivo puede modificarse y personalizarse manualmente o mediante un software, como se verá más adelante.

Finalmente otro aspecto importante de la comunicación, también lo conforma el bus I2C, utilizado para enlazar los módulos como ya se mencionó antes. En el caso del módulo de control se necesitará configurar al microcontrolador como MASTER I2C con una velocidad fast = 400000, también se define que pines serán los utilizados para la conexión de las líneas de datos y reloj, el formato de la información enviada y recibida se muestra en la figura 3.108.

Formato o estructura de Trama I2C TX y RX entre MINT Y 2 Esclavos (MROB Y MDSP en modo slave)



Figura 3.108 Estructura del paquete información enviada y recibida por I2C.

El código fuente, tanto de este módulo como de los restantes módulos, se encuentra incluido en el CD que acompaña a este libro, debido a lo extenso de dichos códigos, haciendo que resulte más fácil manipularlo de forma electrónica y no impresa.

### 3.4.1.3 Driver del Dispositivo

El driver del prototipo es indispensable para que pueda existir un enlace a través del USB, a diferencia de un dispositivo USB tipo HID (Dispositivos de Interfaz Humana), como mouses o teclados donde existe un driver genérico para todos ellos. En nuestro caso debido a la gran cantidad de información a transmitirse (USB Bulk), es necesario crear un driver propiamente para el dispositivo MROBI.

Este driver puede ser creado de dos formas: la manual, donde se modifica directamente el archivo “mchpushb.inf” proporcionado por microchip y, la segunda opción es, utilizar un software que me permita personalizar el driver para el dispositivo, este programa se denomina “INF\_Enumeration\_uC\_PIC-USB”. En la figura 3.109 se aprecian las opciones que permite configurar este software, básicamente lo que hace es crea un archivo de cabecera personalizado, que trabaje con la librería dinámica mpushapi.dll, con la configuración seleccionada para un VID y PID escogidos previamente, el archivo resultante tendrá compatibilidad con el compilador CCS y podrá agregarse al proyecto; al mismo tiempo este programa también modifica los archivos “.inf” y “.sys” (driver), para que coincida con la configuración de la cabecera (.h); por último me permite asignarle un icono, de manera que el dispositivo tenga su propia imagen y pueda ser identificado en el administrador de dispositivos de Windows (ver figura 3.109 b y c).

Tanto para la simulación de la sección 3.3.2.4 como en el circuito real, con el driver adecuado, se puede entonces instalar el dispositivo como se muestra en las figuras 3.109 c.

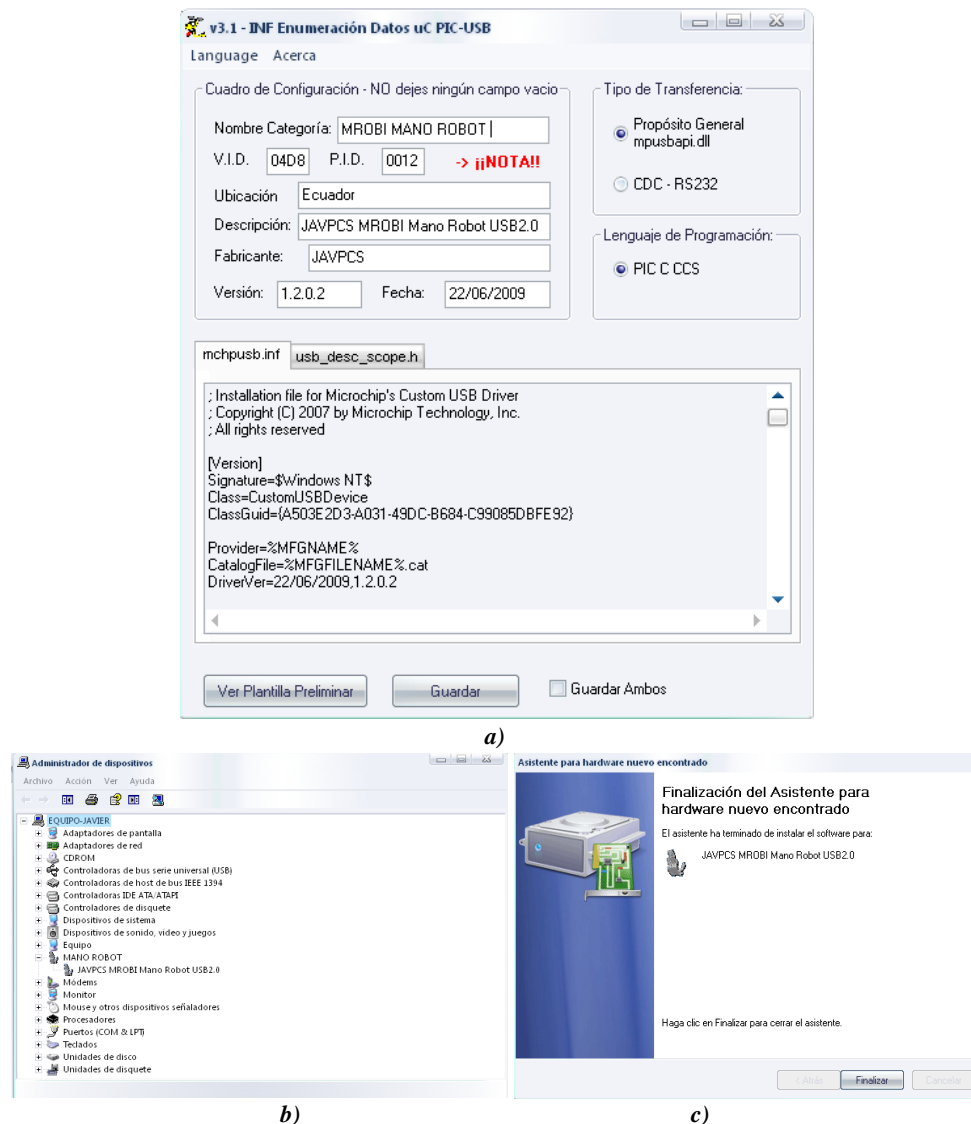


Figura 3.109 a) Programa que permite personalizar el driver para el dispositivo. b) El dispositivo reconocido por el PC. c) Comprobación de la instalación.

### 3.4.1.4 Software de Monitoreo

Una vez que la interfaz con el módulo MINT se encuentra lista, desde el punto de vista del hardware, fue posible comenzar con el diseño del software de monitoreo del kit. El desarrollo y depuración de este programa, se lo tuvo que realizar paralelamente al desarrollo del firmware del módulo de interfaz y control (PIC18F4550), especialmente en lo referente a la comunicación USB y la visualización de las señales EMG.

El software de monitoreo del kit MROBI fue creado en base a LABVIEW de National Instruments, que es un entorno de programación gráfico integrado, y es utilizado tanto en el ámbito científico como en ingeniería; los programas creados en LABVIEW se los conoce como instrumentos virtuales o VIs.

Se escogió el LABVIEW en la versión 8.6 por varias razones, una de ellas es que me permite generar un ejecutable con su respectivo instalador, esto es fundamental para la portabilidad del sistema, además este programa cuenta con librerías optimizadas y permite una programación más ágil en aplicaciones complejas, dado que es un entorno de programación de lenguaje G (gráfico); esta forma de programación permite depurar de mejor manera un código, evitando inconsistencias o errores de sintaxis, ambigüedades y bugs, que serían más complejos de identificar en un lenguaje de código tipo texto como el C/C++, pues todo se resume a tomar un elemento y colocarlo en el espacio de trabajo, para luego conectarlo con cables, como si fuese el esquema de un circuito electrónico o un diagrama de bloques; de existir algún error de compatibilidad en las conexiones, especialmente con el formato de la información que maneja dicha conexión, el programa lo indica señalando la conexión o el componente en conflicto, e impide que se pueda ejecutar el programa, hasta que el problema haya sido solucionado. Finalmente el LABVIEW ofrece una gran compatibilidad de hardware ya sea con tarjetas propias o de otro fabricante para la adquisición de datos.

Al principio se hizo un poco complejo dominar este nuevo lenguaje o interfaz de programación, pero una vez que se consigue hacerlo, se puede apreciar el potencial que posee, en comparación con un lenguaje de texto como el C/C++, convirtiendo a este software en una herramienta poderosa e indispensable.

### **Interfaz USB y código de aplicación.**

Para la comunicación USB, el Labview ofrece algunas alternativas. Una de ellas es utilizar los módulos VISA USB, de la misma forma que cuando se realiza una conexión serial vía RS232, con los módulos VISA correspondientes, pero luego de varios intentos y pruebas, no se consiguió los resultados positivos, razón por la cual se buscó otra alternativa.

Tomando en consideración que microchip proporciona una librería dinámica llamada *mpusbapi.dll* (56) para el manejo de la interfaz USB (en transferencia “Bulk”), entre sus microcontroladores y el programa residente en un computador, con capacidad para trabajar con librerías dinámicas, como Visual Basic 6.0. De hecho entre algunas de las características y capacidades del LABVIEW, está el poder manejar librerías dinámicas o comúnmente conocidas como “dlls”, lo que permitió encontrar una solución y establecer una comunicación efectiva, entre el kit y la aplicación VI.



El programa desarrollado para el monitoreo del sistema, se lo ha bautizado como “**MROBI Monitor**”, cuyo nombre está inspirado en el tema de este trabajo, “**MANO ROBOT INTELIGENTE**” y que corresponde también al nombre del dispositivo.

De la misma manera que en el firmware del PIC, en este programa también se realizó el control en el avance de su desarrollo mediante versiones, llegando hasta la versión V2.02.02. El diseño del programa tiene como base o eje principal, la secuencia de manejo de la interfaz USB, a la que se suma el resto de funciones o bucles, que le permite funcionar como monitor del prototipo. Se tomó como referencia la documentación disponible para el uso de la librería *mpusbapi.dll*, en la que se manifiesta que deben cumplirse ciertas acciones y secuencias para iniciar mantener y terminar la conexión, es decir, existe un proceso para establecer la comunicación vía USB con el PIC, a partir del manejo de las siguientes funciones de la librería:

- *MPUSBGETDEVICECOUNT(PVID\_PID)*
- *MPUSBOPEN(INSTANCE, PVID\_PID, PEP, DWDIR, DWRESERVED)*
- *MPUSBREAD(HANDLE, PDATA, DWLEN, PLENGTH, DWMILLISECONDS)*
- *MPUSBWRITE(HANDLE, PDATA, DWLEN, PLENGTH, DWMILLISECONDS)*
- *MPUSBCLOSE(HANDLE)*

Por lo tanto la secuencia implementada en la aplicación MROBI MONITOR, es la que se muestra sintetizada en el diagrama de flujo del programa, que se aprecia en la en la figura 3.110 y que en esencia realiza lo siguiente:

- Primero es necesario realizar una detección del dispositivo con un VID y PID específico (vid\_04d8&pid\_0012), como se aprecia en la figura 3.124. Para evitar inconvenientes es recomendable primero conectar el dispositivo a la computadora y luego de que el mismo indique, con un mensaje en pantalla, que está “preparado”, se procede a abrir el programa.
- Segundo. Luego de que el dispositivo es detectado y enumerado es necesario abrir las pipes (en español tuberías), una pipe es un canal bidireccional de comunicación que posee dos end-points (puntos terminales que en adelante se los mencionará como EPs), uno para envío y el otro para recepción vistos desde el USB host en el PC; cabe destacar que los end-points están en el dispositivo, el EP0 está reservado para el control que hace el host del USB, tanto en recepción como en el envío, cada pipe posee 15 EPs para recibir y 15 para enviar datos; en nuestro caso debido a las limitaciones que aun posee la librería dinámica proporcionada por microchip, solo nos permitirá comunicarnos a través del EP1.



- En tercer lugar se tiene el núcleo o bucle principal del programa, puesto que aquí es donde se desarrolla toda la comunicación con el CPU de la mano robot. Es también quien se encarga del tratamiento (separación de canales, normalizado, fft, etc.), de la información de las señales EMG enviadas por el kit mientras se encuentra conectado, además permitirá leer y cargar las configuraciones en el dispositivo. Dentro de este bucle de programación, se localiza también una etapa que permite al usuario interactuar con el sistema mecánico de la mano robot y controlar los movimientos de esta, para comprobación y diagnóstico de su funcionamiento.

La ejecución de esta etapa, se repite mientras el sistema este en línea, a través de un bucle while principal (ver diagrama de flujo), que contiene a dicho código. Para detener la ejecución de este lazo while (salir de aplicación), el usuario deberá presionar el botón “SALIR” en la pantalla o GUI (ver figura 3.111).

- La última etapa, se ejecuta luego de que el usuario presiona el botón RESET o SALIDA; en el primer caso se reinicia la secuencia de comunicación, esto se usa generalmente para tratar de recuperar la comunicación USB, suspendida por alguna razón, en el segundo caso en cambio termina la comunicación USB (cierre de sesión), cerrando los handles abiertos (inpipes y outpipes) y la ventana del programa.

Un detalle adicional e importante del funcionamiento del programa también se observa en el diagrama de flujo (ver figura 3.106), Ya que el mismo, solo ejecutara un tipo de acción a la vez, es decir mientras la aplicación está recibiendo información de muestras desde el microcontrolador (MINT), puedo pausar la recepción de datos o grabar 3seg de señal (respaldar array buffer), en un archivo en formato binario (.dat). Pero cuando está recibiendo muestras, no me permite el envío de ordenes directas al sistema mecánico, esto se programó así para evitar interferir con las ordenes generadas por el propio usuario, mediante sus bioseñales, para hacerlo se deberá detener nuevamente la captura de muestras.

Mientras se encuentra en modo espera (sin recibir muestras), me permite en cambio cargar un respaldo de 3 segundos, de una bioseñal disponible o previamente guardada en el disco duro de la computadora (archivo *bioseñal\_x.dat*). Esta función es de suma utilidad al momento de analizar la morfología de las señales del usuario, por cuanto permite realizar y comprobar los ajustes del prototipo, al comparar señales actuales con señales guardadas o anteriores al ajuste realizado y, la respuesta del sistema a cada una de ellas.

No siempre se envía y reciben datos por el USB, cuando el sistema está en línea y listo, se enviarán datos al PIC solo si existe algún cambio en el estado de los

pulsantes o en la configuración de los parámetros del sistema, tanto para procesamiento DSP, como para el control de la mano robot. Si el sistema está recibiendo información de muestras por el USB también puede enviarle información simultáneamente al PIC si el caso lo amerita (órdenes de control). La aplicación tiene la capacidad de restaurar los parámetros de configuración de los módulos MDSP y MROB a sus valores por defecto, en el caso que se desee reinicializar todo el sistema, para crear un nuevo perfil. Pero también existe la posibilidad de respaldar los parámetros actuales del sistema en un archivo binario (*parámetros\_x.dat*), de tal manera que podrán existir varios perfiles de configuración, de estos parámetros, lo que resulta muy útil si se está trabajando con varios usuarios del dispositivo o simplemente para realizar pruebas de ajuste en el prototipo.

En el bloque acondicionamiento de información de trama, se encargara de acondicionar la información recibida para presentarla en pantalla, esto dependerá de la cabecera como ya se menciona. Si se tratara de una trama con muestras de los canales de registro de señales EMG, estos deberán primero separarse con el fin de poder visualizar como dos trazos independientes aunque en una misma pantalla de manera parecida a la de un osciloscopio, para ello dicho bloque necesita realizar algunos ajustes en el offset, amplitud y en la escala temporal de cada señal; completado este proceso se podrá presentar el resultado en la pantalla correspondiente al dominio del tiempo. A esta señal se le aplica la transformada de Fourier o FFT, para presentar su espectro de frecuencias en la segunda pantalla (ver figura 3.111).

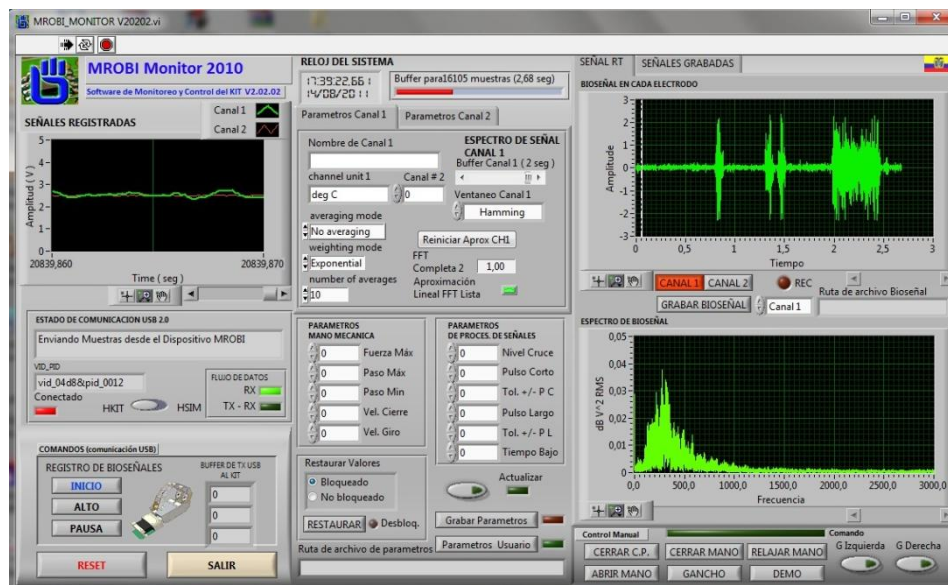


Figura 3.111 GUI de la aplicación MROBI MONITOR V2.02.02.

En cuanto a la apariencia final o GUI del programa MROBI MONITOR v2.02.02, se muestra en la figura 3.111. Allí se nota claramente las pantallas en las que se podrá visualizar la señales captadas por el CPU, de hecho en imagen se aprecia la captura de una de estas señales. En resumen esta aplicación nos permitirá monitorear y evaluar el funcionamiento del prototipo, por si existe algún problema con el registro de la bioseñal en cada canal, especialmente en lo referente a la colocación de electrodos y conexión de las sondas, para finalmente realizar diagnósticos del funcionamiento mecatrónica del prototipo.

La interfaz o GUI del programa es muy amigable con el usuario, allí se aprecia con claridad, tanto los botones de control de la aplicación, como los de diagnóstico y prueba del sistema mecánico; en la parte superior izquierda, se observa una pantalla de visualización instantánea de las bioseñales que ingresa, a manera de un osciloscopio tradicional, pero debido a que también se necesita observar la morfología de dichos pulsos de señal, se debe trabajar en un rango de tiempo mucho más amplio (3.5 seg) y con ello realizar el seguimiento en conjunto con el sistema mecánico; las pantallas destinadas para esto, son las que aparecen al costado derecho de la ventana del programa, la superior presenta la señal o señales en el dominio del tiempo mientras la inferior el espectro de las señales que ingresan, cada pantalla posee herramientas de navegación que me permite moverme en toda la grafica, ya sea de uno o dos canales al mismo tiempo.

Finalmente en la parte central de la aplicación se observa varias pestañas, donde se presentan los parámetros de configuración del sistema, los que pueden ser modificados y nuevamente actualizados en el prototipo, si la configuración es la correcta, se puede respaldar esta información en disco o de lo contrario se puede cargar un perfil existen, como ya se mencionó. Justo debajo de la primera pantalla (osciloscopio), se encuentra una pequeña ventana, que me informa en todo momento mediante mensajes textuales, el estado del dispositivo y de la aplicación MROBI.

#### **3.4.1.5 Instalador del Software de Monitoreo**

Haciendo uso de una capacidad fundamental del software Labview, que permite compilar y generar un instalador para aplicaciones, se creó el instalador para el software MROBI Monitor, que le permitirá instalar la aplicación en cualquier PC con sistema operativo Windows XP o Win 7. En el instalador se incluye el archivo ejecutable compilado previamente, le acompaña librerías dinámicas, archivos de sistema y sub aplicaciones que necesitan instalarse en el computador huésped para que el programa pueda ejecutarse sin problemas y no necesite de una instalación previa de labview. La carpeta que se genera con el instalador se aprecia en la figura 3.112 con la que se puede crear un CD de instalación.

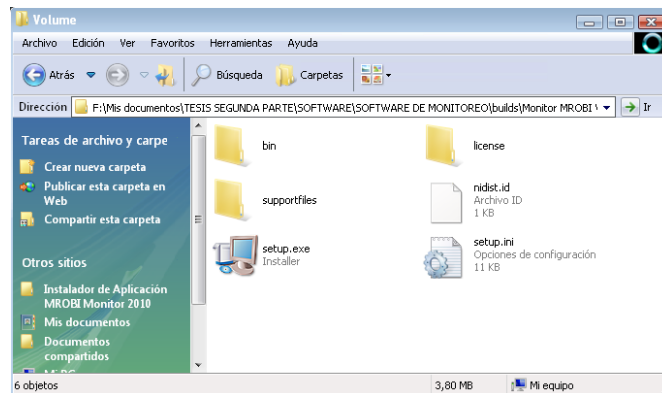


Figura 3.112 Carpeta generada con archivos y subcarpetas de instalación.

Para crear el instalador y el ejecutable se recurrió a la herramienta “Application Builder” que viene incluida en el Labview, previamente es necesario que todos los archivos relacionados con la aplicación VI, como son: la librería “mpusbapi.dll”, el archivo del sistema “mchpushb64.sys” que están actualizados para 64bits; así como de complementos, iconos y licencia, estén dentro de un mismo proyecto.

El proceso inicial de la instalación, donde se muestra el mensaje de bienvenida al usuario, se aprecia en la figura 3.113. Una vez instalado el programa se lo ejecuta para comprobar de manera conjunta con el dispositivo MROBI, que todo funcione correctamente; aunque cabe mencionar, que debido a que el sistema operativo Windows 7 es relativamente nuevo, se presentan ocasionalmente fallos o cuelgues del computador y conforme microchip vaya actualizando su librería dinámica, al tiempo que Microsoft haga lo mismo con Windows 7, seguramente se irá solucionando estos inconvenientes, ya que únicamente en este S.O. es donde se han presentado este tipo de fallos esporádicos. El mismo proceso de instalación y pruebas se realizó también en un equipo con S.O. Windows XP SP3 y, el sistema trabaja con toda normalidad, sin presentar cuelgues o errores inesperados.

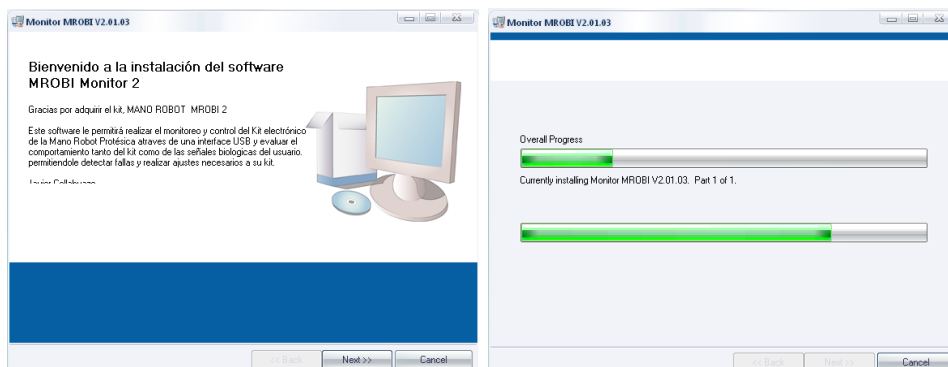


Figura 3.113 Proceso de instalación de la aplicación MROBI Monitor en Windows 7 y 64bits

### 3.4.2 Procesamiento Digital de Bioseñales

Las bioseñales que han sido registradas por los canales analógicos y posteriormente digitalizadas en los microcontroladores, ahora deben ser procesadas en el hardware o CPU, por el módulo MDSP. El procesamiento en si se divide en dos partes, la primera que es el acondicionamiento de las señales, especialmente a través del filtrado y la segunda que se encargará de realizar la detección de los pulsos generados por el usuario. Para lograr esto el DSP ofrece algunas herramientas, muchas de las cuales también están disponibles en el dsPIC30F4011, que es el núcleo del módulo MDSP.

El procesamiento digital de señales o por sus siglas en ingles “Digital Signal Processing” DSP, desde finales de los años 70 donde se ubica la aparición de los primeros procesadores digitales para señales analógicas, ha experimentado un gran avance, debido a la tendencia que surgió en digitalizar todos los sistemas, que antes eran del dominio de la electrónica analógica, como el audio y el video, al igual que las comunicaciones, básicamente debido a que es más fácil realizar transformaciones de las señales, como la transformada de Fourier, para el acondicionamiento y el análisis de las mismas en diversas aplicaciones, como el mejoramiento de la señal al eliminar ruido, amplificación o énfasis en algún componente de la misma y, hasta la detección de algún patrón o componente en el dominio de la frecuencia, entre otras.

Un procesador digital de señales, es un microprocesador diseñado especialmente para trabajar con señales digitales en tiempo real, posee instrucciones y módulos internos optimizados, para realizar operaciones matemáticas sobre las señales digitales, a alta velocidad y luego de terminado el proceso, permita transformarla la señal digital nuevamente en una señal analógica, a través de un DAC, un ejemplo de esto son los ecualizadores digitales y filtros utilizados en comunicaciones, para eliminar ruidos de fondo de la señal de origen.

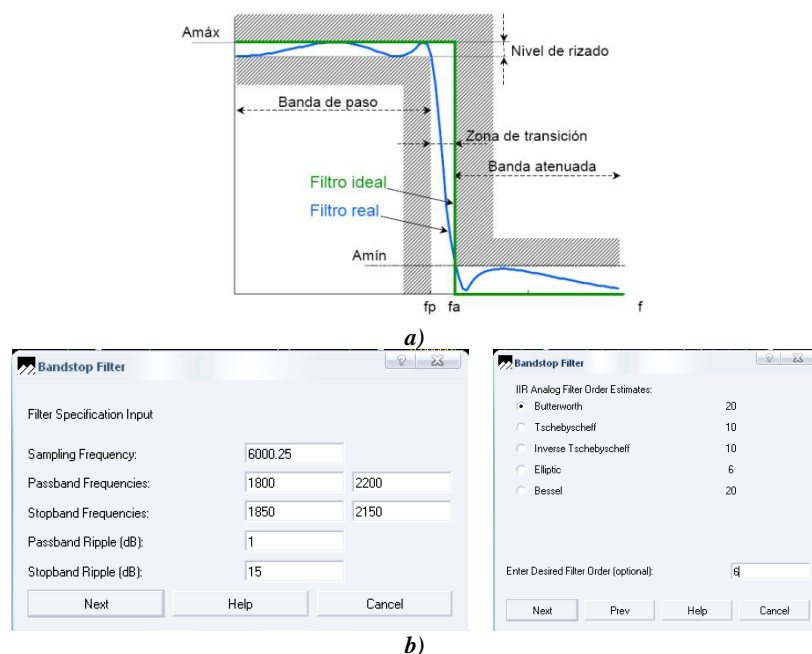
#### 3.4.2.1 Software de Diseño de Filtros para dsPIC

Dentro de las múltiples herramientas de diseño y programación que posee Microchip, se encuentra la aplicación dsPICfdlite, este permitió diseñar y generar el código fuente, con los coeficientes de un filtro digital, este software puede trabajar de manera complementaria con la aplicación dsPICWorks, ya que permite probar los filtros, sobre señales generadas artificialmente por el programa o con señales capturadas por la aplicación “MROBI Monitor”, de una fuente real de bioseñales EMG; estas pruebas permiten evaluar si el filtro está eliminando efectivamente el ruido. En este software puedo trabajar tanto con filtros IIR como FIR y dentro de los de respuesta infinita al impulso, se tiene la posibilidad de diseñar filtros:



- Pasa bajos, pasa altos, pasa banda y elimina banda
- Filtros hasta de orden 10 para pasa bajo y pasa alto
- Filtros hasta de orden 20 para pasa banda y elimina banda
- Están disponibles cinco prototipos de filtros analógicos
  - Butterworth
  - Tschebyscheff
  - Inverse Tschebyscheff
  - Elliptic
  - Bessel
- Las transformaciones digitales son realizadas por el método de transformación bilinear.
- Los informes muestran los detalles del diseño así como todas las transformaciones del filtro normalizado al filtro deseado. (57)

Los parámetros que necesita el programa para comenzar con la creación del filtro se muestran en la figura 3.114b, Estos parámetros tienen relación con la gráfica de la figura 3.114a, al observar la imagen lograremos comprender que parámetros son los que solicita el programa. Tanto para este filtro, como para el resto de filtros utilizados en el procesamiento digital, la frecuencia de muestreo exacta del sistema será siempre 6000.25Hz, esta frecuencia se calculó tomando en consideración, la frecuencia del oscilador, el multiplicador PLL x 16 y la configuración del ADC en el dsPIC30F4011.



**Figura 3.114** a) Parámetros de un filtro forma gráfica. b) Parámetros de aplicación dsPICfllite.



Para asignar los parámetros adecuados al filtro, es necesario realizar algunas pruebas en la generación de los coeficientes, hasta obtener el resultado óptimo, en este caso el objetivo era eliminar una frecuencia específica (2Khz), pero sin afectar al resto del espectro de frecuencias de la bioseñal. Una forma de comprobar si el filtro está cumpliendo con los parámetros deseados, es observar su diagrama de bode o de respuesta en frecuencia que genera el programa. La figura 3.115 muestra estos diagramas como resultado final del diseño de un filtro elimina banda tipo notch, para la frecuencia de 2Khz, los parámetros obtenidos y definitivos se presentan en la tabla 3.12.

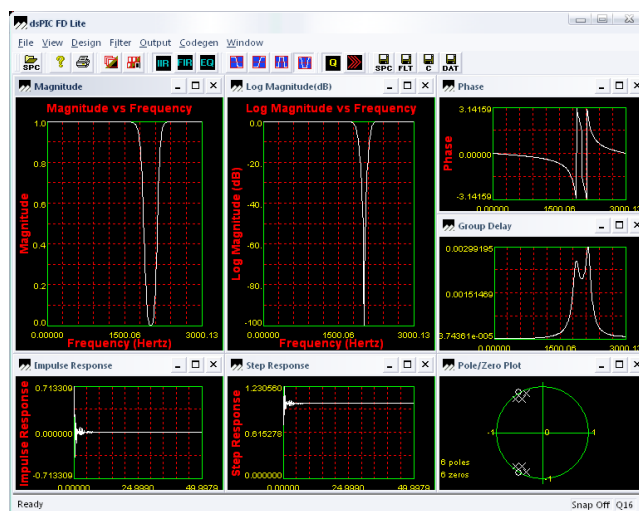


Figura 3.115 Diagrama de bode, polos y respuesta al impulso resultante para el filtro EB Butterworth notch de  $f=2\text{khz}$ .

Tabla 3.12 Parámetros de entrada.

<b>F. BUTTERWORTH ELIMINA BANDA <math>F_m=2\text{Khz}</math> <math>n=6</math></b>		
Frecuencia de Muestreo (hz)	$f_s$	6000,25
F. pasa banda 1 (hz)	$f_{p1}$	1800
F. banda atenuada 1 (hz)	$f_{a1}$	1850
F. pasa banda 2 (hz)	$f_{p2}$	2200
F. banda atenuada 2 (hz)	$f_{a2}$	2150
Rizado P Banda (dB)	$\delta_p$	1
Rizado Banda atenuada (dB)	$\delta_s$	15

Si los parámetros obtenidos son los óptimos, se procede a generar ahora el código fuente, que contendrá los coeficientes de este filtro; el dsPICfdlite ofrece la opción para generar el código fuente en 2 tipos de lenguaje, el primero es en lenguaje C y

el segundo en lenguaje ensamblador para dsPIC30. De acuerdo a los ejemplos de microchip es mejor generar el código en lenguaje ensamblador, el cual podrá ser anexado al proyecto del firmware principal, que se maneja en C30 si ningún inconveniente (58). El programa generara los archivos necesarios, entre ellos el del código ensamblador (extensión .s); es recomendable que se cree primero una carpeta, que haga referencia al filtro que contiene, como se aprecia en la figura 3.116.

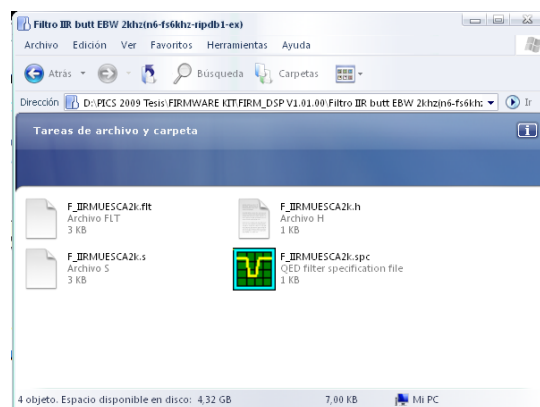


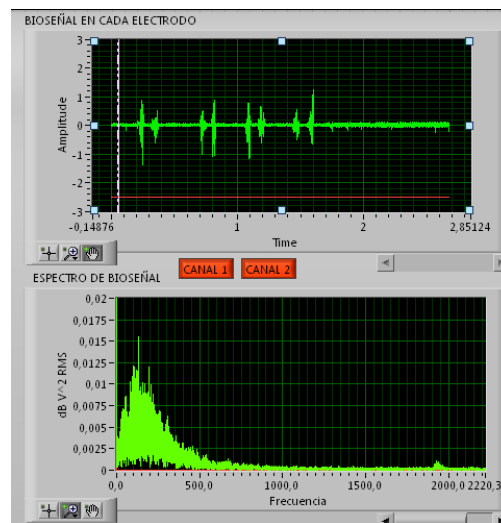
Figura 3.116 Archivos de código ensamblador y especificaciones, que genera el programa.

### 3.4.2.2 Reconocimiento de Patrones de Bioseñales

El papel fundamental que cumple el módulo de procesamiento digital de señales “MDSP” dentro del prototipo, radica en el procesamiento que ejecuta este módulo, sobre la bioseñal registrada por los canales bioamplificadores, con el se completa el enlace entre la parte biológica y el sistema mecánico de la mano. Esto se logra al interpretar las señales, que son digitalizadas previamente, para establecer un patrón que puede ser reconocible, mediante un algoritmo adecuado.

#### Determinación de comandos

Durante el desarrollo del prototipo, se ha ido adquiriendo una mayor comprensión del comportamiento de las bioseñales capturadas por el sistema, estableciendo las características de las señales generadas a voluntad por el usuario, como las que se muestra en la figura 3.117, esta señal fue capturada con la ayuda de la aplicación MROBI Monitor, en la imagen se logra distinguir claramente 8 pulsos cortos, generados por el músculo cubital anterior del antebrazo (ver Cap. 1, figura 1.6), es este patrón de pulsos de señal, lo que se busca utilizar para el manejo del sistema mecánico, a través de un protocolo de órdenes o comandos previamente codificados, tomando en cuenta que también es posible generar pulsos largos y sostenidos.



**Figura 3.117** Pulsos de bioseñal real capturada con MROBI Monitor.

Con esta información, se determinó que lo más idóneo, es trabajar con la envolvente de la señal en el dominio del tiempo; para conseguirlo, en primer lugar es necesario asegurar una señal limpia o libre de artefactos (filtrado de ruido), para luego utilizar un procesamiento por bloques de información, conforme estos ingresen al sistema.

A partir de un proceso de aproximación estadística, aplicada a cada bloque información que ingresa, se logra detectar la envolvente de un pulso en la bioseñal,

El proceso es el siguiente:

- Se agrupan las muestras provenientes del buffer del dsPIC, en un solo buffer de 64 muestras, como se está trabajando con dos canales (Ch0 y Ch1), será uno por cada canal, este buffer renovara su información en forma continua.
- A cada sub-buffer de 64 muestras se le aplica un ajuste de offset, debido al formato de entrega de datos del ADC (dsPIC30F4011) y posteriormente se aplica un filtrado.
- Se obtiene el valor absoluto del bloque (rectificación de la señal), para manejar solo valores positivos, esto no elimina información, por el contrario acentúa ciertos aspectos presentes en un pulso de señal.

- Se obtiene la media de cada bloque resultante (64 muestras). Este valor a su vez se guarda en la memoria RAM, para formar otro sub-bloque con los valores medios, obtenidos en cada secuencia de proceso de un bloque de 64 muestras.
- Cada sub-bloque se estableció en 2 valores promedio (se probó con varias opciones), cuando ya se tiene estos dos valores para cada canal, se vuelve a obtener un segundo promedio de entre estos valores.
- Con el valor promedio definitivo, se realiza una comparación a manera de detección de cruce de nivel, de acuerdo a un valor umbral preestablecido y que puede ser modificado por el usuario, ya que forma parte de los parámetros que se pueden ajustar dentro del prototipo.
- Cuando se ha detectado este cruce, se debe determinar ahora si fue un flanco de subida o de bajada. Si fue de subida, me indicara que comenzó un posible pulso de señal, si en cambio fue de bajada, significara que el pulso terminó.
- Dependiendo del tiempo que el pulso haya estado en alto o en bajo, tomando como referencia a tiempos preestablecidos y que son modificables (parámetros DSP), se sabrá si es un pulso valido o se trata solo de ruido en el canal registro de bioseñales.
- De ser un pulso de señal valido, un contador registrará el número de pulsos detectados en cada canal, el canal 1 tiene prioridad sobre el canal 2 en cuanto a las órdenes que se deban enviar, es decir, si detecta un comando en el Ch1 ya no se procesará el Ch2, debido a que el Ch1 maneja las funciones principales de la mano robot y para evitar conflictos en las ordenes (solo se puede enviar una a la vez). Por lo tanto para:

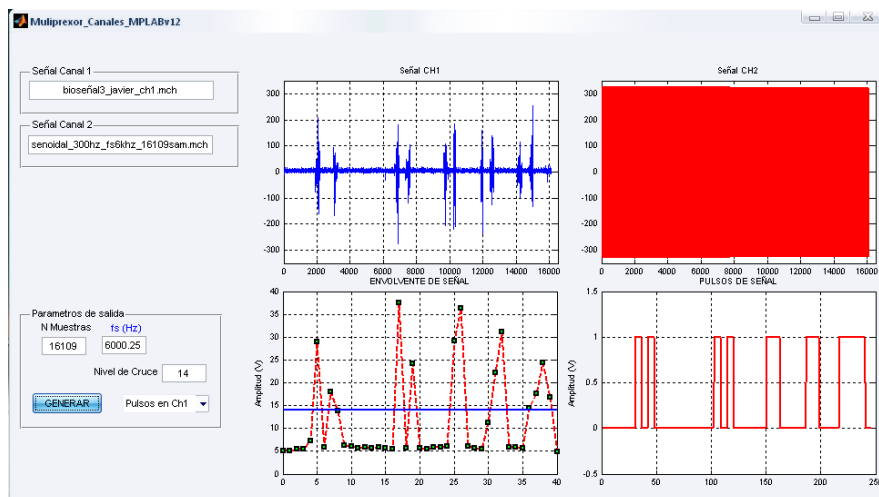
Canal 1:

- Si se presenta solo un pulso, la orden será cerrar la mano controlando la presión ejercida.
- Si se presenta dos pulsos, la orden será abrir la mano totalmente
- Si se detecta un pulso largo o sostenido, significará que se desea girar la mano a la izquierda o a la derecha, según sea el caso (forma alternada).

## Canal 2:

- Si se presenta solo un pulso, cierra la mano totalmente, pero sin controlar la presión.
  - Si se presentan dos pulsos, se ordena a la mano ponerse en posición de gancho, lo que le permitirá jalar o tirar de un objeto, como la puerta de un refrigerador, siempre que el esfuerzo sobre la estructura de la mano, no sobrepase los límites tolerables.
  - Pulso sostenido, resetea la mano a la posición inicial y la pone en modo de ahorro de energía (relajar la mano).
- Si se detectó un comando valido, este es transmitido al módulo de control de la mano por vía I2C.

Se podrá entender mejor este proceso de detección de envoltorio de la señal observando la figura 3.118, esta imagen corresponde a la captura de pantalla del programa auxiliar creado en Matlab R2008, este programa realiza a manera de prueba, la determinación de la envoltorio de la señal y la detección del pulso o pulsos, partiendo de la señal almacenada en disco, por parte de la aplicación MROBI Monitor (archivos bioseñal\_x.dat).



**Figura 3.118** Programa de Matlab para la multiplexación y detección de pulsos.

El programa de Matlab también permite multiplexar dos señales (ch1 y ch2) almacenadas en disco, en un solo vector de datos, que luego será utilizado por la herramienta MPLABSIM como una señal de estimulación, para poder simular y evaluar si el algoritmo implementado en el MDSP, está funcionando correctamente

con los parámetros dados. En la imagen se observa como primero se obtiene la envolvente, que trata de seguir el patrón de la bioseñal original, luego se realiza una comparación con un valor de cruce (trigger) o umbral preestablecido, dando como resultado final dos pulsos cortos y dos largos en el tiempo. A partir de aquí, solo queda establecer el tiempo de duración de los pulsos, para validarlos y actuar sobre los contadores respectivos (para Ch1 y Ch2), con los cuales se determina que comando u orden debe ser enviada al control de la mano.

### 3.4.2.3 Firmware del Módulo DSP

Luego de establecido el método de procesamiento, que se aplicará en la detección de los pulsos y en la determinación de los comandos. El segundo paso es la creación del algoritmo y código fuente del programa (firmware) que ejecutará este proceso, el mismo se grabará en el dsPIC, núcleo del módulo MDSP. El diagrama de flujo que se muestra en la figura 3.119, permite comprender como está estructurado este firmware, el cual se divide en dos etapas fundamentalmente.

La primera de ellas que se ejecuta en el momento que se enciende todo el sistema electrónico, se encarga de la inicialización del módulo, comprobando el estado de la comunicación I2C (modo esclavo), de forma coordinada con el módulo MINT (Master); si pasa con éxitos las pruebas de comunicación y en la carga de los parámetros guardados en la EEPROM local, el módulo solo espera la orden de activación por I2C, luego de lo cual se reconfigura como Máster I2C, para poder comunicarse ahora con el módulo de control de la mano robot (MROB).

En esta segunda etapa del programa, se habilitan la conversión ADC, comienzan a llenarse los buffers con la información de las muestras de los dos canales, y cada vez que se tiene un bloque completo de 64 muestras, el firmware entra a procesarlo. Al final de cada secuencia de proceso, independientemente de si se detectó o no un pulso de señal, el programa comprueba mediante la comunicación I2C, si existe algún mensaje de requerimiento por parte del MINT, de suspender el procesamiento de la información y que este se reconfigure nuevamente como esclavo I2C, esto solo ocurrirá si el sistema está realizando alguna comprobación de funcionamiento o para actualizar algún parámetro del procesamiento de las señales (actualización de la EEPROM del dspic30F4011).

Como en el caso del firmware de MINT, aquí también es de suma importancia que el microcontrolador dsPIC este correctamente configurado, para que pueda trabajar adecuadamente, aprovechando en lo posible todas sus capacidades, como su alta velocidad de procesamiento (30 MIPS), a través del multiplicador de frecuencia PLL (x16), y una selección adecuado del cristal, según lo indica su respectivo datasheet.

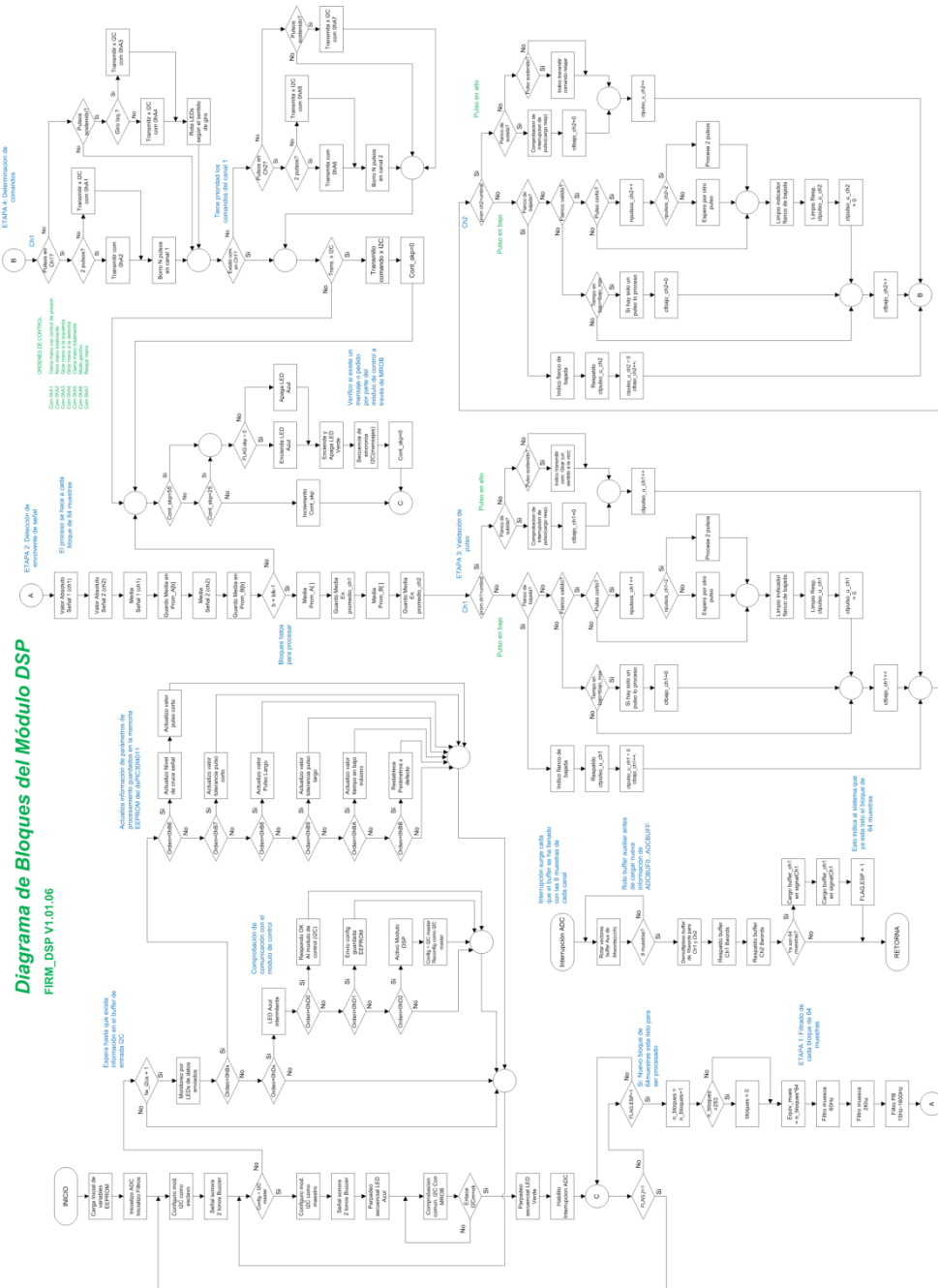


Figura 3.119 Diagrama de flujo del FIRM\_DSP V1.01.06.

En la práctica no fue posible conseguir un cristal exacto 7.5Mhz que sería lo ideal, para alcanzar los (30 MIPS) de velocidad, sin embargo, se consiguió uno cercano, el cual trabaja a 7.3728Mhz. Realizando los cálculos apropiados para este cristal, da como resultado que el dsPIC podrá trabajar a una velocidad de 29.4 MIPS y todos los cálculos y ajustes dentro del programa tendrán que referirse a esta velocidad como base.

Dentro de la segunda etapa de funcionamiento, que se puede observar en el diagrama de flujo, se encuentra la sección de filtrado de los bloques de información capturada por el ADC y que se almacena en el buffer del dsPIC, los filtros implementados son los siguientes:

- Filtro muesca (elimina banda) IIR Butterworth para eliminar la frecuencia de 60Hz de la Red eléctrica.
- Filtro muesca (elimina banda) IIR Butterworth para eliminar una frecuencia de 2 Khz que aparece ocasionalmente pero con gran amplitud, posiblemente este ruido es generado por fuentes conmutadas cercanas.
- Filtro pasa banda IIR Butterworth con  $f_{min} = 15\text{Hz}$  a  $f_{max} = 1.6\text{Khz}$  para que solo pasen las frecuencias que están dentro del rango de las señales EMG.

De ser necesario se podrían implementar más filtros, debido a que cada uno corresponde a un código de parámetros independiente en lenguaje ensamblador, que como ya se vio, se generan con la ayuda de la herramienta dsPICfdlite y solo deben incorporarse al proyecto del compilador C30.

Todo este proceso se monitorea en el dsPIC, a partir de los diodos Led, azul, verde y naranja y especialmente el verde, que parpadeará en los primeros segundos de arranque del módulo, hasta que finalmente el diodo azul, junto con el naranja y el verde parpadearan cíclicamente, para indicar que el módulo DSP está en línea.

### Muestreo en el dsPIC

La subetapa de procesamiento esta conducida por la interrupción del conversor ADC y por la bandera "**FLAG.ESP**" (ver figura 3.119). En el primer caso surgirá una interrupción cada vez que el buffer (ADCBUF0 hasta el ADCBUFF), se haya llenado por completo con muestras tomadas de las dos entradas analógicas habilitadas (AN0, AN1). En el segundo caso, tras múltiples interrupciones del ADC, se llega a completar el sub buffer con capacidad para 64 muestras, haciendo que la bandera "**FLAG.ESP**" se levante (puesta en 1), lo que a su vez permite empezar a procesar este bloque de muestras.



La configuración del ADC para el muestreo permite un buffer temporal de 8 muestras por canal sobre el buffer 16 muestras (llenado intercalado de la información de AN0 Y AN1), a una  $f_s = 6\text{Khz}$  o más exacto  $6000.25\text{Hz}$ , coincidente con la configuración del MINT (PIC18F4550). Como nota final se destaca que no es necesario normalizar la información presente en los buffers, debido a que en el formato en si ya se contempla esta normalización (señal varía entre  $\pm 1$ ), consultar "Section 17. 10-bit A/D Converter". (59), para el manejo del ADC en dsPICs.

La detección de la envolvente de la señal se lo realiza de manera similar a como se lo hizo en el programa de diseño auxiliar en Matlab (ver figura 3.118), pero a diferencia de este, en el dsPIC se procesa un bloque a la vez, como se aprecia en la figura 3.120, debido a la poca memoria RAM de la que se dispone localmente y el resultado se lo respalda en un vector (promedios de cada bloque).

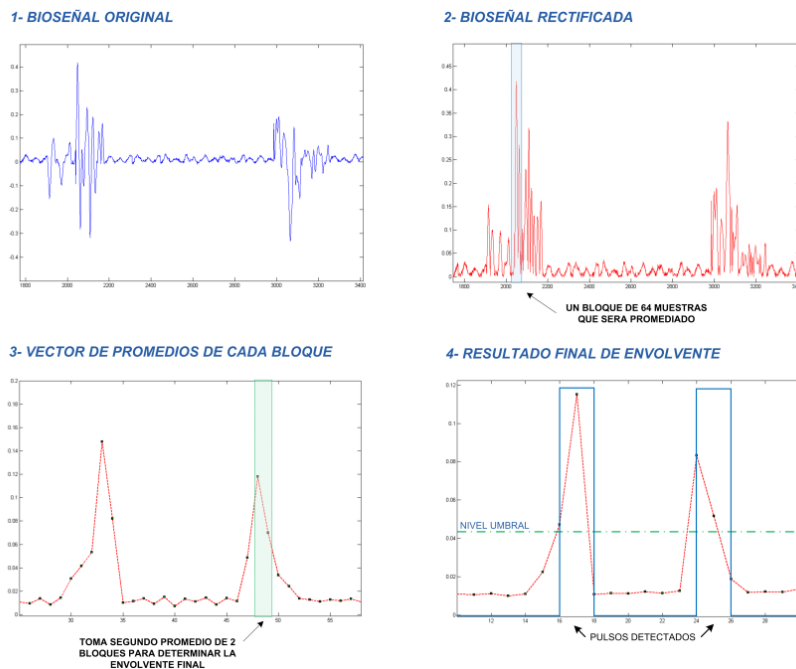


Figura 3.120 Detección de envolvente de una bioseñal y pulsos en el dsPIC.

Con el resultado final de la detección de envolvente de la señal, se puede trabajar ahora en la detección del pulso, siguiendo el proceso analizado anteriormente, comparando el nivel de la señal con uno de referencia (umbral), de manera parecida a como trabaja un detector de nivel analógico (utilizando un amplificador operacional y un potenciómetro), este valor de referencia es de suma importancia, debido a que permite adaptar el sistema a la intensidad que tenga la señal el usuario, por ello es uno de los parámetros que pueden modificarse (ya sea por el

usuario o el programador). También se trabaja con el flanco del pulso, si este es de subida indica que el pulso empezó y un contador empezará a registrar el tiempo que este pase en alto, hasta cuando se dé un flanco de bajada finalizando el conteo, seguidamente se procederá a evaluar si es un pulso valido y cuantos ya se han registrado en el programa, para generar la orden respectiva, este proceso se puede entender mejor en el diagrama de flujo de este módulo (ver figura 3.119).

Si el sistema detecta que existe una orden valida, inmediatamente la transmite por el canal I2C hacia el módulo de control del sistema mecánico, para que ejecute los movimientos correspondientes a la orden recibida.

### **Comunicación I2C**

En la comunicación I2C, cabe destacar un detalle muy importante en cuanto a las funciones que posee el módulo I2C de este microcontrolador, pues me permite configurar al dispositivo como máster I2C, para luego sobre la marcha reconfigurarlo como esclavo, pudiendo regresar al modo maestro de la misma manera. Esto es de gran utilidad, por cuanto permite al módulo MDSP (esclavo) comunicarse directamente con el módulo MINT (máster), para el envío de información. Cuando completa el proceso de la etapa como esclavo (inicialización), se le ordena ahora reconfigurarse como máster, para que pueda enviar la información de procesamiento directamente hacia el módulo MROB (PIC18F4431), en definitiva con esto se evita utilizar el módulo MROB como repetidor o medio de enlace entre el dsPIC y el PIC18F4550. El formato de la información enviada y recibida, sigue el mismo patrón que el de comunicación entre el módulo MINT y el módulo MROB.

### **3.4.3 Programación de Comandos para el Control de Actuadores**

Como parte final de este capítulo, se analizará el firmware que se encuentra en el módulo de control del sistema mecánico de la mano. Como en los módulos anteriores, el núcleo de este módulo MROB, es un microcontrolador PIC18F4431, el cual está diseñado para poder manejar varias salidas PWM, razón que motivo que se lo escogiera, puesto que el control de los servomotores que accionan los dedos y la muñeca, se lo realiza mediante una salida PWM. Otro aspecto importante es el tratamiento que se realizará sobre la señal de los sensores FSR, a partir de los cuales se controla el nivel de presión ejercida sobre un determinado objeto.

#### **3.4.3.1 Manejo de Sensores FSR y Servomotores**

Como se mencionó en la sección sobre el hardware de este módulo, el control de la presión que se ejerce sobre los objetos que toma la mano, se lo hace mediante

sensores FSR (ver anexo A-9), este sensor actúa disminuyendo su resistencia al realizar presión sobre la superficie del mismo, esta cualidad se la utiliza en un partidor de tensión (ver figura 3.121), donde la variación de voltaje que surja por la variación de presión, ingresa a un amplificador configurado como seguidor de tensión, de cuya salida se toma la señal que luego ingresa al PIC18, a través de la una entrada analógica y es digitalizada por el ADC, la captura de esta señal acarrea un proceso inmediato, pero no de manera cíclica por lo que no se hablaría de un muestreo como tal de esta señal.

### Suggested Electrical Interfaces Basic FSRs

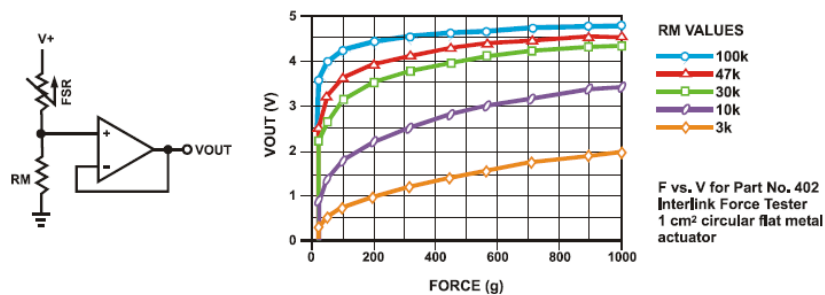


Figura 3.121 Conexión típica de un sensor de fuerza FSR. (60)

El control de la variación de esta señal, mientras se cierran los dedos de la mano, permite al sistema electrónico saber el momento exacto en que debe detener el movimiento del servomotor y por ende el mecanismo del dedo correspondiente; con esto se evita dañar tanto al objeto que tenga en esos momentos en la mano, como al mecanismo en sí. El control de los dedos es individual, es decir cada dedo se detendrá solo si, la presión ejercida y sensada por el respectivo FSR así se lo indique, mientras tanto, los dedos restantes continuaran funcionando, hasta que se supere la presión máxima en cada uno, de esta manera se asegura un mejor agarre de la mano.

Sin embargo, este sistema no está exento de errores, aunque sean esporádicos, derivados de una mala ubicación del objeto a tomar o porque simplemente esta fuera del campo de acción de los sensores (yemas de los dedos). Es por esto que existe un sensor FSR adicional, colocado en la palma de la mano, como se mencionó en la construcción del sistema mecánico (ver figura 3.74), este sensor actúa por sobre los sensores de los dedos, es decir, que si se detecta que la presión en la palma superó el límite, el microcontrolador (MROB) inmediatamente detiene a todos los servomotores; un ejemplo de esto sería cuando se toma objetos esféricos pequeños, como frutas o pelotas de juguete, mientras que los sensores de cada dedo, estarían más aptos para tomar objetos planos (pinza) o cilíndricos

medianos y, en aquellos en los que se observe que el campo de acción de los sensores, no se encuentre afectado. Por tanto, este aspecto tiene que ver más con el nivel de entrenamiento que tenga el usuario, para manejar la mano correctamente.

Lo ideal sería cubrir toda la parte interna de los dedos, con sensores de presión, y tener un mejor control en la manipulación, pero debido a los costos por tratarse de un prototipo, a más de que técnicamente resultaría complejo colocar sensores de este tipo en estas zonas, no es una opción viable en el presente trabajo, pero queda abierta la posibilidad de incorporar mejoras en el futuro, tanto a nivel mecánico, como electrónico.

Otro aspecto importante a tomar en cuenta, es el manejo de los servomotores mediante PWM (pulse-width-modulation) o modulación por ancho de pulso, por lo general la señal pwm obedece a un estándar en la mayoría de los servomotores del mercado, como los servomotores HITEC, donde la frecuencia que manejan es de 50hz, con un ancho de pulso máximo de 2.5ms y un mínimo de 0.5ms, como se muestra en la figura 3.122, para una variación total de 180°.

Los servomotores utilizados en el prototipo, como se mencionó en secciones anteriores, es principalmente el HS-225BB por sus características técnicas (dimensiones y torque) y para el actuador de la muñeca el HS-485HB que ofrece un torque de hasta 6kg.cm, Ahora se hará hincapié en las características eléctricas y de funcionamiento, que se resumen en la tabla 3.13. El consumo de corriente sin carga en el eje que es de 340mA, pudiendo llegar hasta los 780mA a máxima carga (para el hs-225bb); si la sobrecarga fuese mayor, se correría el riesgo de quemar el circuito interno (CI driver) o de romper los piñones del servomotor (piñón fusible), para evitar esto, juega un papel importante los sensores FSR, como ya se analizó, al controlar la presión. Las características técnicas completas se pueden revisar en el anexo A-10 y A-11, para el servomotor HS-225HB y HS-485BB respectivamente.

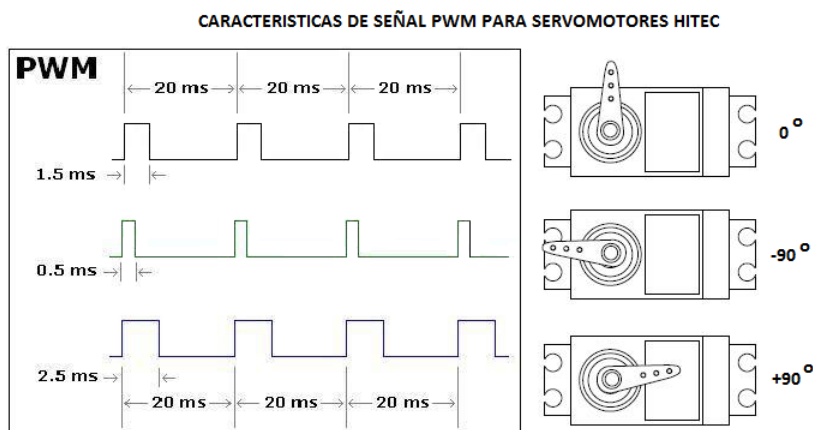


Figura 3.122 Manejo de señal PWM de 50Hz para servomotores HITEC.



Figura 3.123 Servomotor HS-225BB. (61)

Tabla 3.13 Resumen de características de servomotores.

VALORES TECNICOS	HS-225BB (MINI PRECISION)		HS-485BB	
	4.8v	6v	4.8v	6v
Sistema de control	Control de Ancho de Pulso, punto central 1500us (PWM)			
Rango de voltaje de operación	Desde 4.8v hasta 6v			
Rango de temperatura de operación	Desde -20°C hasta 60°C			
Velocidad de operación	0.14seg/60°	0.11seg/60°	0.22seg/60°	0.18seg/60°
Torque	3.9kg.cm	4.8kg.cm	4.8kg.cm	6kg.cm
Consumo de Corriente IDLE	8mA	8.8mA	8mA	8.8mA
Consumo de Corriente Func. Sin carga	300mA	340mA	150mA	180mA
Peso	27g		45g	
Dimensiones	32.4x16.8x31mm		39.8x19.8x38mm	

Para poder calcular la posición de la forma más exacta posible y configurar adecuadamente las salidas PWM, se definió una ecuación basada en el reloj de 12Mhz del microcontrolador PIC18F4431, para obtener el valor equivalente de paso, que deberá ingresarse en la instrucción “*set\_power\_pwm2\_duty(X)*”.

$$X = \left[ (G^o + 90) \left( \frac{374}{180} \right) \right] + 95 \quad (3.111)$$

Donde X es el número de pasos equivalente, para fijar el duty pwm (configuración de salida pwm) y  $G^o$  es la posición en grados del eje del servomotor, tomando como referencia +/- 90° de campo de acción.

### 3.4.3.2 Firmware para el Control de la Mano

En las primeras etapas del desarrollo del firmware del módulo MROB, fue fundamental la utilización del simulador PROTEUS, pues este hizo que se prescindiera de las pruebas del sistema mecánico, mientras este se encontraba en proceso de construcción. Pero conforme se avanzó con el montaje del circuito, sobre un protoboard y con el núcleo del programa listo, se pudo realizar las pruebas de funcionamiento necesarias, como paso previo a la construcción y montaje del circuito electrónico definitivo (ver sección 3.3.3).

Ya con la estructura de la mano robot lista, se montaron los servomotores y sensores FSR sobre la estructura, para realizar las pruebas de todo el sistema de control de la mano y observar su comportamiento. De esta manera, se podía comprobar directamente el funcionamiento de la etapa mecánica y realizar algunas calibraciones, en el movimiento, velocidad de cierre y en la presión ejercida por los dedos de la mano, el firmware definitivo resultado de este proceso, se lo analiza por etapas.

En la figura 3.124 se observa el diagrama de flujo del firmware del módulo MROB versión 1.01.03, donde se pueden distinguir claramente las etapas y procesos que realiza este programa. Aunque el diagrama luce más corto en comparación con sus antecesores, también reviste cierta complejidad y es igual de importante, dada la función que cumple, al encargarse exclusivamente del control electromecánico del prototipo.

A causa de que las salidas PWM (módulo Power-Control-PWM) no pueden trabajar con una FOSC mayor a 12Mhz y a la vez mantener los 50Hz de frecuencia, para que trabajen los servomotores (Servomotores Hitec), se tuvo que establecer como frecuencia oscilador (cristal) máxima, los 12Mhz de forma directa (cristal de 12Mhz y sin PLL).

El módulo I2C del PIC18F4431 (MROB), se configura como esclavo usando la dirección 0x08, que lo identifica ante el módulo MINT, y dado que los pines estándar del microcontrolador, están siendo usadas para otra función, se asignó el pin RC4 como SDA y el pin RC5 como SCL, esto solo es posible gracias a la ventaja ofrecida por el compilador CCS, que me permite asignar estas salidas a cualquier pin I/O que se encuentre libre.

Según se aprecia en el diagrama de flujo del módulo MROB (ver figura 3.124), en cuanto se enciende el circuito del módulo, la primera operación a realizarse es la inicialización de las variables del Sistema (variables en RAM), luego se inicializa el conversor ADC para los pines donde están conectados los sensores FSR, también se configura e inicializa el módulo PCPWM, para las 4 salidas de control de los servos. Posteriormente se realiza la carga de parámetros de control del sistema mecánico, almacenados en la memoria EEPROM y, coloco esta información en el vector de transmisión I2C, para su envío al módulo de control principal (MINT), durante la secuencia general de comprobación de enlace I2C.

El paso siguiente a la inicialización de variables, es la comprobación del enlace I2C con el módulo de control principal (MINT). Como parte de esta secuencia de comprobación de enlace, el PIC envía información local de los parámetros de control mecánico, para que MINT a su vez los reenvíe al computador vía USB, para ser presentados en el programa MROBI Monitor.

Diagrama de Flujo del Módulo de Control Mecánico de la Mano  
FIRM\_MROB V 1.01.03

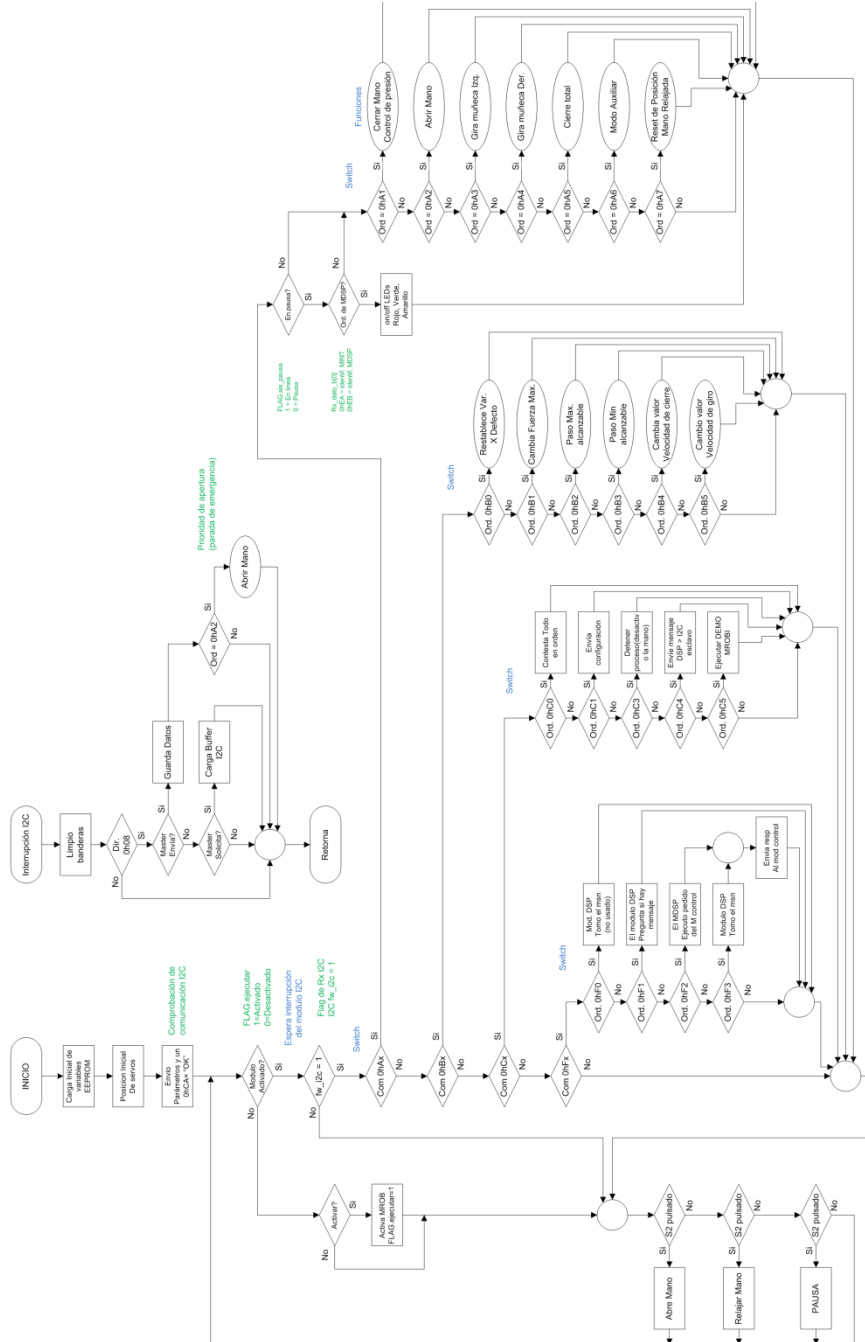


Figura 3.124 Diagrama de flujo del FIRM\_MROB V1.01.03.

Si el test de comunicación I2C es satisfactorio, el módulo de control MINT le enviará una orden de activación (com. 0hC2), para que MROB empiece a trabajar y esté listo a recibir órdenes, ya sea desde el módulo MINT o del MDSP; a partir de aquí, el sistema es conducido por la interrupción del I2C, es decir, en cuanto llegue información, el microcontrolador lo procesará de inmediato, esta información puede ser, una orden de movimiento para la mano, la petición de actualizar un parámetro de control en la EEPROM y hasta el pedido para retransmitir mensajes, los que deberán ser recogidos por el módulo MDSP.

Pero mientras espera el ingreso de información por el bus I2C, el sistema se mantendrá vigilando el estado de 3 pulsantes que están sobre la tarjeta electrónica del sistema mecánico (ver figura 3.104 b e y f), estos permiten controlar dos funciones básicas del sistema, como es relajar (modo ahorro de energía), abrir la mano y una función especial que ya fue mencionada, la cual permite poner al módulo MROB en Pausa. Por defecto cuando el sistema arranca, lo hace en este modo, es decir para que el sistema empiece a trabajar con las ordenes que recibe del I2C, debo colocarlo en línea mediante este pulsante, al momento de hacerlo una señal sonora (buzzer) me indica que el sistema está en línea y empezara a ejecutar las órdenes enviadas por MDSP.

Esto se pensó como una medida de protección, debido a que, cuando arranca el sistema electrónico del prototipo, empieza inmediatamente a procesar las señales procedentes de los músculos del usuario y a generar ordenes, para posteriormente enviarlas por I2C; si el dispositivo estuviera siempre en “línea” y el usuario no estuviese listo para usarlo o peor aún, si los electrodos no estuvieran bien sujetos, es posible que se filtren artefactos al sistema, donde existe una probabilidad de que se interpreten como señales validas, lo que a su vez llevaría a generar ordenes falsas, que podrían causar daños al mecanismo de la mano o a los objetos que tenga en ese momento entre los dedos. Esta opción también es muy útil si no voy a usar el dispositivo por un corto tiempo pero sin retirarlo del brazo (desconectar electrodos, CPU y mano robot).

En la comunicación I2C, el registro más importante es el de comandos (ver figura 1.125), el cual contiene el código en hexadecimal de una orden específica. Dependiendo de la orden, se desarrollará una acción determinada en el microcontrolador, como por ejemplo, los códigos que empiezan con “0hAx”, están relacionados con los movimientos que puede realizar la mano, si recibe el código de comando 0hA1, significa que debe “cerrar la mano con control de presión”, el comando 0hA2 en cambio “Abre mano totalmente”, etc. Cabe recalcar que estos códigos pueden venir tanto del módulo MDSP, como del módulo MINT a través del cual también puede recibirse una orden desde el Programa MROBI Monitor, que reside en la computadora.



En resumen, la lista completa de las órdenes que puede ejecutar el módulo MROB y sus descripciones, se encuentra en la tabla 3.14; para seguir la secuencia de cada una, se debe revisar el diagrama de flujo expuesto en la figura 3.124.

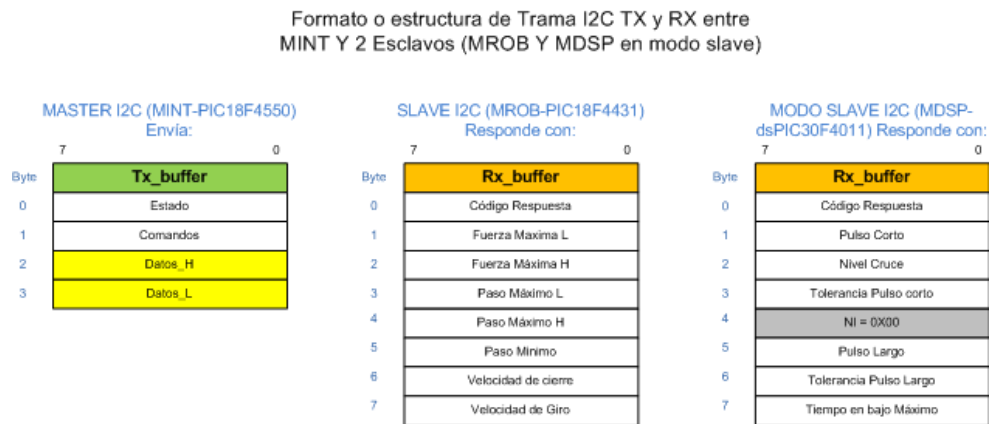


Figura 3.125 Trama de datos I2C visto desde MINT.

Tabla 3.14 Resumen de comandos de control del módulo MROB.

Comando	Descripción
0hA0	Reservado
0hA1	Sujetar objeto, cierra la mano controlando la presión ejercida.
0hA2	Abrir mano, extiende los dedos totalmente
0hA3	Girar muñeca a la izquierda
0hA4	Girar muñeca a la derecha
0hA5	Cierra mano totalmente
0hA6	Modo auxiliar
0hA7	Resetea la posición de los dedos y entra en modo ahorro de energía (relajar)
0hB0	Restablece parámetros guardado en la EEPROM a por defecto.
0hB1	Cambiar parámetro Fuerza Máxima. (Nuevo valor reg. Datos H y Datos L de la trama)
0hB2	Cambiar parámetro Paso máximo alcanzable. ""
0hB3	Cambiar parámetro Paso mínimo alcanzable. ""
0hB4	Cambiar parámetro Velocidad de cierre. ""
0hB5	Cambiar parámetro Velocidad de giro de muñeca. ""
0hC0	Pregunta estado de MROB, este contesta con 0hCA como "OK" si todo está bien
0hC1	Pide que se envíe la trama con los parámetros de control actuales en MROB.
0hC2	Ordena que se active el módulo MROB
0hC3	Ordena detener el proceso en MROB
0hC4	Ordena el envío de mensaje "cod. 0hCB" al MDSP, (para que cambie a I2C esclavo)

0hC5	<i>Ejecutar secuencia DEMO MROBI.</i>
0hC6	<i>Detener giro de muñeca. (Relacionado con A3 y A4)</i>
0hF0	<i>El Módulo MDSP tomo el mensaje de MINT (método no utilizado)</i>
0hF1	<i>El módulo MDSP pregunta si hay mensaje para él. (Relacionado con 0hC4)</i>
0hF2	<i>El módulo MDSP contesta que ya ejecuto petición del MINT</i>
0hF3	<i>El módulo MDSP indica que ya tomo el mensaje, ahora paso la respuesta a MINT</i>

Para girar la muñeca, el módulo MDSP enviará un código específico para cada sentido de giro, como se muestra en la tabla 3.14, el módulo MROB lo recibe e inicia la secuencia de giro del servomotor HS-485HB (ver anexo A-11), pero mientras no reciba la orden de detenerse, este continuará girando hasta llegar a su ángulo máximo o tope. La orden para detener el giro, se activa en el momento que decae voluntariamente el pulso (sostenido) generado por el usuario (ver procesamiento DSP), enviando el código (0hC6) hacia MROB, este lo ejecuta de manera inmediata, en el momento mismo de la interrupción I2C.

Un aspecto importante que se debe asegurar con la comunicación I2C, en un bus compartido, es que la misma se encuentre libre de conflictos, que pudiesen generar colisiones de datos o interrupción de las secuencias de comunicación, porque de lo contrario se producirá el congelamiento del sistema, especialmente de MROB.

La dirección o address (0h08), generalmente se asocia con la escritura en el esclavo, mientras que el valor inmediato, en este caso el 0h09, con la lectura (LSB del address es W/R), pero con el compilador CCS (62) el manejo del i2c se simplifica, pues el mismo internamente se encarga de realizar esta diferenciación y comprobación, por tanto se asumirá que 0h08 es la dirección de MROB.

A causa de lo extenso que resultó el código fuente (firmware), implementado en cada módulo del sistema, se determinó que lo más adecuado para su revisión y consulta, es trabajar directamente sobre un documento electrónico y no sobre una versión impresa, que dicho sea de paso resultaría extensa, por ejemplo en el firmware del módulo MINT, son más de 3800 líneas de código, que equivaldría a aproximadamente 51 páginas de texto y en formato A3 para que este sea comprensible. Por lo tanto el código fuente de todos los módulos del kit, se encuentra incluido en el disco que acompaña a este libro.

Con esto concluye el análisis de las etapas implementadas que componen la estructura de sistema MROBI, tanto del hardware como del software, la intención era mostrar el nivel de desarrollo que se ha logrado alcanzar con la implementación de este prototipo y su posterior utilidad, abriendo con ello la posibilidad de continuar con la investigación en procura de mejorar el dispositivo.

---

## CAPÍTULO 4

---

### EVALUACIÓN GENERAL DEL SISTEMA

El resultado del esfuerzo desarrollado a nivel técnico, en el diseño, construcción y programación del prototipo, será puesto a prueba ahora; es necesario corroborar el funcionamiento mediante pruebas de campo, es decir establecer la funcionalidad y especialmente la utilidad alcanzada con el prototipo, para cumplir ciertas funciones de una mano real, en los casos de amputación de la misma. Esto solo es posible si el prototipo es utilizado por una persona que sufra este tipo de discapacidad, pero para conseguir óptimos resultados, el sistema debe ser primero calibrado de acuerdo a las características de bioseñales del usuario, luego de lo cual el voluntario tendrá que empezar a entrenarse en el manejo del mismo. Al final de todo el proceso se planteará posibles mejoras, en base a las observaciones y experiencias del usuario, así como de las experiencias a nivel técnico.

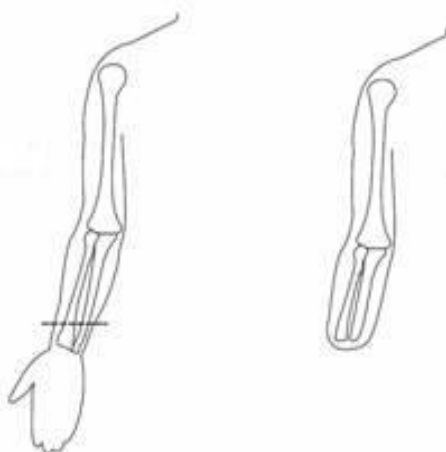
Antes de proceder es importante que tengamos en cuenta y que no olvidemos el factor humano, muchas de las veces para una persona sobrellevar una experiencia traumática, como la pérdida de un miembro, puede tomarle tiempo, dependiendo de la actitud que esta tenga y si cuenta con la ayuda de un profesional psicólogo, para afrontar lo que se denomina como “proceso de duelo” (63). Es por esto que debemos tener siempre presente el respeto y el trato digno que merece una persona discapacitada. Lo más adecuado en estos casos, es realizar una entrevista previa y de esta manera evaluar si el voluntario está en capacidad de enfrentar las pruebas y el entrenamiento necesario; claro está que el profesional indicado para esta evaluación sería un Psicólogo, pero en una primera entrevista ya se podrá tener una idea, de si se puede o no continuar adelante con los ensayos del dispositivo.

#### 4.1 Pruebas Técnicas de Funcionamiento

De una forma complementaria a las pruebas y simulaciones hechas a nivel técnico en el capítulo anterior, se busca ahora observar el comportamiento que tendrá el prototipo al ser manipulado por el usuario (Voluntario), de esta manera se determinará que ajustes y calibraciones se deberán realizar al kit para su adecuado manejo, sin olvidar que los resultados mejorarán conforme la persona aprenda a controlar correctamente el dispositivo (entrenamiento de comandos).

Un aspecto importante que cabe resaltar antes de comenzar con las pruebas, es que el voluntario que amablemente aceptó colaborar en las mismas, posee una discapacidad diferente a la que se estableció como base para desarrollar este trabajo, es decir el prototipo, como se ha mencionado en muchas ocasiones, está

diseñado y enfocado a una prótesis para una persona que ha perdido únicamente la mano (desarticulación de muñeca o trans-radial) ver figura 4.1. Pero en el caso de nuestro voluntario, el sufre de una amputación de antebrazo con muñón corto bajo el codo en 1/3 proximal, es decir a mas de la mano, le falta gran parte del antebrazo. Debido a este inconveniente, para conseguir que el paciente porte el prototipo, es necesario construir el socket para la fijación del dispositivo como una prótesis y que le permita trabajar adecuadamente con la mano artificial.

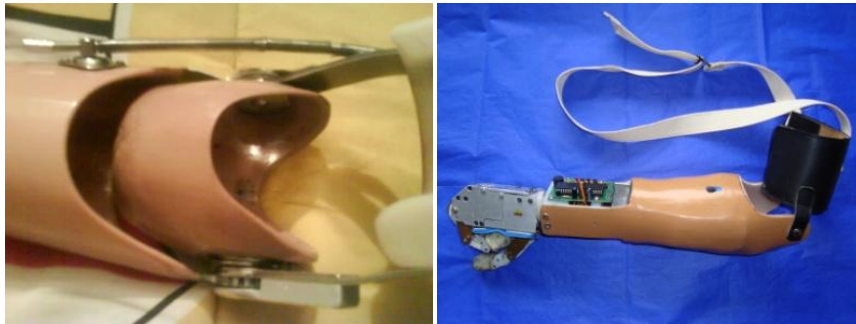


**Figura 4.1** Tipo de amputación base para el diseño de MROBI.

Dada la experiencia que posee el Centro de Protección para Discapacitados (CEPRODIS), en la construcción de sockets para prótesis y la ayuda social que prestan en general a personas con discapacidad, se solicitó su asistencia en la construcción del socket. El centro que actualmente es administrado por el Ministerio de Inclusión Económica y Social (MIES), aceptó brindar su apoyo y de forma gratuita, dado que el prototipo servirá para ayudar al voluntario.

En un primer momento se enfrentó cierta dificultad con la construcción del socket, debido a que se intentó reproducir en parte el mecanismo conocido como articulación de codo que poseía la prótesis, que actualmente usa nuestro voluntario. Pero CEPRODIS no poseía en stock esta articulación, aparte de que era muy costosa. Debido a esto se intentó reproducir dicho mecanismo, el cual enclava el antebrazo en cualquier posición, con un movimiento del muñón (ver figura 4.2a). Desgraciadamente el mecanismo fabricado resultó más pesado de lo que se esperaba y si se sumaba al peso del socket y de la mano robot, el prototipo iba a resultar prácticamente inmanejable, razón por la cual se optó por la construcción de un socket único, para que sea directamente el brazo quien lo sostenga, como se ve en la figura 4.2b, a pesar de esto, el socket junto con la mano aún es un poco pesado, para solucionar este problema se colocó una especie de arnés y una banda elástica que le ayude a sostener el peso del brazo.

El resultado final se muestra en la figura 4.2b, este socket está construido en policarbonato (cavidad para el muñón), espuma de poliuretano (relleno), fibra de vidrio (cubierta) y varillas de aluminio que une la estructura de la mano con el socket.



**Figura 4.2** a) Socket de prótesis del voluntario. b) Socket construido con la ayuda de CEPRODIS.

El hecho de que sea directamente el muñón el que mueva el antebrazo hizo que se presentara otro inconveniente, que resulta bastante complejo solucionarlo, ya que para mover el socket (antebrazo), el voluntario tiene que contraer varios músculos del brazo, pero adicionalmente y sin querer también contrae el músculo del cual se toma la señal de control de la mano, esto crea un problema a la hora de detectar los comandos, pues se genera una interferencia (ruido EMG de músculos cercanos) que se mezcla y distorsiona la señal verdadera (pulsos de comando), la única solución posible a este problema es que el voluntario realice un entrenamiento especial para lograr contraer sólo los músculos necesarios y de manera independiente, cuando mueva el brazo, Pero si se logra liberar del esfuerzo al músculo se podría bajar la distorsión de las señales, es por esto que se pensó también en la alternativa de la banda elástica, ya que al sostener el peso del socket, limita la carga sobre el músculo que controla el dispositivo.

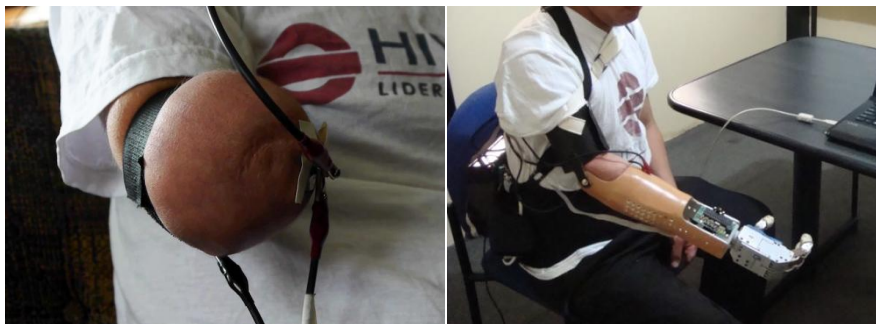
### 4.1.1 Calibración

La calibración del sistema se refiere al establecimiento de los parámetros DSP (procesamiento de bioseñales) y de los parámetros de movimiento de la mano (control mecánico). En el primer caso, se buscará obtener los parámetros óptimos de procesamiento de la bioseñal, para que a su vez la detección de comandos en el CPU (MDSP) sea de acuerdo a las características morfológicas de la misma, con esto se personaliza el sistema para su utilización. En el segundo caso, los parámetros a modificar están relacionados con la velocidad de cierre de la mano, así como de la presión que puede ejercer la misma al momento de sujetar algo, esta calibración se realiza utilizando objetos que formen parte del entorno habitual del usuario, como son frutas, utensilios, frascos, etc. que podrían ser fáciles de tomar de acuerdo a, su tamaño, forma y peso.

El objeto de estas primeras pruebas es determinar el nivel de adaptación que el voluntario presenta para comandar el dispositivo.

Antes de comenzar, es necesario recordar que debido a que surgieron inconvenientes con las señales registradas, a causa del ruido EMG de los músculos colindantes o cercanos al utilizar el socket, evidentemente habrá diferencia en las señales que se tomaron en primer lugar sin este (ver figura 4.3a) y luego con el dispositivo sobre el brazo, como se muestra en la figura 4.3b. por lo tanto es necesario cerciorarse de que el peso del prototipo, no interfiera con la calibración del mismo mediante la banda elástica dispuesta entre el socket y el arnés (comprobar ajuste de correas), hasta conseguir que el voluntario se acostumbre de a poco a contraer solo el músculo que comanda la mano, esto es parte del entrenamiento.

- En primer lugar se conectan los electrodos a la zona del muñón del voluntario, el electrodo base se coloca en una zona cercana al codo y el electrodo de registro sobre parte del músculo que aún posee en dicho muñón, como se muestra en la figura 4.3a, para probar sin el socket. Cuando ya se coloque el brazo en su sitio solo será necesario comprobar que haya un buen contacto, debido a que el socket de policarbonato, ya tiene ubicados los electrodos en la posición correspondiente.



**Figura 4.3** Colocación de Electroodos de registro EMG.

- El siguiente paso consiste en registrar las pulsaciones o señales que puede generar el músculo, con el fin de analizar las características de las mismas con la ayuda del programa MROBI Monitor 2010. Como resultado de esto, se determinó que las señales generadas por el usuario, como se observa en la figura 4.4, resultaron ser bastante aceptables, tanto en amplitud como en la definición del pulso y, solo en el momento en que el voluntario intenta mover el brazo, se presentan distorsiones esporádicas.

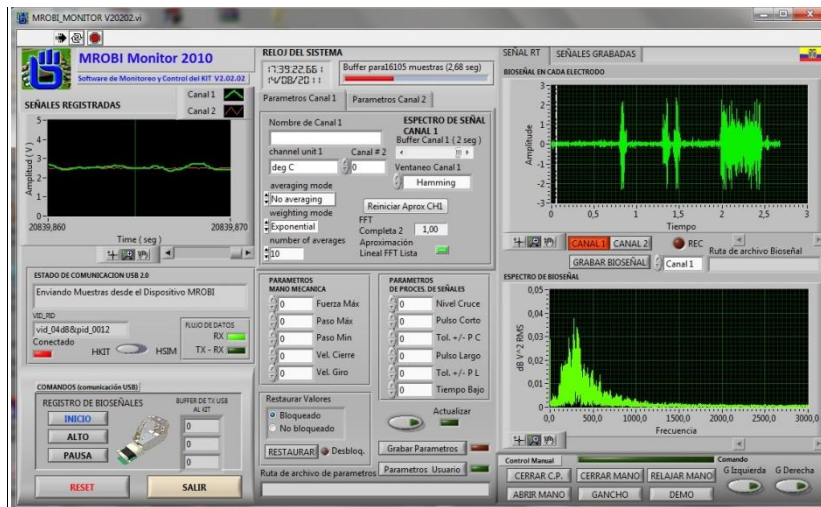


Figura 4.4 Bioseñal registrada y grabada en el disco.

- El último paso, con base en los resultados del punto anterior, consiste en realizar una prueba de ejecución de tres de los comandos principales como, cerrar la mano con control de presión, abrir la mano y girar la muñeca, mientras se observa el nivel de efectividad en, la detección, procesamiento y ejecución de los comandos que controlan la mano. Para esto se realizaron varios intentos hasta que el voluntario se familiarice con los comandos de activación, lo que también es parte del entrenamiento.

Si se analizan los resultados de estas pruebas, se puede destacar algunos aspectos relevantes en cuanto a su comportamiento y a las calibraciones realizadas para mejorar su desempeño. Por ejemplo, al observar en un primer momento, el registro de las bioseñales en la pantalla, se notó que las mismas eran mucho más débiles que las tomadas en un principio, durante el desarrollo del sistema; aunque su morfología era muy buena y se podía distinguir visualmente con claridad los pulsos de comando generados por el voluntario. Debido a esto se aumentó la ganancia de la etapa amplificadora (canales de registro) y posteriormente se ajustaron los valores de procesamiento DSP mediante el programa de monitoreo.

En el aspecto mecánico, se corrigió primero un inconveniente relacionado con el movimiento de los dedos, puesto que a causa de un daño en el servomotor del dedo índice y que debió ser reemplazado, se produjo un desfase en el movimiento, entre el dedo medio y el índice. Corregido este problema se recalibró el movimiento de la mano, para que su funcionamiento este acorde a las necesidades del usuario, de tal manera que el dispositivo en estos momentos está en capacidad de sujetar botellas, frascos cilíndricos, vasos; también esta calibrado para sujetar frutas como manzanas y naranjas pequeñas, incluso la sensibilidad de los dedos se calibró de tal manera, que pueden tomar pequeñas uvas sin dañarlas.



### 4.1.2 Ajustes

Luego de las pruebas para la calibración, el sistema se encuentra listo; siendo necesario realizar solo algunos ajustes, relacionados con la portabilidad de la mano, ya que al ser el muñón del voluntario quien sostiene directamente el socket, hace que el peso del mismo interfiera con el manejo, resultando además incómodo. A causa de esto se debió mejorar el soporte, el cual constaba de una sola correa o reata, como se conoce comúnmente (ver figura 4.2b) y no era adecuado; el nuevo diseño empleado es ya un arnés especial, que permite que el peso del brazo descansa sobre el hombro, como se muestra en la figura 4.5.



**Figura 4.5** Arnés para sostener el peso del brazo.

También se mejoró la superficie de contacto de los sensores FSR mediante una cubierta esponjosa y protegida con la punta de un dedo de guante quirúrgico (material antideslizante intercambiable), esto mejoró su desempeño al sujetar cosas con firmeza. Finalmente se ajustó la velocidad de cierre y nivel de sensibilidad de los sensores FSR de cada dedo, los cuales se grabaron en un archivo (.dat) junto con el resto de parámetros personalizados, estos se pueden modificar en cualquier momento de ser necesario, mediante el software MROBI Monitor.

Se han realizado todos los ajustes posibles para este diseño de mano robot, pero buena parte de la capacidad para comandar el dispositivo, dependerá exclusivamente del entrenamiento que el usuario realice, y que deberá continuar de manera permanente hasta dominar por completo el manejo de la mano.

## 4.2 Pruebas Generales del Prototipo

El objeto de estas pruebas es observar si se ha alcanzado las metas planteadas en este trabajo, partiendo de la evaluación de las dificultades que el voluntario tenía antes de utilizar el dispositivo, destacando posteriormente las apreciaciones que tuvo al usarlo; es decir, si el prototipo efectivamente le permitió recuperar parte de la funcionalidad de la extremidad afectada por la amputación.



### 4.2.1 Evaluación Cuantitativa

Antes de evaluar el prototipo, es conveniente citar algunas cifras referentes a la situación actual de la discapacidad en el Ecuador, y concretamente la causada por amputación de miembros superiores.

De acuerdo a las estadísticas manejadas por el CONADIS (64), a nivel nacional existe un total de 1`600.000 personas con discapacidad, que representa el 13.2% de la población del país, los tipos y causas de discapacidad son diversos, en el Ecuador existen aproximadamente:

- 592.000 personas con discapacidad por deficiencias físicas.
- 432.000 personas con discapacidad por deficiencias mentales y psicológicas.
- 363.000 personas con discapacidad por deficiencias visuales; y,
- 213.000 personas con discapacidad por deficiencias auditivas y del lenguaje.

De manera más detallada esta información se puede consultar en el Anexo C-1, donde la información se presenta por provincias y por las causas más frecuentes de discapacidad, pero es necesario aclarar que estas cifras están basadas en los registros de personas que han sido carnetizadas.

El INEC también maneja sus estadísticas (ver tabla 4.1), donde las cifras varían, debido a la fecha de realización del estudio y de cómo se abarca la información.

**Tabla 4.1** Discapacidad a nivel nacional según el INEC (65).

		SEXO DE LA PERSONA		
		Total	Hombre	Mujer
		Recuento	Recuento	Recuento
<b>TIPO DE INCAPACIDAD</b>	Total	565560	279300	286260
	Para ver	192841	88902	103939
	Para mover el cuerpo	106572	56772	49800
	Es sordo	57996	31362	26634
	Retardo mental	40972	21898	19074
	Enfermedad siquiátrica	17332	8848	8484
	Múltiple	35917	16469	19448
	Otra	113930	55049	58881

Fuente: Censo de Población y Vivienda CPV, Instituto Nacional de Estadística y Censos INEC.

Realizado por: Unidad de Procesamiento de la Subdirección General, Santiago Gavilanes

Cabe destacar que esta información es la única que se encuentra disponible a nivel de instituciones públicas, ya que un estudio más profundo, que nos permita identificar con mayor certeza, los tipos y las causas de las diferentes incapacidades provocadas por amputación de extremidades, es más complejo de realizar y de encontrar. Sin embargo, en el año 2008, en la Universidad Politécnica Salesiana Sede Quito, se realizó un estudio como parte de un trabajo de tesis en psicología, realizado por la Dra. Paulina del Rocío Cárdenas Sevilla con el tema: “Análisis de la influencia de las Relaciones de Apego, en los procesos de Elaboración del Duelo en personas que han sufrido Amputación de Miembros. Estudio de caso: Fundación Hermano Miguel. Quito – Ecuador.” (63) En el que se aborda algunos aspectos de carácter psicológico, relacionados con el apego y el duelo por el que atraviesa una persona que ha sufrido una amputación. En este trabajo también se muestra información estadística referente a las causas más comunes que provocan amputaciones, esta información se puede ver en la tabla 4.2.

**Tabla 4.2** Causas de discapacidad por amputación (63).

ESTADÍSTICAS POR CAUSA A NIVEL NACIONAL	
CAUSA	# DE PACIENTES
Accidente	3
Accidente de trabajo	112
Accidente de tránsito	320
Agnesia	70
Arterioesclerosis	1
Artrosis	3
Desastre Natural	2
Descarga eléctrica	99
Desconocida	15
Diabetes	145
Disparo	20
Hemimelia	1
Explosión	106
Fibrosarcoma	7
Gangrena	44
Liposarcoma	1
Negligencia médica	4
Neurofibrosis	2
Osteomielitis	24
Osteosarcoma	42
OTRAS CAUSAS	22
Picado de Serpiente	3
Poliomielitis	3
Quemaduras	12
Trauma	11
Vascular	47
(en blanco)	2
accidente-asalto	1
Accidente de tránsito	2

accidente con arma blanca	1
mordedura de serpiente	1
Accidente de trabajo	1
Tumor	2
Gangrena	1
Mala formación	1

Según se aprecia en la tabla 4.2 y gráficamente en la figura 4.6, las causas más comunes para una discapacidad por amputación son: los accidentes de tránsito, seguida por la diabetes y la tercera causa son los accidentes laborales; le siguen las descargas eléctricas, enfermedades congénitas, infecciones y algunos tipos de cáncer.

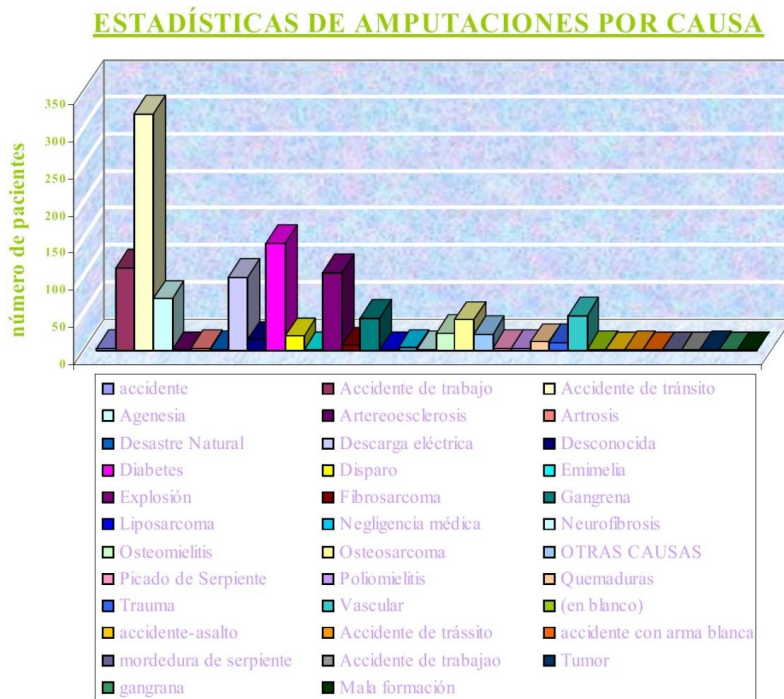


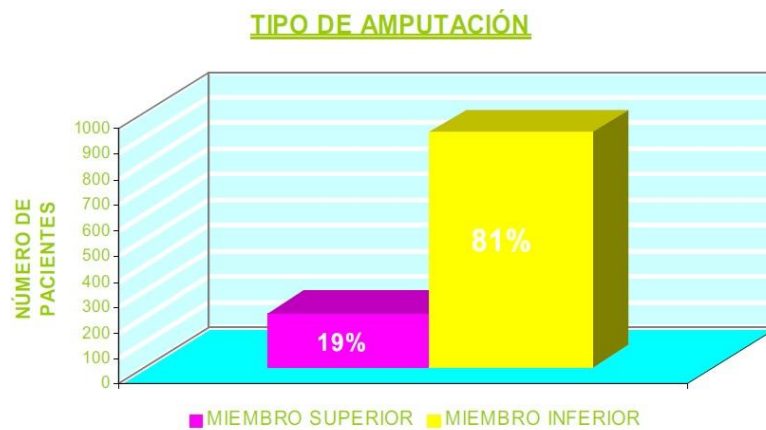
Figura 4.6 Representación gráfica de las causas más comunes de amputación (63).

En la tabla 4.3 en cambio, se observa que la amputación de extremidades inferiores es más frecuente, mientras que las amputaciones de manos y brazos ocupan un 19%, al menos en nuestro país. Sin embargo, hay que tomar en cuenta que devolver la funcionalidad que poseía una extremidad, como un brazo o una mano (movimientos para tomar objetos) mediante una prótesis es más complejo, ya que estamos hablando de reproducir las capacidades de un miembro, al que le tomó miles de años de evolución llegar a tener las características que actualmente posee, esto evidentemente hace que suba su precio. El factor económico es decisivo para quien afronta esta discapacidad, y generalmente lo lleva a preferir mas una

alternativa de tipo estética que funcional (prótesis inerte), o en el mejor de los casos una prótesis de tipo pinza o de ganchos especiales, que le permita realizar ciertas actividades. Es por esa razón que se pretendió llegar a este grupo de la población discapacitada en particular, donde son más útiles los conocimientos en electrónica y robótica, para construir un prototipo de mejores prestaciones y accesible localmente.

**Tabla 4.3** Tipos de amputación. (63)

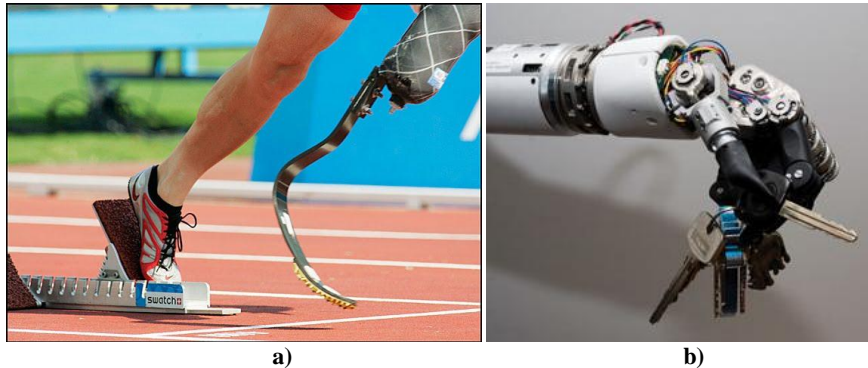
TIPO DE AMPUTACIÓN		PORCENTAJE
Miembro Superior	213	19
Miembro Inferior	918	81
TOTAL	1131	100



**Figura 4.7** Gráfica de porcentajes de tipos de amputación. (63)

En general tanto en brazos como en piernas artificiales o protésicas, se busca obtener la mejor calidad y funcionalidad posible; sin embargo no es igual crear una prótesis para una pierna que para un brazo, por su estructura y por las funciones que desempeña cada uno.

En una prótesis de pierna, se necesita dar prioridad a la resistencia y que esta sea cómoda para el usuario; incluso dependiendo de la actividad que realiza el paciente, por ejemplo si es un atleta discapacitado, esta puede ser diseñada específicamente para ese nivel de esfuerzo (prótesis personalizada), como se ve en la figura 4.8a, en ella se debe considerar la eficiencia del material, a mas de que sea ligero y resistente para soportar el peso y el esfuerzo durante una competencia, pero sin ser molesta para el paciente; en este campo se ha avanzado mucho, de hecho se ha comprobado que con una prótesis de alta tecnología en materiales (fibra de carbono y titanio), el atleta discapacitado a conseguido superar incluso a competidores con sus extremidades completas.



**Figura 4.8** a) Prótesis deportiva para pierna (66). b) Mano artificial “LUKE” de la empresa DEKA (67).

En el caso de una prótesis para un brazo o una mano (ver figura 4.8b), es un tanto más complejo, por cuanto se tiene que asegurar, aparte de la resistencia y la comodidad, que esta cumpla en lo posible con la mayoría de funciones de una mano real, como tomar objetos, tanto grandes como pequeños, ya que esto permite mejorar la calidad de vida del paciente y eleva su autoestima, al recuperar cierta independencia en su vida.

#### 4.2.1.1 Evaluación del Prototipo MROBI

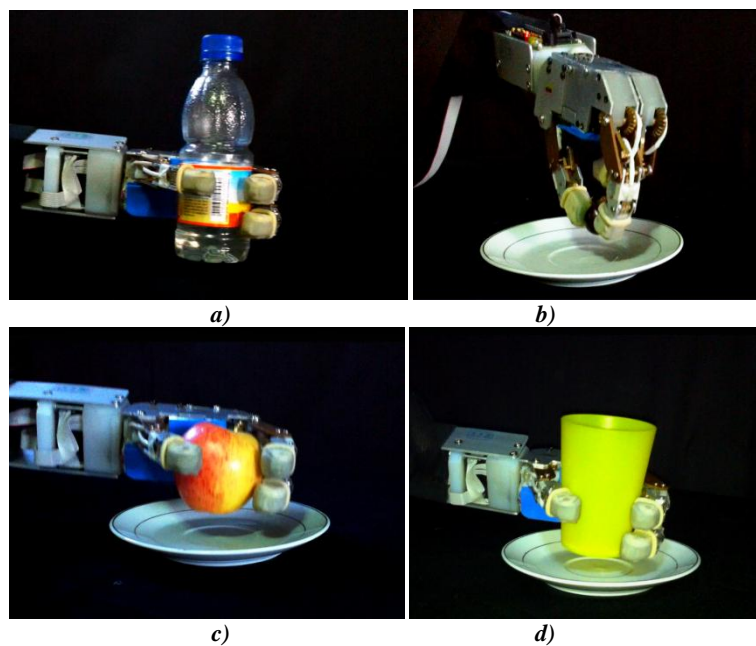
Las pruebas realizadas sobre el prototipo, pretenden evaluar la efectividad del mismo, al ejecutar algunas acciones como: tomar objetos, facilidad para comandar las acciones de la mano, entre otras. El resultado de estas pruebas se muestra en la tabla 4.4, las mismas fueron desarrolladas con la ayuda del voluntario y con un nivel de entrenamiento medio.

**Tabla 4.4** Resultado de pruebas.

Nº Prueba	Descripción	Intentos Exitosos	Intentos Fallidos	Núm. de Intentos	Efectividad en %
1	Cerrar la mano (c. presión)	4	1	5	80%
2	Girar muñeca izquierda	5	0	5	100%
3	Girar muñeca derecha	5	0	5	100%
4	Tomar una manzana	3	2	5	60%
5	Tomar una uva	5	0	5	100%
6	Tomar una canica	4	1	5	80%
7	Tomar una tarjeta	4	1	5	80%
8	Tomar una caja pequeña (caja de fosforos) o similar	4	1	5	80%
9	Tomar una botella	4	1	5	80%
10	Tomar una botella, girar muñeca, regresar y soltarla	4	1	5	80%
11	Tomar un vaso, girar muñeca, regresar y soltarla	3	2	5	60%
12	Abrir la mano, (mano vacía y para soltar algo)	2	3	5	40%

Según los resultados mostrados en la tabla 4.4, podemos determinar que el prototipo respondió bastante bien. Las pruebas demostraron que, conforme el usuario del dispositivo va adquiriendo experiencia en el manejo de la mano mediante el entrenamiento, los resultados son cada vez mejores. No obstante, a causa del tipo de amputación y especialmente a la fatiga del muñón, por los inconvenientes ya expuestos y luego de cierto tiempo, el usuario muestra cierta dificultad, para ejecutar el comando que ordena a la mano abrirse, especialmente si el objeto que está manipulando es un poco pesado, como por ejemplo, una botella de gaseosa personal llena. La solución que se plantearía en un futuro diseño, probablemente sería la incorporación de un mecanismo accionado por otro motor, para la articulación del codo, y que podría o no ser controlado por señales EMG, es decir se estaría hablando ya no solo de la mano, sino también de un antebrazo y de la articulación de codo artificiales.

Esta información además confirmó que los ajustes realizados al sistema fueron los adecuados, de tal manera que ahora el sistema mecánico es capaz de tomar objetos pequeños sin problemas, como se aprecia en la figura 4.9. A raíz de estos resultados, se sometió al prototipo a una evaluación por parte del mismo usuario, en torno a dos criterios: el aspecto funcional de la mano y el aspecto de ergonomía y estética de la misma, según las experiencias y observaciones del voluntario.



**Figura 4.9** Pruebas de manipulación de objetos. a) Sujeta botella con líquido. b) Sujeta una uva. c) Sujeta una manzana. d) Sujeta un vaso.

Analizando la ficha de evaluación (ver anexo E-4), nos da como resultado, que el usuario considera al prototipo efectivo en un 80% respecto a su funcionalidad; mientras que lo considera cómodo en un 74.28%, a causa del peso. Sin embargo destaca al dispositivo como un adelanto significativo, ya que se trata de un prototipo y evidentemente se podrá mejorar, si se continúa con la investigación, para obtener una prótesis como tal. Estas mejoras deberían ser encaminadas especialmente a la estética, peso del dispositivo, duración de las baterías y que sea compacto, es decir que todos los componentes se ubiquen en el brazo (socket).

#### 4.2.1.2 Materiales Utilizados

Para reducir el peso del prototipo se recurrió al aluminio (ver capítulo 3, sección 3.2.4.1), ya que este es liviano, fácil de conseguir y de trabajar, también se utilizó el plástico (grilón) para mejorar la resistencia mecánica de algunas piezas, con la ventaja de que su peso es similar al del aluminio. Evidentemente existen piezas del mecanismo de la mano robot, que deben tener una muy buena resistencia mecánica (superior al aluminio y grilón) como los piñones y pasadores, por lo que en ellas se utilizó el bronce. Con estas consideraciones y sumado al diseño mecánico apropiado, se consiguió obtener un peso bastante reducido y manejable para una persona, alrededor de 0,740Kg o 1.63Lb para la mano; mientras que el socket pesa aproximadamente 0,36Kg o 0,79Lb, que en conjunto suman 1,10Kg.

El peso de las tarjetas electrónicas del prototipo es muy bajo en comparación con el sistema mecánico, existen componentes como disipadores de calor, separadores y tornillos que tienen un mayor peso que el resto de componentes electrónicos, pero que son aceptables. La carcasa del CPU es plástica, lo que también ayuda a reducir el peso total del conjunto.

En la tabla 4.5 se muestra la distribución del peso por segmentos o componentes que conforman el kit MROBI, donde se aprecia claramente que el 53.43% del peso total del prototipo se concentra en las baterías, mientras que el porcentaje restante se distribuye entre: el CPU, el cinturón, las sondas, los electrodos y la mano.

**Tabla 4.5** Distribución de peso por componentes del KIT.

COMPONENTE	PESO		
	Kg.	Lbs.	% de P.T.
Mano Robot	1,10	2,425	19,50%
CPU mas cinturón	1,295	2,8549	22,96%
Electrodos y Sondas	0,23	0,507	4,08%
Baterías	3,015	6,6469	53,46%
<b>PESO TOTAL</b>	<b>5,64</b>	<b>12,438</b>	<b>100%</b>



### 4.2.1.3 Desempeño del Mecanismo

El diseño de tres dedos del prototipo a demostrado ser suficiente a nivel funcional, de hecho según lo muestra la tabla 4.6, por ejemplo, la fuerza mínima que puede ejercer tanto el dedo índice como el medio es de 1.96Lbf, y la máxima 2.98Lbf; la razón de que la fuerza ejercida sea variable, es por la trayectoria de movimiento que realiza cada dedo de acuerdo a su diseño, cuya distancia del punto de contacto en la yema, hasta el eje de giro de cada dedo (articulación principal) es también variable. Por lo tanto, para obtener la fuerza ejercida en una posición dada, se utiliza la ecuación 4.1, que contempla la distancia mencionada, la relación de transmisión entre los piñones cónicos y finalmente el torque desarrollado por el servomotor HS-225BB (4.8Kg.cm).

$$F_d = \frac{T_s \left( \frac{N_d}{N_s} \right)}{d_{pc}} \quad (4.1)$$

Donde:

- $F_d$  Fuerza ejercida por el dedo en el punto de contacto
- $T_s$  Torque de servomotor
- $d_{pc}$  Distancia del punto de contacto al eje de giro (articulación dedo)
- $N_d$  Número de dientes del piñón de la falange
- $N_s$  Número de dientes del piñón del servomotor

Al ser idénticas las estructuras de los dedos, índice y medio, solo será necesario realizar el cálculo para uno de ellos, mientras que para el dedo pulgar, al tener una relación de transmisión diferente, los resultados serán también diferentes. Estos resultados se muestran en la tabla 4.6, allí se aprecia como el dedo pulgar está diseñado para ejercer más fuerza, en comparación con el dedo índice y medio, como en una mano real.

**Tabla 4.6** Fuerza ejercida por el dedo índice y medio.

<b>DEDO INDICE Y MEDIO</b>			
<b>POSICION</b>	<b>DISTANCIA mm (punto de contacto)</b>	<b>FUERZA (Kg)</b>	<b>FUERZA (Lb)</b>
Dedo extendido	80,674	0,8924	1,9675
Dedo medio cerrado	66,289	1,0861	2,3945
Dedo cerrado	53,216	1,3529	2,9828

**Tabla 4.7** Fuerza ejercida por el dedo pulgar.

<b>DEDO PULGAR</b>			
<b>POSICION</b>	<b>DISTANCIA mm (punto de contacto)</b>	<b>FUERZA (Kg)</b>	<b>FUERZA (Lb)</b>
Dedo extendido	80,478	1,1928	2,6298
Dedo medio cerrado	75,479	1,2718	2,8040
Dedo cerrado	65,029	1,4762	3,2546



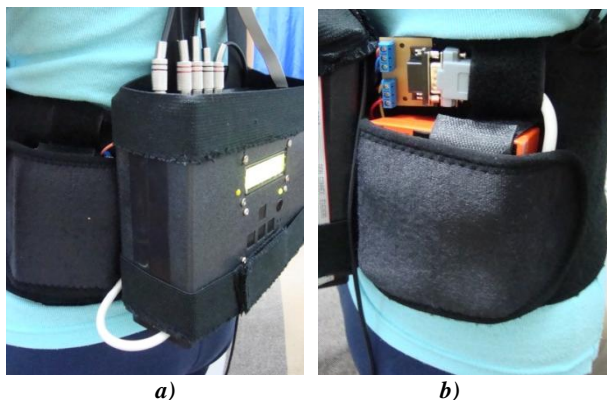
La fuerza que puede ejercer la mano, sumando la aportación de cada dedo, le permite sujetar sin problemas: botellas pequeñas de gaseosa, vasos, frutas como manzanas y hasta pequeñas uvas, como ya se mencionó. Además si se ordena cerrar la mano y se detiene el dedo índice, mientras se cierran los dos restantes, la posición en la que queda el índice, le permitirá al usuario digitar números en un teclado, como por ejemplo en un cajero; en el caso particular del voluntario, no pudo hacer uso de esta opción, debido al tipo de amputación que posee, ya que limita el movimiento del brazo para realizar esta acción.

## 4.2.2 Evaluación Cualitativa

Es necesario analizar las características que definen la calidad y ventajas que ofrece el producto terminado, aquí se evalúan los resultados de las pruebas de funcionamiento y de campo con el voluntario, pero desde otro punto de vista, donde se destacaron algunos aspectos y algunas posibles mejoras, que es en definitiva el objetivo de este análisis. Además en la evaluación del prototipo también se contó con la colaboración de un médico especialista en ortopedia y traumatología prestigioso, quien al final expone sus observaciones y recomendaciones.

### 4.2.2.1 Alimentación del Sistema

Aunque la fuente de alimentación cumple con los requerimientos del sistema electrónico, en cuanto a capacidad y estabilidad, es necesario notar que debido al espacio que ocupan las baterías, el kit que debe portar el usuario, resultó un tanto voluminoso, aunque no necesariamente incómodo, ya que el mismo está montado sobre un cinturón para protección de espalda, al que se le realizó algunas modificaciones, para utilizarlo como una mochila o canguro y que sostenga el CPU sobre la espalda del paciente, junto con las baterías; las que están colocadas de tal manera que se distribuye el peso, como se observa en la figura 4.10.



**Figura 4.10** Portabilidad del prototipo. a) Ubicación del CPU. b) Ubicación de baterías.

Lo ideal habría sido utilizar baterías de Ion de Litio (Li-Ion) y mejor aún las de Polímero de Litio (Li-Po), como la mostrada en la figura 4.11, para reducir tanto el peso, como el volumen de la fuente de energía; pero debido a los altos precios que se maneja y peor aún con la importación de las mismas, fueron descartadas por completo, al menos para este primer prototipo. Adicionalmente, estas baterías necesitan un cargador especial, que controle el nivel de carga de sus celdas de forma independiente, para evitar daños a la batería, ya sea esta de Li-Po o Li-Ion. También es necesario controlar el nivel de descarga y mas aún protegerla de un cortocircuito y golpes fuertes, debido a que provocarían que la batería se incendie. Pese a esto, son más las ventajas técnicas, como su eficiencia, peso reducido, no poseen efecto memoria y se cargan mucho más rápido que baterías similares de Níquel Cadmio (Ni-Cd) y de Plomo Acido Selladas (SLA).



**Figura 4.11** a) Batería del Li-Po de 5000mAh 11.1v. b) Cargador para baterías Li-Po, Turnigy (68).

Dadas las circunstancias, se seguirá utilizando las baterías de plomo ácido selladas (SLA), también conocidas como Gelcell o baterías secas, como la mostrada en la figura 4.12, las que no poseen efecto memoria relevante en comparación con las de Níquel Cadmio, aparte estas baterías son más fáciles de conseguir localmente y a un precio razonable, no necesitan de mantenimiento y para recargarlas solo se requiere de una fuente DC de 13.5v y de 2A de capacidad aproximadamente, aunque no sea un método del todo eficiente es el más accesible. Sin embargo, el inconveniente con este tipo de baterías, a más de su volumen y peso, es que requieren de más tiempo para recargarse, y no son muy amigables con el medio ambiente, por su alto contenido de plomo.



**Figura 4.12** Batería recargable de plomo ácido sellada, 12v 1.3Ah. (69)

Es por esto que en el futuro, la principal mejora al prototipo tendrá que ver con la fuente de alimentación, que en lo posible deberá usar solo una batería de Li-Po de alta capacidad y con un voltaje inferior a 12v, esto se analizará más detenidamente en el capítulo siguiente.

#### 4.2.2.2 Dimensiones del Prototipo

Según las impresiones que tuvo el voluntario que utilizó el dispositivo (solo la mano robot), manifestó que era cómodo y no muy pesado en comparación con la prótesis que actualmente utiliza, que es de control exclusivamente mecánico, pero dado que el dispositivo solo lo sostiene el muñón, si se lo tiene levantado mucho tiempo, terminará provocando fatiga al usuario.

La unidad CPU del prototipo esta convenientemente protegido, por una carcasa plástica resistente; el panel de control está siempre accesible para revisiones, aunque si la persona que deba correr los diagnósticos y calibraciones es el mismo usuario, es conveniente que se lo quite para acceder a este panel.

En cuanto a la estructura mecánica, el prototipo se apegó en lo posible a las dimensiones de una mano humana adulta, especialmente en la estructura de los dedos, para que los movimientos que realice se asemejen a los de una mano real. Pese a que originalmente fue diseñada y construida como una mano izquierda, no surgen mayores inconvenientes si se desea usarla como mano derecha.

#### 4.2.2.3 Diseño Electrónico

El sistema electrónico es estable y su manejo es amigable con el usuario, a partir de su panel de control dotado de una pantalla LCD, que le da acceso a los diferentes menús, como el que permite realizar diagnósticos del dispositivo, sin necesidad de un computador. Pero si se desea recalibrar los parámetros o visualizar la señal EMG (en tiempo real) presente en ambos canales, también se lo puede hacer a través de su interfaz USB y del programa creado para el efecto (MROBI Monitor), cabe recalcar que este software se pensó y diseñó para visualizar bioseñales, pero también me permite guardar estas en un archivo de datos (.dat) y visualizarlas posteriormente para su análisis. Con esta información gráfica, se puede detectar problemas con la morfología de la bioseñal registrada, o mediante su espectro identificar componentes de frecuencia que distorsionen la señal y aislar la posible fuente del ruido, esta información sirve para diseñar y aplicar (programar) el filtro adecuado en el Módulo DSP del CPU.

Los parámetros de funcionamiento personalizados de un usuario, también se guardan en un archivo de datos (.dat), por esta razón es recomendable asignarle el nombre adecuado, para no confundirlo con los archivos de bioseñales o con los de

otros usuarios, una sugerencia sería nombrar a estos archivos como “*bioseñal\_x\_y*” y “*parámetros\_x\_y*”, donde “x” sería el nombre del usuario, mientras la “y” sería la fecha. Esta flexibilidad del sistema, hace que el prototipo se adapte a las condiciones de señal de cualquier persona, en la medida de lo posible, pero evidentemente es necesario el entrenamiento, mencionado en puntos anteriores, para asegurar una mejor respuesta del dispositivo.

En cuanto a la duración de las baterías, el prototipo puede alcanzar una autonomía hasta de 5 horas y un mínimo de 2 horas, dependiendo de: la intensidad con la que se trabaje, si las baterías son nuevas y si están con la carga completa.

#### 4.2.2.4 Evaluación del Médico Especialista

Antes que nada deseo agradecer al Dr. Luis Rojas Médico Especialista en Ortopedia y Traumatología, por su valioso apoyo brindado a este esfuerzo.

Es importante conocer la opinión de un especialista en materia de Ortopedia, desde el punto de vista médico, esto nos permitirá establecer cuáles son los puntos favorables del prototipo desarrollado, y que sugerencias tiene, para mejorar el dispositivo, según la experiencia profesional que posee en este campo.

El Doctor realizó la revisión de la mano robot, el considera que es una muy buena iniciativa que se intente desarrollar este tipo de ayudas técnicas para gente discapacitada, así mismo dio fe de que el sistema funciona adecuadamente y es aplicable a futuro como una prótesis, e hizo las siguientes recomendaciones, según el certificado que se encuentra en el Anexo E-1.

En él se recomienda mejorar la estructura para disminuir su peso, utilizando materiales livianos como fibra de carbono, titanio, según sea el caso, además recomienda que se compacte el prototipo, incorporando todo los circuitos dentro del mis socket, finalmente sugiere un acabado mas estético con 5 dedos.

### 4.3 Pruebas de Seguridad

Las pruebas de seguridad están enfocadas a evaluar y asegurar que el prototipo trabaje sin poner en riesgo al usuario, esta evaluación de seguridad tiene que ver principalmente con la protección del paciente, contra descargas eléctricas provenientes del circuito electrónico, a través de los electrodos y sondas de registro.

El circuito electrónico del prototipo maneja voltajes muy bajos, entre 5v y 6v que no representan un problema y al ser un sistema autónomo alimentado por baterías, reduce aún más cualquier riesgo. Sin embargo, cuando el prototipo se conecta

mediante el cable USB, a un computador de escritorio o a un equipo portátil, con el cargador conectado a la red eléctrica, mientras el dispositivo está también conectado al paciente, a través de las sondas y electrodos, podría implicar cierto riesgo; lo que se tomó muy en cuenta al momento de diseñar la etapa de registro de bioseñales, al implementar una barrera óptica de aislamiento, entre la alimentación del circuito principal, donde se procesa la información y la etapa analógica de registro, que cuenta con su propia batería y está en contacto directo con el paciente. De acuerdo al datasheet del CI HCNR200 (ver Anexo A-4), el aislamiento eléctrico que ofrece es capaz de soportar hasta 5KV rms; sin embargo, no es aconsejable llevar al prototipo hasta este límite, debido a que también hay que considerar el aislamiento que ofrecen las pistas y componentes cercanos del resto del circuito electrónico.

En cuanto a los electrodos utilizados (ver figura 4.13), se aconseja utilizar suero fisiológico, para limpiar el área de la piel donde se los fijará, además la misma no debe contener laceraciones o heridas, esto último para reducir también los riesgos de descargas eléctricas, pese a que el sistema es solo de registro y lo único que se realimenta al paciente, es su propio ruido a través del electrodo de pierna derecha, con tensiones y corrientes muy pequeñas.

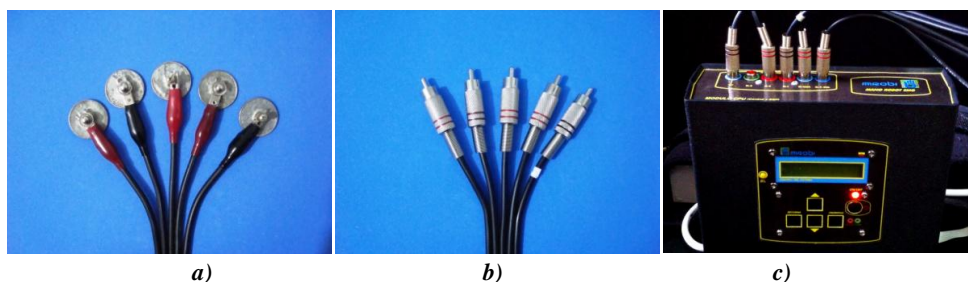


Figura 4.13 Electrodo de registro EMG, sondas y conexión al CPU.

Por otro lado, la mano robot al estar construida en aluminio, implica que no se debe trabajar con ella cerca de equipos de alta tensión, aún a pesar de que el socket que se utilice para fijar la mano al brazo, este construido de policarbonato (material aislante). Una mejora en este sentido y en lo cosmético, sería dotar a la estructura de la mano de una cubierta de material aislante o silicona, como un guante estético, cuyo aspecto se asemeja a la piel de una mano real; desgraciadamente en el mercado, esta cubierta es costosa superando los \$200,00 y está diseñada para una prótesis de 5 dedos, por lo que primero habría que mejorar la estructura del dispositivo (dotarle de 5 dedos), antes de utilizar dicho guante estético.

Otro aspecto de seguridad tiene que ver con la portabilidad del prototipo, gracias al cinturón para protección de espalda adaptado al mismo, el paciente puede llevar el dispositivo cómodamente; aunque debido al peso, podría causar cierta fatiga si se utilizara por espacios de tiempo demasiado largos, esto varía mucho dependiendo

de: la condición física del paciente, si está de pie o sentado, si está caminando, etc. En una persona promedio, según las pruebas realizadas, podría llevar el dispositivo por 3 o hasta 4 horas sin problemas, pero se recomienda quitárselo, si no se va a utilizar el dispositivo por un lapso de tiempo prolongado.

## 4.4 Evaluación Económica del Proyecto

Cuando se trata de la creación de nuevas tecnologías o el desarrollo de prototipos tecnológicos, siempre implicará un costo; pero más que un costo, lo veo como una inversión, tanto a nivel económico como social en este caso, sin embargo, es necesario siempre evaluar el monto total invertido, el que se sumará al esfuerzo técnico por llevar a cabo un proyecto y plasmar una idea.

### 4.4.1 Inversión Económica

Evidentemente dependiendo del éxito que se tenga con el primer prototipo, permitirá que se pueda seguir invirtiendo en el desarrollo y sobretodo en el mejoramiento del mismo, tanto desde el punto de vista técnico, como en su diseño, con la utilización de materiales adecuados, más eficientes y tan económicos como sea posible, incorporando un acabado mas estético que el actual, con una mano de 5 dedos. También influye en gran medida la inversión económica externa que se realice al proyecto, para la fabricación en serie de estos dispositivos, lo que reduciría indudablemente los precios.

Fabricar dispositivos más accesibles económicamente, permitirá llegar a más usuarios o pacientes con una discapacidad, como la tratada en este trabajo, pero que no cuentan con recursos económicos suficientes, para acceder a prótesis de este tipo. Para tener un punto de referencia, de hacia dónde se puede llegar en este sentido, es necesario revisar ya en cifras cuanto se ha invertido durante el desarrollo de este primer prototipo, esta información se encuentra más detallada en el Anexo D.

La inversión económica total del desarrollo, que incluye todos los gastos indirectamente relacionados al proyecto, tales como transporte impresión de informes, pago de derechos universitarios, etc. Haciende a \$ 4.776,91 (USD), mientras que la inversión sólo de la parte técnica o del prototipo en sí, haciende a \$ 3.601,91 (USD), mismo que se desglosa en la tabla 4.8.

Cabe mencionar que los valores no incluyen componentes y partes que resultaron dañados durante la etapa de desarrollo, debido al proceso de pruebas, que en ocasiones terminaron quemado: un LCD; 4 microcontroladores, tanto PICs como dsPICs; circuitos operacionales y dos servomotores HS225BB; entre otros componentes.

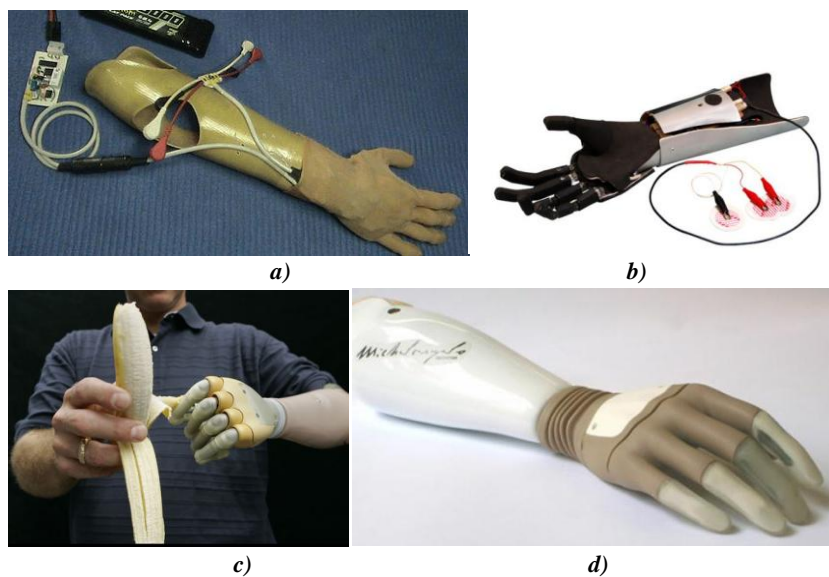


**Tabla 4.8** Detalle de costo del proyecto a nivel técnico.

Descripción	Valor
Costo del Sistema Electrónico	\$ 861,91
Costo de construcción mecánica	\$ 1.540,00
Desarrollo de firmware (3 MCUs)	\$ 710,00
Desarrollo de software MROBI Monitor	\$ 490,00
<b>Suma Total</b>	<b>\$ 3.601,91</b>

#### 4.4.2 Análisis Comparativo con Dispositivos Similares

Actualmente en el mercado existe una gran variedad de diseños comerciales, pero todos desarrollados fuera del país, incluso fuera de Latinoamérica; exceptuando algunos diseños de prototipos de mano mioeléctrica, que aún se encuentran en fase de desarrollo en países como: Venezuela, Colombia, Argentina, entre otros.



**Figura 4.14** a) Mano mioeléctrica Venezolana. (70) b) Mano mioeléctrica de Tucumán Argentina. (71) c) Mano i-LIMB de Touch Bionics, Escocia. (72) d) Mano Michelangelo de Otto Block. (73)

Venezuela por ejemplo, presentó un diseño de mano mioeléctrica, creada por la empresa Bio Ingeniería y Robótica, en el “III Congreso Internacional sobre Domótica, Robótica y Telesistencia para todos” (70), desarrollado en Barcelona España en el 2009. (Ver figura 4.14a). Esta mano está construida con materiales livianos, posee 20 grados de libertad (74) y fue desarrollada con la ayuda económica del Gobierno Venezolano, quien invirtió \$257 mil bolívares fuertes (aproximadamente \$60 mil dólares). (74) Esta mano posee 5 dedos que se activan independientemente y le permiten sujetar diversos objetos.

En la República Argentina, también se ha realizado investigaciones en este campo. Actualmente existe un prototipo de mano mioeléctrica de 5 dedos, como se aprecia en la figura 4.14b, que fue diseñado y construido por los Ingenieros Víctor Daniel Guzmán y Francisco Gómez López de la Universidad Tecnológica Nacional Regional de Tucumán, como proyecto de fin de carrera. (71)

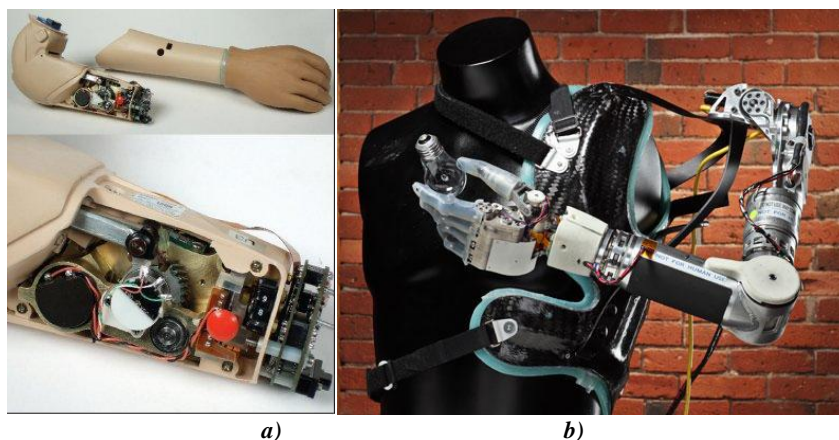
Las prótesis más avanzadas hasta el momento son: la mano i-LIMB fabricada por la empresa TOUCH BIONIC con sede en Escocia y la mano Michelangelo presentada en el 2008, por la Empresa Otto Block (73).

La mano “i-LIMB” (ver figura 4.14c), realiza movimientos muy similares a los de una mano humana, mueve sus dedos de forma independiente y suave, permitiéndole tomar objetos diversos, tanto grandes como pequeños, entre ellos: frutas, botellas, bolígrafos, así como CDs y tarjetas, con el dedo índice puede incluso tipear sobre un teclado; además tiene suficiente fuerza, como para levantar una maleta pequeña. La misma es controlada mioeléctricamente (75), a través de electrodos superficiales, como en la mayoría de los diseños analizados. Pero el costo de esta mano biónica para adulto, en el año 2007 cuando se lanzó al mercado, oscilaba entre \$17 mil y \$18 mil dólares en clínicas privadas (76), esta se encarece aún más si es para niños (no menores de 12 años); allí radica una desventaja, porque no estaría económicamente al alcance de cualquier persona.

La mano “Michelangelo” manifiesta el comportamiento más parecido al de una mano real, es ligera, silenciosa, con un acabado suave y muy realista, como se observa en la figura 4.14d; posee una velocidad de respuesta elevada, que le permite manipular cualquier clase de objetos, puede abrir botellas de agua, abrir envolturas y pasar hojas de libros. Esta se comercializa desde el año 2010, pero su precio es alto, bordea los \$30 mil francos suizos, (\$31.600 dólares). (77)

De la misma forma que se han desarrollado prototipos de manos mioeléctricas, también existen diseños de brazos completos o para amputaciones sobre el codo; como es el caso del brazo mioeléctrico “Utha”, que se observa en la figura 4.15a, este brazo fue creado por la empresa Motion Control Inc. el cual en realidad posee una pinza especial formada por: los dedos índice, medio y pulgar, con un acabado estético mejorado de silicón, este brazo le permite al paciente controlar la velocidad de cierre y el movimiento de la articulación del codo, con las señales mioeléctricas de dos de sus músculos del brazo (bíceps y tríceps), uno para cada función, lo que implica un entrenamiento previo para contraer estos músculos de forma independiente; el costo en el mercado puede variar desde \$45 mil hasta \$120 mil dólares.





**Figura 4.15** a) Brazo Mioeléctrico Utah. (78) b) Brazo “Luke” por DEKA Research de EUA. (79)

Finalmente se tiene el brazo “Luke” (80) de la empresa DEKA Research (ver figura 4.15b), aunque su control varía dependiendo del tipo de amputación del paciente; pudiendo ser de control exclusivamente mioeléctrico, a través de electrodos fijados al muñón o al pecho del paciente; también se puede controlar el brazo con los dedos de uno de sus pies, mediante un joystick adaptado a una plantilla especial en su zapato; o puede ser un sistema híbrido, en el que se haga uso de los dos métodos combinados. Este brazo es uno de los más avanzados y su desarrollo estuvo impulsado por la empresa DEKA, apoyado por la agencia DARPA de EUA, quien invirtió cerca de \$18 millones de dólares en el proyecto (81); que busca ayudar a veteranos discapacitados de la milicia de Estados Unidos.

Ciertamente nuestro trabajo en comparación con los prototipos analizados, acaba de comenzar, pero se ha logrado un avance significativo, especialmente en cuanto a costos como se verá más adelante. Pero a nivel técnico también se han sentado las bases adecuadas y fundamentales que permitirán continuar con el proyecto, ya que por ejemplo: se partió directamente de un diseño antropomórfico de un dedo humano, que se podrá hacer extensivo a 5 dedos, en lugar de una pinza; En la etapa electrónica se trabajó directamente con un control electromiográfico, el cual se usa en la mayoría de prótesis comerciales de miembros superiores, dado que la tendencia en el futuro, es implantar electrodos de registro directamente sobre las terminales nerviosas del paciente; sin embargo el principio básico seguirá siendo el mismo. Crear estos circuitos de adquisición y procesamiento de Señales Electromiográficas, no resultó una tarea sencilla, ya que se buscaba registrar una señal eléctrica en tejido vivo, que era mucho más débil que el ruido circundante y a su vez limpiarla, para su posterior procesamiento.

Una de las ventajas que en primer lugar ofrece el prototipo MROBI, es que al ser construido en el país, se fomenta el desarrollo tecnológico de la Nación y se reduce el costo al no tener que importarla; ya que si se revisa nuevamente la tabla

4.8, vemos que el monto invertido en el prototipo está muy por debajo, de lo que gastaron las empresas e instituciones que desarrollaron las prótesis antes vistas; aunque está claro que los niveles de desarrollo alcanzados no son los mismos, también a causa del tiempo que llevan investigando estas empresas en esta área. Sin embargo, el monto invertido en nuestro proyecto, sigue siendo menor.

El dispositivo obtenido, pese a ser un prototipo, ofrece características funcionales, que no poseen algunos de los modelos analizados, por ejemplo: a diferencia de los prototipos de mano hechas en Argentina y en Venezuela, la mano MROBI puede girar la muñeca (pronación y supinación); el prototipo MROBI posee dedos que se mueven de manera similar a los dedos humanos, con más ventajas que un garfio o una pinza, que es el caso de la mano y brazo Utah, además la mano MROBI posee sensores de fuerza en los dedos, que le permiten controlar la presión que ejerce sobre el objeto que toma.

Aunque está claro que para que el sistema sea comercial, es necesario mejorar algunos aspectos, especialmente relacionados con la estética, con una mano de 5 dedos de apariencia más real; se deberá utilizar además materiales livianos pero a la vez resistentes; también habrá que mejorar la autonomía del prototipo, incrementado la duración de las baterías, por lo que estas deberán ser de mejor tecnología, como las de Polímero de Litio que se utilizan en estas manos biónicas, por las ventajas mencionadas. Finalmente y que constituye un aspecto trascendental en las prótesis comerciales revisadas, es su diseño compacto; el que se puede lograr mejorando el diseño de los circuitos electrónicos y a la vez construir las tarjetas utilizando microcomponentes (SMD), para montarlas directamente sobre el socket; además se puede mejorar el sistema mecánico, con actuadores (servomotores o motores de CC) más compactos y eficientes para reducir el volumen de la palma y de la muñeca.

---

## CAPÍTULO 5

---

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

A sido un largo camino el recorrido hasta el momento, se tuvo que sortear varios inconvenientes conforme se avanzaba en el desarrollo del prototipo; dificultades que iban desde la imposibilidad de conseguir algunos componentes electrónicos; así como de la poca información disponible para realizar la programación de microcontroladores de gama alta, como el dsPIC. En la parte mecánica también surgieron algunas dificultades durante la construcción, debidas a las dimensiones de algunas de las piezas. Pese a esto se consiguieron los objetivos planteados, con la construcción de un prototipo de mano robot enfocada a una prótesis mioeléctrica (activada por señales EMG).

#### 5.1 Consideraciones Finales de Anatomía y Bioseñales

Mientras se analizaba la manera de reproducir ciertos patrones de movimiento de la mano humana, se fue haciendo evidente la gran capacidad alcanzada por esta, tanto en movimientos como en su anatomía, tras miles de años de evolución, marcando la diferencia entre los primates como el ser humano y el resto de especies animales del planeta. De hecho, solo poseer un dedo pulgar oponible le da una capacidad especial a la mano de los primates, para manipular y sujetar objetos. Si a la vez se suma en el hombre, la capacidad cerebral desarrollada paralelamente a la de sus manos, este puede ser capaz de manipular objetos con una gran precisión, lo que le ha permitido crear y utilizar herramientas.

Estas características quizá no puedan actualmente ser reproducidas con una fidelidad del 100%, especialmente la sensibilidad táctil de la piel, sin embargo se ha avanzado mucho en el desarrollo de los prototipos, tomando como base fundamental la propia naturaleza; por ejemplo, se utiliza la misma estructura ósea de la mano para obtener los grados de libertad, junto con el campo de acción de cada dedo y de la muñeca; luego se observa el funcionamiento de los músculos y tendones, buscando reemplazarlos por actuadores como: servomotores, músculos neumáticos, mecanismos de motor y tornillo sin fin, fibras musculares (alambres de nitinol), etc.

Ciertamente se pretende obtener un sistema completamente funcional, pero también se puede tratar de imitar la apariencia externa de la mano, es decir, que el miembro artificial luzca tan real como sea posible; generalmente esto se consigue mediante un guante o cubierta de silicona, con un acabado muy parecido al de la piel humana, inclusive hasta en detalles tan precisos como: bellos, poros y tonalidad de piel. En la actualidad, el desarrollo de prótesis de este tipo compete

con la alternativa médica, que ha realizado también grandes avances en trasplantes de miembros, como la mano y parte del antebrazo, provenientes de un donante cadavérico.

En cuanto a la morfología de una bioseñal, estas se han estudiado con mucha anterioridad en el campo médico para diagnóstico; de allí surgió la necesidad de crear los primeros equipos de registro, como son los Electrocardiógrafos y los Electromiógrafos, cuya tecnología abrió la puerta a diversas aplicaciones, como la mostrada en este trabajo, sin embargo, estas señales a mas de ser bastante débiles, se suma el inconveniente de la disponibilidad de músculos de donde obtenerlas, para el caso particular de una persona con una amputación. En el momento que se pierde un miembro determinado, los músculos que aún le quedan en el muñón, tienden a atrofiarse debido a la falta de actividad y las nuevas condiciones en los tejidos del mismo (cicatrización).

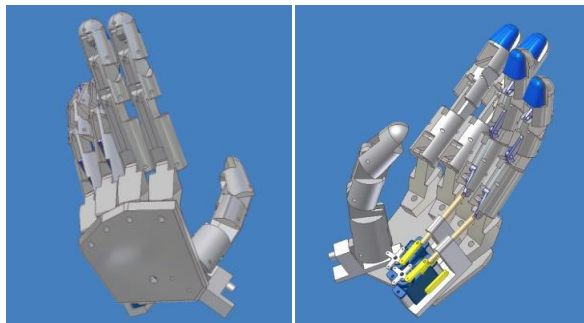
Debido a esto, fue necesario realizar algunas consideraciones para el registro de estas señales a futuro y para este tipo de aplicaciones. El dispositivo MOROBI cuenta con la opción de corregir la amplitud de la señal que registra en sus canales; sin embargo, es necesario mejorar la forma o disposición de los electrodos de registro, ya que con la disposición actual de electrodos (disposición para ECG), al tratarse de señales muy débiles en comparación a las de un músculo sano, se termina registrando una señal idéntica (señal fantasma) en el canal contrario, aunque de menor amplitud, debido a que el sistema está muy sensible. Esto se podría solucionar colocando el segundo electrodo (CH2) en un músculo que este lo suficientemente alejado del primero (CH1), sin embargo, no en todos los pacientes se podrá hacer esto, por lo tanto, la otra posible solución es, modificar el hardware del los canales de registro, para que trabajen con un electrodo referencia independiente para cada canal, es decir, en la nueva disposición propuesta, habrá un par de electrodos para cada músculo y que corresponderá a un solo canal de registro EMG.

De momento, el sistema está programado para trabajar con la forma (morfología) de las señales, en el dominio del tiempo; por lo que se implementó un control basado en comandos a través de pulsos, como se mostró en el capítulo 3 sección 3.4.3, pero también es posible trabajar de otra manera, con las señales capturadas desde el software, en el microcontrolador DSP; por ejemplo: que para ordenar el cierre de la mano, sea el mismo usuario que controle el nivel de cierre, a través de un pulso sostenido; mientras sostenga el pulso, la mano seguirá cerrándose y como protección estarán los FSRs; para abrir la mano bastaría con que genere un pulso corto. Todo dependerá de que método le parezca más conveniente al paciente, evidentemente esto podría considerarse como una mejora del firmware del módulo MDSP.

## 5.2 Mejoras a Futuro del Prototipo

Las diversas experiencias obtenidas durante el desarrollo de este prototipo de prótesis, ha permitido el surgimiento de nuevas ideas que permitan mejorarlo, algunas de ellas ya fueron mencionadas en el capítulo anterior.

- La primera mejora considerada y que será fundamental para reducir el peso y volumen del sistema, tiene que ver con implementación de una fuente basada en un convertidor DC/DC, especialmente diseñada para trabajar con equipo médico, ya que las fuentes conmutadas comunes, tienden a introducir ruido en la etapa de registro y, durante el procesamiento de las bioseñales; esta fuente deberá cumplir con los siguientes parámetros: que trabaje en una frecuencia PWM, completamente fuera del rango de frecuencias o ancho de banda de las bioseñales EMG (mínimo 50Khz); esta fuente debe tener varias salidas de tensión, para alimentar las etapas del sistema, con referencia de tierra independiente para el de registro; debe ser estabilizada y con aislamiento galvánico; por último, esta fuente también debe estar alimentada con una sola batería de Polímero de Litio.
- Al ser este modelo de mano robot un prototipo, solo posee 3 dedos; pero el objetivo a futuro es obtener una prótesis con considerables mejoras, en comparación con el prototipo MROBI original, como por ejemplo, el sistema mecánico mostrado en la figura 5.1; en este diseño la mano ya posee 5 dedos, al igual que su apariencia también se asemeja mucho más a la de una mano real, otro detalle de este posible diseño, es la capacidad de movimiento del dedo pulgar, al agregarle un grado de libertad, que le posibilitará realizar los movimientos típicos de un dedo pulgar oponible; y al ser los dedos redondos, le permitirá afianzarse mucho mejor a cualquier tipo de superficie, ya sea esférica, cilíndrica o cuadrada. Faltaría por definir si se utiliza nuevamente servomotores como actuadores o se cambia de sistema, debido al reducido espacio. Este nuevo diseño le permitirá utilizar un guante estético.



**Figura 5.1** Diseño de mano robot más estilizada, con 5 dedos y pulgar oponible.

- Finalmente existe la posibilidad de optimizar y mejorar el diseño de la electrónica del dispositivo. Para empezar, con la utilización de un solo CI para la etapa de filtrado, a partir de un chip como el mencionado en el Cap. 2 sección 2.4, (filtro de variables de estado), reducirá el tamaño de la tarjeta PCB de cada canal. Si fuese posible manufacturar todos los circuitos utilizando componentes SMD (montaje superficial), que reducirían aún más el tamaño de cada tarjeta electrónica, sería ideal; incluso esta miniaturización permitiría alojar todos los módulos electrónicos, dentro de la estructura de la misma prótesis. En cuanto al firmware, a más del DSP, se podría incorporar el uso de redes neuronales, para mejorar el procesamiento y especialmente la detección de los comandos de operación de la mano.

### 5.3 Conclusiones

Llevar a cabo este trabajo significó un gran reto para mí, del cual adquirí gran experiencia, no solo a nivel técnico y profesional, sino también en lo humano, pues me permitió conocer, al menos parte de las dificultades reales, por las que debe atravesar una persona discapacitada en la sociedad; dificultades que van desde, la discriminación, la falta de oportunidades de empleo, que ventajosamente hoy en día se está superando poco a poco; hasta problemas derivados de su discapacidad física, en nuestro caso debido a la amputación de un miembro como la mano. En este sentido se presentó una alternativa de solución, con la construcción de un prototipo de mano robot, que pueda controlar directamente, mediante señales de su propio cuerpo y que le ayudará a mejorar su calidad de vida.

El desarrollo de tecnología en nuestro país afronta ciertas dificultades, no tanto por el nivel de conocimientos requeridos, sino por la disponibilidad de recursos, tanto técnicos como económicos y especialmente los económicos, lo que se hizo palpable en el desarrollo y construcción de este prototipo tecnológico; pues algunos de los componentes principales como: amplificadores instrumentales (AD620AN), opto acopladores analógicos (HCNR200), sensores de fuerza (FSR-N402) y servomotores especiales de gran torque y reducido tamaño (HS-225BB), solo fue posible conseguirlos fuera del país y a un costo muy superior, por los aranceles que se pagan en la importación.

En el aspecto técnico, también se tuvieron que afrontar y solucionar diversos problemas, como la poca información disponible, para implementar determinados aspectos del prototipo, entre ellos la conexión USB, para el envío de grandes cantidades de información y que permita crear una interface con el software de monitoreo, residente en el computador. Ventajosamente en esta área y en el control de la mano, fue de mucha ayuda el software de simulación PROTEUS, para la depuración del código fuente de los microcontroladores PIC18. Sin embargo, la

dificultad mayor se dio en la programación del microcontrolador dsPIC30F; este es un procesador de gama alta de magníficas prestaciones, pero que aún no se lo utiliza masivamente como los PIC18 y PIC16, para el cual no existe todavía un simulador adecuado que permita realizar las pruebas y depuración del código, excepto el simulador de Microchip (mplabsim), con sus limitantes, como el no tener soporte para simular la comunicación por I2C, tampoco se puede observar el comportamiento en tiempo real e interactuar con otros componentes electrónicos, como lo hace el PROTEUS. Pese a esto, se logró optimizar el código, con el sistema completo ya ensamblado en sus respectivas tarjetas PCB. Otro inconveniente fue lidiar con el ruido presente durante el registro de las bioseñales EMG; de hecho, el diseño y ajuste de los canales de registro, que contienen a los Amplificadores Instrumentales y la etapa de filtros, fue el que más tiempo tomó, a causa del ruido proveniente del paciente y de otras fuentes externas como: el ruido de la red eléctrica (60Hz), fuentes conmutadas de PCs y de cargadores de Laptops. Al final se logró mejorar la calidad del registro, al incluir un electrodo adicional que se coloca a la altura del hombro, entre el músculo deltoides y el trapecio, el cual se conecta a la tierra de la etapa de registro; también fue necesario mejorar el circuito de pierna derecha, para retroalimentar el ruido del paciente; mientras que con la implementación de la barrera óptica, que separa las referencias de tierra para protección contra descargas, se logró también disminuir notablemente el ruido generado por equipos externos.

En cuanto a la manufactura de la mano, se realizaron algunas correcciones, mientras se fabricaban las piezas principales, como fue el caso de los pasadores que forman parte de las falanges, pues sus dimensiones originales no permitían que se trabaje adecuadamente y a causa de los agujeros roscados, se debilitaba el material; a esto se sumó la dificultad para conseguir los tornillos y machuelos de diámetro menor a 2,5mm, por lo que se debió incrementar las dimensiones, tanto en agujeros como en los pasadores, A si mismo se necesitó construir mordazas para la fresa, para realizar el mecanizado de algunas piezas, especialmente las que poseían chaflanes y ángulos complicados. Contrario a lo esperado, la fabricación de los piñones, especialmente los cónicos, no fue tan complejo, debido a que se conto con la ayuda del software de diseño GearTrax para piñones y engranes, que puede enlazarse al software Inventor 9, para evaluar el diseño de forma virtual, antes de proceder a la fabricación.

El sistema mecánico de la mano, contó con el respectivo sustento matemático en el diseño (análisis de grupos de assur y algoritmo Denavit y Hartenberg), y con la ayuda de Matlab, se pudo obtener la Cinemática y Dinámica que lo definen, donde la trayectoria de movimiento de cada dedo se lo pudo observar gráficamente, para luego ser comprobada en la práctica. Este aporte es de suma importancia, ya que puede ayudar en el mejoramiento del prototipo; ciertamente los cálculos expuestos son bastante complejos, en especial la obtención de la dependencia angular de movimiento entre falanges, debido también a lo complejo del sistema de barras,



que permiten encadenar el movimiento de estas. Luego de terminada la mano, se detectó pequeñas variaciones en las dimensiones, que no estaban presentes en el diseño realizado en el computador, debido a que las herramientas como fresadoras y tornos, a diferencia de un programa, tienen un límite de precisión alcanzable, pero fue oportunamente solucionado. Como resultado final, se determinó el nivel de fuerza aproximado que puede ejercer cada dedo, en una determinada posición; ya en la práctica se comprobó que el mecanismo es capaz de sostener sin problemas: botellas de agua personales, vasos, frutas como manzanas y hasta pequeñas uvas.

El software para monitoreo del kit MROBI, fue creado con la ayuda de LABVIEW, y debió depurarse conjuntamente con el firmware del módulo MINT, para que la interfaz funcione tanto en la plataforma de Windows XP SP3, como en la de Windows 7 64bits, sin embargo, debido a que esta última es una plataforma reciente, presenta ciertos inconvenientes con la comunicación USB, que en ocasiones congela al equipo, lo que no ocurre en Windows XP. Conforme se siga actualizando tanto la librería “mpusbapi.dll” de microchip, como el propio Windows 7, se irán superando estos inconvenientes. Al tratarse del primer prototipo, era necesario contar con una herramienta de diagnóstico en el computador, que permita evaluar y configurar el comportamiento del kit, en base a la información presentada. Pero debo recalcar que el prototipo es completamente autónomo, es decir, que para operar no necesita del computador, ni de fuentes de energía externas.

Con este primer prototipo, he pretendido demostrar que en el país es posible desarrollar tecnología, pese a las dificultades que esto implica; lo que se necesita es apoyo de instituciones, así como de entidades privadas, para sacar adelante los proyectos y marcar de cierta forma la diferencia, con algunos países llamados del primer mundo, donde se invierte masivamente en proyectos militares. En países del “tercer mundo” como el nuestro, se puede impulsar el desarrollo de la tecnología, en función de las necesidades de la sociedad y en especial de los más vulnerables.

## 5.4 Recomendaciones

Las recomendaciones van dirigidas tanto a la Universidad Politécnica Salesiana como tal y al posible usuario del prototipo MROBI.

- Recomiendo a la Universidad dar un mayor apoyo a proyectos de áreas como, la mecatrónica y la robótica, pese a que ventajosamente la Universidad ya cuenta con un laboratorio de mecatrónica.
- Recomiendo además que se dicten las cátedras de: Electromedicina o Bioingeniería y Robótica, o en su defecto, que se contemple la posibilidad



de incluirlas dentro del plan académico, como materias o seminarios optativos, para la obtención de una mención en el título universitario, al terminar la carrera de Ingeniería Electrónica.

- Se recomienda crear un fondo especial en el área de Ingeniería Electrónica, para el financiamiento de proyectos de tesis, como el desarrollado en el presente trabajo.
- Como se trata del primer prototipo y aunque se implemento las medidas de protección necesarias, se recomienda al usuario, tener en cuenta los aspectos de seguridad mencionados en el capítulo 4, con el fin de evitar accidentes y daños al dispositivo.
- Se recomienda también tener un juego adicional de baterías, para garantizar el suministro de energía del dispositivo, ya que mientras se utilizan unas, las restantes se estarán recargando; esto permitirá que el dispositivo pueda trabajar por lapsos de tiempo mayores, pudiendo ser incluso de un día completo, dependiendo del nivel de uso de la mano.
- Se recomienda finalmente darle un mantenimiento regular, especialmente a la etapa mecánica, por lo menos una vez al mes, para verificar el estado de todos los componentes y que estos sigan trabajando adecuadamente.



## **ANEXOS**



## **ANEXO A**

### **HOJAS ESPECIFICACIONES TECNICAS Y DATASHEETS**

- ANEXO A-1 AD620AN
- ANEXO A-2 ACI TL084CN
- ANEXO A-3 LM324 y LM358
- ANEXO A-4 HCNR200
- ANEXO A-5 PIC18F4550
- ANEXO A-6 dsPIC30F4011
- ANEXO A-7 PIC18F4431
- ANEXO A-8 HD44780u
- ANEXO A-9 UST-SNR-FSR N402
- ANEXO A-10 HS-225BB
- ANEXO A-11 HS-485HB



# Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

## AD620

### FEATURES

#### EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor  
(Gain Range 1 to 1000)  
Wide Power Supply Range ( $\pm 2.3$  V to  $\pm 18$  V)  
Higher Performance than Three Op Amp IA Designs Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging  
Low Power, 1.3 mA max Supply Current

#### EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

50  $\mu$ V max, Input Offset Voltage  
0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift  
1.0 nA max, Input Bias Current  
100 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

#### LOW NOISE

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ , @ 1 kHz, Input Voltage Noise  
0.28  $\mu$ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

#### EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth (G = 100)  
15  $\mu$ s Settling Time to 0.01%

#### APPLICATIONS

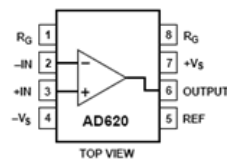
Weigh Scales  
ECG and Medical Instrumentation  
Transducer Interface  
Data Acquisition Systems  
Industrial Process Controls  
Battery Powered and Portable Equipment

### PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

### CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)  
and SOIC (R) Packages



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50  $\mu$ V max and offset drift of 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Super $\beta$  processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  at 1 kHz, 0.28  $\mu$ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$  input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15  $\mu$ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

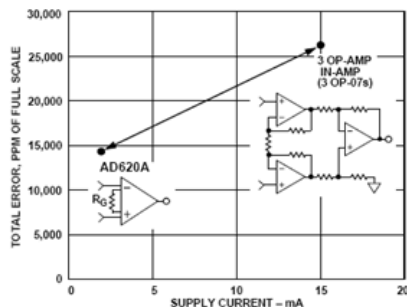


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

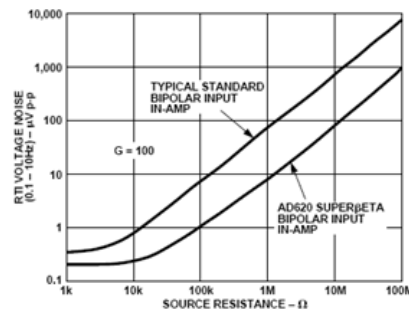


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

### REV. E

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>  
Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc., 1999



## JFET Input Operational Amplifiers

These low-cost JFET input operational amplifiers combine two state-of-the-art linear technologies on a single monolithic integrated circuit. Each internally compensated operational amplifier has well matched high voltage JFET input devices for low input offset voltage. The BIFET technology provides wide bandwidths and fast slew rates with low input bias currents, input offset currents, and supply currents.

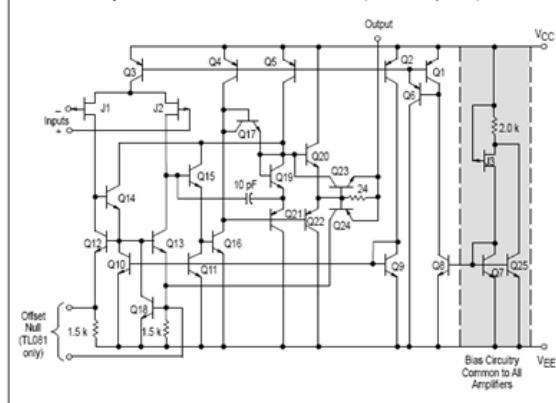
These devices are available in single, dual and quad operational amplifiers which are pin-compatible with the industry standard MC1741, MC1458, and the MC3403/LM324 bipolar products.

- Input Offset Voltage Options of 6.0 mV and 15 mV Max
- Low Input Bias Current: 30 pA
- Low Input Offset Current: 5.0 pA
- Wide Gain Bandwidth: 4.0 MHz
- High Slew Rate: 13 V/μs
- Low Supply Current: 1.4 mA per Amplifier
- High Input Impedance: 10<sup>12</sup> Ω

### ORDERING INFORMATION

Op Amp Function	Device	Operating Temperature Range	Package
Single	TL081CD	T <sub>A</sub> = 0° to +70°C	SO-8
	TL081ACP		Plastic DIP
Dual	TL082CD	T <sub>A</sub> = 0° to +70°C	SO-8
	TL082ACP		Plastic DIP
Quad	TL084CN, ACN	T <sub>A</sub> = 0° to +70°C	Plastic DIP

### Representative Circuit Schematic (Each Amplifier)



Order this document by TL081C/D

## TL081C,AC TL082C,AC TL084C,AC

### JFET INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

#### SEMICONDUCTOR TECHNICAL DATA

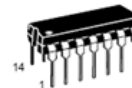
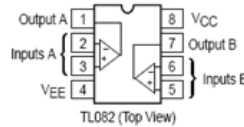
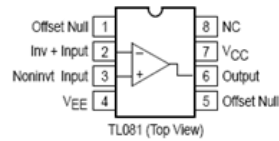


**P SUFFIX**  
PLASTIC PACKAGE  
CASE 626



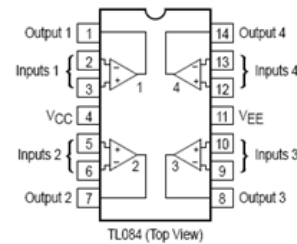
**D SUFFIX**  
PLASTIC PACKAGE  
CASE 751  
(SO-8)

#### PIN CONNECTIONS



**N SUFFIX**  
PLASTIC PACKAGE  
CASE 646

#### PIN CONNECTIONS





August 2000

LM124/LM224/LM324/LM2902 Low Power Quad Operational Amplifiers

## LM124/LM224/LM324/LM2902 Low Power Quad Operational Amplifiers

### General Description

The LM124 series consists of four independent, high gain, internally frequency compensated operational amplifiers which were designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split power supplies is also possible and the low power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

Application areas include transducer amplifiers, DC gain blocks and all the conventional op amp circuits which now can be more easily implemented in single power supply systems. For example, the LM124 series can be directly operated off of the standard +5V power supply voltage which is used in digital systems and will easily provide the required interface electronics without requiring the additional  $\pm 15V$  power supplies.

### Unique Characteristics

- In the linear mode the input common-mode voltage range includes ground and the output voltage can also swing to ground, even though operated from only a single power supply voltage
- The unity gain cross frequency is temperature compensated
- The input bias current is also temperature compensated

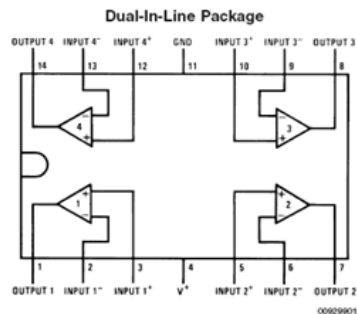
### Advantages

- Eliminates need for dual supplies
- Four internally compensated op amps in a single package
- Allows directly sensing near GND and  $V_{OUT}$  also goes to GND
- Compatible with all forms of logic
- Power drain suitable for battery operation

### Features

- Internally frequency compensated for unity gain
- Large DC voltage gain 100 dB
- Wide bandwidth (unity gain) 1 MHz (temperature compensated)
- Wide power supply range:  
Single supply 3V to 32V  
or dual supplies  $\pm 1.5V$  to  $\pm 16V$
- Very low supply current drain (700  $\mu A$ )—essentially independent of supply voltage
- Low input biasing current 45 nA (temperature compensated)
- Low input offset voltage 2 mV and offset current: 5 nA
- Input common-mode voltage range includes ground
- Differential input voltage range equal to the power supply voltage
- Large output voltage swing 0V to  $V^+ - 1.5V$

### Connection Diagrams



Top View

Order Number LM124J, LM124AJ, LM124J/883 (Note 2), LM124AJ/883 (Note 1), LM224J, LM224AJ, LM324J, LM324M, LM324MX, LM324AM, LM324AMX, LM2902M, LM2902MX, LM324N, LM324AN, LM324MT, LM324MTX or LM2902N LM124AJRQML and LM124AJRQMLV (Note 3)  
See NS Package Number J14A, M14A or N14A





# High-Linearity Analog Optocouplers

## Technical Data

### HCNR200 HCNR201

#### Features

- **Low Nonlinearity: 0.01%**
- **$K_3 (I_{PD2}/I_{PD1})$  Transfer Gain**  
HCNR200:  $\pm 15\%$   
HCNR201:  $\pm 5\%$
- **Low Gain Temperature Coefficient:  $-65 \text{ ppm}/^\circ\text{C}$**
- **Wide Bandwidth – DC to  $>1 \text{ MHz}$**
- **Worldwide Safety Approval**
  - UL 1577 Recognized (5 kV rms/1 min Rating)
  - CSA Approved
  - BSI Certified
  - VDE 0884 Approved
  - $V_{IORM} = 1414 \text{ V peak}$  (Option #050)
- **Surface Mount Option Available** (Option #300)
- **8-Pin DIP Package - 0.400" Spacing**
- **Allows Flexible Circuit Design**
- **Special Selection for HCNR201: Tighter  $K_1$ ,  $K_3$  and Lower Nonlinearity Available**

#### Applications

- **Low Cost Analog Isolation**
- **Telecom: Modem, PBX**
- **Industrial Process Control:**  
Transducer Isolator  
Isolator for Thermocouples  
4 mA to 20 mA Loop Isolation
- **SMPS Feedback Loop, SMPS Feedforward**
- **Monitor Motor Supply Voltage**
- **Medical**

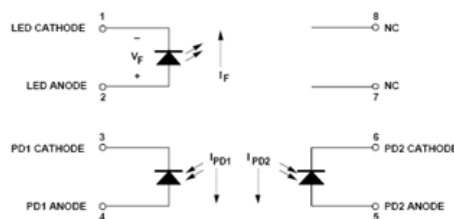
#### Description

The HCNR200/201 high-linearity analog optocoupler consists of a high-performance AlGaAs LED that illuminates two closely matched photodiodes. The input photodiode can be used to monitor, and therefore stabilize, the light output of the LED. As a result, the nonlinearity and drift

characteristics of the LED can be virtually eliminated. The output photodiode produces a photocurrent that is linearly related to the light output of the LED. The close matching of the photodiodes and advanced design of the package ensure the high linearity and stable gain characteristics of the optocoupler.

The HCNR200/201 can be used to isolate analog signals in a wide variety of applications that require good stability, linearity, bandwidth and low cost. The HCNR200/201 is very flexible and, by appropriate design of the application circuit, is capable of operating in many different modes, including: unipolar/bipolar, ac/dc and inverting/non-inverting. The HCNR200/201 is an excellent solution for many analog isolation problems.

#### Schematic



**CAUTION:** It is advised that normal static precautions be taken in handling and assembly of this component to prevent damage and/or degradation which may be induced by ESD.



# MICROCHIP PIC18F2455/2550/4455/4550

## 28/40/44-Pin, High-Performance, Enhanced Flash, USB Microcontrollers with nanoWatt Technology

### Universal Serial Bus Features:

- USB V2.0 Compliant
- Low Speed (1.5 Mb/s) and Full Speed (12 Mb/s)
- Supports Control, Interrupt, Isochronous and Bulk Transfers
- Supports up to 32 Endpoints (16 bidirectional)
- 1-Kbyte Dual Access RAM for USB
- On-Chip USB Transceiver with On-Chip Voltage Regulator
- Interface for Off-Chip USB Transceiver
- Streaming Parallel Port (SPP) for USB streaming transfers (40/44-pin devices only)

### Power-Managed Modes:

- Run: CPU on, peripherals on
- Idle: CPU off, peripherals on
- Sleep: CPU off, peripherals off
- Idle mode currents down to 5.8  $\mu$ A typical
- Sleep mode currents down to 0.1  $\mu$ A typical
- Timer1 Oscillator: 1.1  $\mu$ A typical, 32 kHz, 2V
- Watchdog Timer: 2.1  $\mu$ A typical
- Two-Speed Oscillator Start-up

### Flexible Oscillator Structure:

- Four Crystal modes, including High Precision PLL for USB
- Two External Clock modes, up to 48 MHz
- Internal Oscillator Block:
  - 8 user-selectable frequencies, from 31 kHz to 8 MHz
  - User-tunable to compensate for frequency drift
- Secondary Oscillator using Timer1 @ 32 kHz
- Dual Oscillator options allow microcontroller and USB module to run at different clock speeds
- Fail-Safe Clock Monitor:
  - Allows for safe shutdown if any clock stops

### Peripheral Highlights:

- High-Current Sink/Source: 25 mA/25 mA
- Three External Interrupts
- Four Timer modules (Timer0 to Timer3)
- Up to 2 Capture/Compare/PWM (CCP) modules:
  - Capture is 16-bit, max. resolution 5.2 ns (Tcy/16)
  - Compare is 16-bit, max. resolution 83.3 ns (Tcy)
  - PWM output: PWM resolution is 1 to 10-bit
- Enhanced Capture/Compare/PWM (ECCP) module:
  - Multiple output modes
  - Selectable polarity
  - Programmable dead time
  - Auto-shutdown and auto-restart
- Enhanced USART module:
  - LIN bus support
- Master Synchronous Serial Port (MSSP) module supporting 3-wire SPI (all 4 modes) and I<sup>2</sup>C™ Master and Slave modes
- 10-bit, up to 13-channel Analog-to-Digital Converter module (A/D) with Programmable Acquisition Time
- Dual Analog Comparators with Input Multiplexing

### Special Microcontroller Features:

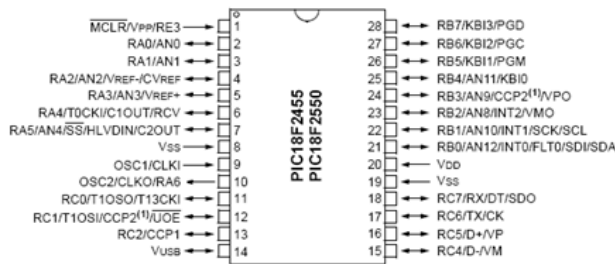
- C Compiler Optimized Architecture with optional Extended Instruction Set
- 100,000 Erase/Write Cycle Enhanced Flash Program Memory typical
- 1,000,000 Erase/Write Cycle Data EEPROM Memory typical
- Flash/Data EEPROM Retention: > 40 years
- Self-Programmable under Software Control
- Priority Levels for Interrupts
- 8 x 8 Single-Cycle Hardware Multiplier
- Extended Watchdog Timer (WDT):
  - Programmable period from 41 ms to 131s
- Programmable Code Protection
- Single-Supply 5V In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) via two pins
- In-Circuit Debug (ICD) via two pins
- Optional dedicated ICD/ICSP port (44-pin devices only)
- Wide Operating Voltage Range (2.0V to 5.5V)

Device	Program Memory		Data Memory		I/O	10-Bit A/D (ch)	CCP/ECCP (PWM)	SPP	MSSP		EAUSART	Comparators	Timers 8/16-Bit
	Flash (bytes)	# Single-Word Instructions	SRAM (bytes)	EEPROM (bytes)					SPI	Master I <sup>2</sup> C™			
PIC18F2455	24K	12288	2048	256	24	10	2/0	No	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F2550	32K	16384	2048	256	24	10	2/0	No	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F4455	24K	12288	2048	256	35	13	1/1	Yes	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F4550	32K	16384	2048	256	35	13	1/1	Yes	Y	Y	1	2	1/3

# PIC18F2455/2550/4455/4550

## Pin Diagrams

### 28-Pin PDIP, SOIC



### 40-Pin PDIP



Note 1: RB3 is the alternate pin for CCP2 multiplexing.



# dsPIC30F4011/4012

## dsPIC30F4011/4012 Enhanced Flash 16-Bit Digital Signal Controller

**Note:** This data sheet summarizes features of this group of dsPIC30F devices and is not intended to be a complete reference source. For more information on the CPU, peripherals, register descriptions and general device functionality, refer to the "dsPIC30F Family Reference Manual" (DS70046). For more information on the device instruction set and programming, refer to the "dsPIC30F/33F Programmer's Reference Manual" (DS70157).

### High-Performance, Modified RISC CPU:

- Modified Harvard architecture
- C compiler optimized instruction set architecture with flexible addressing modes
- 83 base instructions
- 24-bit wide instructions, 16-bit wide data path
- 48 Kbytes on-chip Flash program space (16K instruction words)
- 2 Kbytes of on-chip data RAM
- 1 Kbyte of nonvolatile data EEPROM
- Up to 30 MIPS operation:
  - DC to 40 MHz external clock input
  - 4 MHz-10 MHz oscillator input with PLL active (4x, 8x, 16x)
- 30 interrupt sources:
  - 3 external interrupt sources
  - 8 user-selectable priority levels for each interrupt source
  - 4 processor trap sources
- 16 x 16-bit working register array

### DSP Engine Features:

- Dual data fetch
- Accumulator write-back for DSP operations
- Modulo and Bit-Reversed Addressing modes
- Two, 40-bit wide accumulators with optional saturation logic
- 17-bit x 17-bit single-cycle hardware fractional/integer multiplier
- All DSP instructions are single cycle
- $\pm 16$ -bit, single-cycle shift

### Peripheral Features:

- High-current sink/source I/O pins: 25 mA/25 mA
- Timer module with programmable prescaler:
  - Five 16-bit timers/counters; optionally pair 16-bit timers into 32-bit timer modules
- 16-bit Capture input functions
- 16-bit Compare/PWM output functions
- 3-wire SPI modules (supports 4 Frame modes)
- I<sup>2</sup>C™ module supports Multi-Master/Slave mode and 7-bit/10-bit addressing
- 2 UART modules with FIFO Buffers
- 1 CAN module, 2.0B compliant

### Motor Control PWM Module Features:

- 6 PWM output channels:
  - Complementary or Independent Output modes
  - Edge and Center-Aligned modes
- 3 duty cycle generators
- Dedicated time base
- Programmable output polarity
- Dead-time control for Complementary mode
- Manual output control
- Trigger for A/D conversions

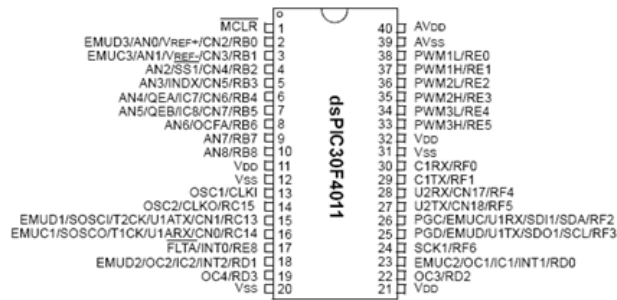
### Quadrature Encoder Interface Module Features:

- Phase A, Phase B and Index Pulse input
- 16-bit up/down position counter
- Count direction status
- Position Measurement (x2 and x4) mode
- Programmable digital noise filters on inputs
- Alternate 16-Bit Timer/Counter mode
- Interrupt on position counter rollover/underflow

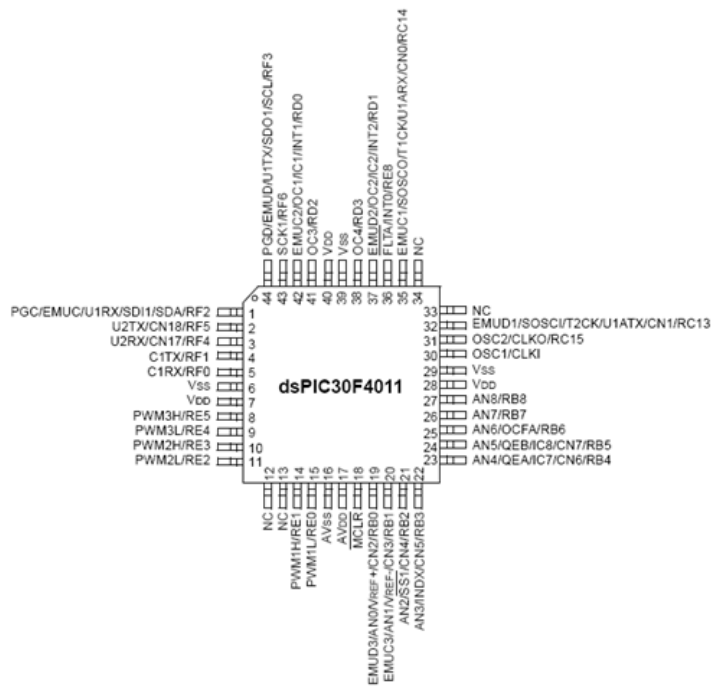
## dsPIC30F4011/4012

### Pin Diagrams

#### 40-Pin PDIP



#### 44-Pin TQFP





# MICROCHIP PIC18F2331/2431/4331/4431

## 28/40/44-Pin Enhanced Flash Microcontrollers with nanoWatt Technology, High Performance PWM and A/D

### 14-bit Power Control PWM Module:

- Up to 4 channels with complementary outputs
- Edge- or center-aligned operation
- Flexible dead-band generator
- Hardware fault protection inputs
- Simultaneous update of duty cycle and period:
  - Flexible special event trigger output

### Motion Feedback Module:

- Three independent input capture channels:
  - Flexible operating modes for period and pulse width measurement
  - Special Hall Sensor interface module
  - Special event trigger output to other modules
- Quadrature Encoder Interface:
  - 2 phase inputs and one index input from encoder
  - High and low position tracking with direction status and change of direction interrupt
  - Velocity measurement

### High-Speed, 200 Ksps 10-bit A/D Converter:

- Up to 9 channels
- Simultaneous two-channel sampling
- Sequential sampling: 1, 2 or 4 selected channels
- Auto-conversion capability
- 4-word FIFO with selectable interrupt frequency
- Selectable external conversion triggers
- Programmable acquisition time

### Flexible Oscillator Structure:

- Four crystal modes up to 40 MHz
- Two external clock modes up to 40 MHz
- Internal oscillator block:
  - 8 user selectable frequencies: 31 kHz to 8 MHz
  - OSCTUNE can compensate for frequency drift
- Secondary oscillator using Timer1 @ 32 kHz
- Fail-Safe Clock Monitor:
  - Allows for safe shutdown of device if clock fails

### Power-Managed Modes:

- Run CPU on, peripherals on
- Idle CPU off, peripherals on
- Sleep CPU off, peripherals off
- Idle mode currents down to 5.8  $\mu$ A typical
- Sleep current down to 0.1  $\mu$ A typical
- Timer1 oscillator, 1.8  $\mu$ A typical, 32 kHz, 2V
- Watchdog Timer (WDT), 2.1  $\mu$ A typical
- Two-Speed oscillator start-up

### Peripheral Highlights:

- High current sink/source 25 mA/25 mA
- Three external interrupts
- Two Capture/Compare/PWM (CCP) modules:
  - Capture is 16-bit, max. resolution 6.25 ns (Tcy/16)
  - Compare is 16-bit, max. resolution 100 ns (Tcy)
  - PWM output: PWM resolution is 1 to 10 bits
- Enhanced USART module:
  - Supports RS-485, RS-232 and LIN 1.2
  - Auto-Wake-up on Start bit
  - Auto-Baud detect
- RS-232 operation using internal oscillator block (no external crystal required)

### Special Microcontroller Features:

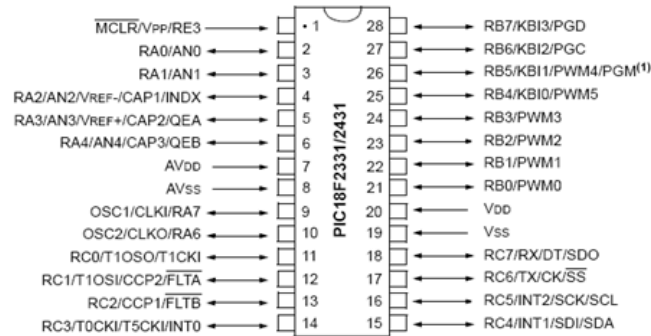
- 100,000 erase/write cycle enhanced Flash program memory typical
- 1,000,000 erase/write cycle data EEPROM memory typical
- Flash/data EEPROM retention: 100 years
- Self-programmable under software control
- Priority levels for interrupts
- 8 X 8 Single-cycle Hardware Multiplier
- Extended Watchdog Timer (WDT):
  - Programmable period from 41 ms to 131s
- Single-supply In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) via two pins
- In-Circuit Debug (ICD) via two pins
  - Drives PWM outputs safely when debugging

Device	Program Memory		Data Memory		I/O	10-bit A/D (ch)	CCP	SSP		EUSART	Quadrature Encoder	14-bit PWM (ch)	Timers 8/16-bit
	Flash (bytes)	# Single-Word Instructions	SRAM (bytes)	EEPROM (bytes)				SPI	Slave I <sup>2</sup> C™				
PIC18F2331	8192	4096	768	256	24	5	2	Y	Y	Y	Y	6	1/3
PIC18F2431	16384	8192	768	256	24	5	2	Y	Y	Y	Y	6	1/3
PIC18F4331	8192	4096	768	256	36	9	2	Y	Y	Y	Y	8	1/3
PIC18F4431	16384	8192	768	256	36	9	2	Y	Y	Y	Y	8	1/3

# PIC18F2331/2431/4331/4431

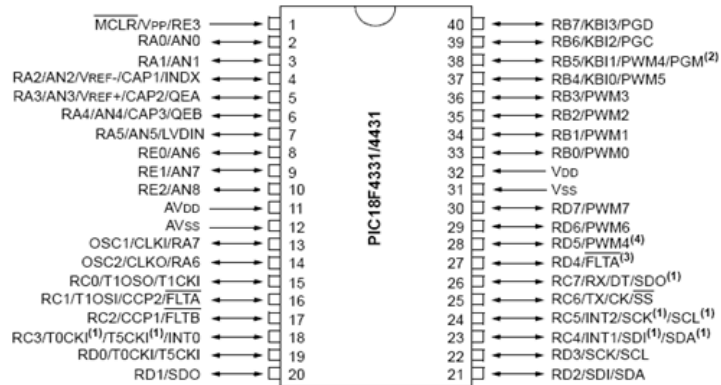
## Pin Diagrams

### 28-Pin SDIP, SOIC



Note 1: Low-voltage programming must be enabled.

### 40-Pin PDIP



Note 1: RC3 is the alternate pin for T0CKI/T5CKI; RC4 is the alternate pin for SDI/SDA; RC5 is the alternate pin for SCK/SCL.

Note 2: Low-voltage programming must be enabled.

Note 3: RD4 is the alternate pin for FLTA.

Note 4: RD5 is the alternate pin for PWM4.



---

## HD44780U (LCD-II)

(Dot Matrix Liquid Crystal Display Controller/Driver)

**HITACHI**

---

### Description

The HD44780U dot-matrix liquid crystal display controller and driver LSI displays alphanumerics, Japanese kana characters, and symbols. It can be configured to drive a dot-matrix liquid crystal display under the control of a 4- or 8-bit microprocessor. Since all the functions such as display RAM, character generator, and liquid crystal driver, required for driving a dot-matrix liquid crystal display are internally provided on one chip, a minimal system can be interfaced with this controller/driver.

A single HD44780U can display up to one 8-character line or two 8-character lines.

The HD44780U has pin function compatibility with the HD44780S which allows the user to easily replace an LCD-II with an HD44780U. The HD44780U character generator ROM is extended to generate 208 5 × 8 dot character fonts and 32 5 × 10 dot character fonts for a total of 240 different character fonts.

The low power supply (2.7V to 5.5V) of the HD44780U is suitable for any portable battery-driven product requiring low power dissipation.

### Features

- 5 × 8 and 5 × 10 dot matrix possible
- Low power operation support:
  - 2.7 to 5.5V
- Wide range of liquid crystal display driver power
  - 3.0 to 11V
- Liquid crystal drive waveform
  - A (One line frequency AC waveform)
- Correspond to high speed MPU bus interface
  - 2 MHz (when  $V_{cc} = 5V$ )
- 4-bit or 8-bit MPU interface enabled
- 80 × 8-bit display RAM (80 characters max.)
- 9,920-bit character generator ROM for a total of 240 character fonts
  - 208 character fonts (5 × 8 dot)
  - 32 character fonts (5 × 10 dot)



HD44780U

Table 4 Correspondence between Character Codes and Character Patterns (ROM Code: A02)

Upper 4 bits	Lower 4 bits	0000	0001	0010	0011	0100	0101	0110	0111	1000	1001	1010	1011	1100	1101	1110	1111
xxxx0000	(1)	◀	◻	0	@	P	`	P	Б	α		°	À	Ø	à	ä	ÿ
xxxx0001	(2)	◀	!	1	À	Q	a	9	À	♪	i	±	À	Ñ	á	ñ	ÿ
xxxx0010	(3)	“	”	2	B	R	b	r	Ж	Г	Ф	²	À	ò	á	ò	ÿ
xxxx0011	(4)	”	#	3	C	S	c	s	З	π	ε	³	À	ó	á	ó	ÿ
xxxx0100	(5)	▲	\$	4	D	T	d	t	Н	Σ	×	ℜ	À	ô	á	ô	ÿ
xxxx0101	(6)	▼	%	5	E	U	e	u	Ÿ	σ	¥	ℜ	À	õ	á	õ	ÿ
xxxx0110	(7)	●	&	6	F	V	f	v	Ј	Ј	!	9	Æ	Ö	æ	ö	ÿ
xxxx0111	(8)	♠	'	7	G	W	w	Π	τ	§	•	©	×	♀	÷	ÿ	ÿ
xxxx1000	(1)	↑	<	8	H	X	h	x	У	♣	♠	ω	È	è	È	è	ÿ
xxxx1001	(2)	↓	>	9	I	Y	i	y	Ч	⊞	¹	É	Ù	é	ù	ÿ	ÿ
xxxx1010	(3)	→	*	:	J	Z	j	z	Ч	Q	Q	É	Ú	é	ú	ÿ	ÿ
xxxx1011	(4)	←	+	:	K	[	k	[	Ш	δ	«	»	È	Û	è	Û	ÿ
xxxx1100	(5)	Σ	,	<	L	\	l	\	Щ	∞	№	‰	ì	Û	ì	Û	ÿ
xxxx1101	(6)	Σ	-	=	M	]m	>	b	⊙	⊙	‰	ì	Ý	í	ý	ÿ	ÿ
xxxx1110	(7)	▲	.	>	N	^	n	~	№	⊙	‰	ì	ß	ï	ß	ï	ÿ
xxxx1111	(8)	▼	/	?	Q	_	o	o	⊙	⊙	‰	ì	ß	ï	ÿ	ÿ	ÿ

**Features and Benefits**

- Actuation Force as low as 0.1N and sensitivity range to 10N.
- Easily customizable to a wide range of sizes
- Highly Repeatable Force Reading; As low as 2% of initial reading with repeatable actuation system
- Cost effective
- Ultra thin; 0.45mm
- Robust; up to 10M actuations
- Simple and easy to integrate

**Industry Segments**

- Game controllers
- Musical instruments
- Medical device controls
- Remote controls
- Navigation Electronics
- Industrial HMI
- Automotive Panels
- Consumer Electronics

**Description**

Interlink Electronics FSR™ 400 series is part of the single zone Force Sensing Resistor™ family. Force Sensing Resistors, or FSRs, are robust polymer thick film (PTF) devices that exhibit a decrease in resistance with increase in force applied to the surface of the sensor. This force sensitivity is optimized for use in human touch control of electronic devices such as automotive electronics, medical systems, and in industrial and robotics applications.

The standard 402 sensor is a round sensor 18.28 mm in diameter. Custom sensors can be manufactured in sizes ranging from 5mm to over 600mm. Female connector and short tail versions can also be ordered.

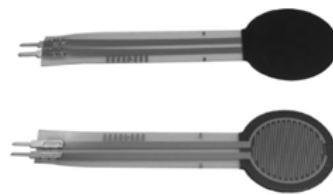


Figure 1 - Force Curve

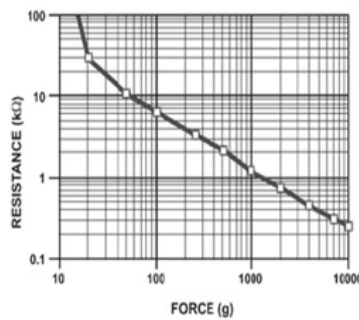
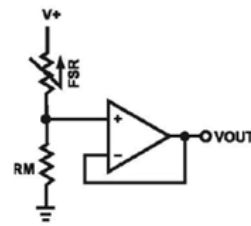


Figure 2 - Schematic



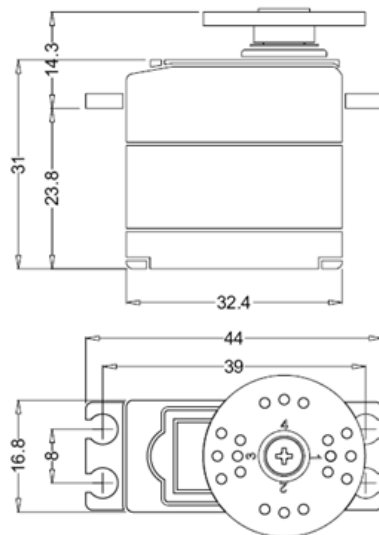
Interlink Electronics - Sensor Technologies

www.interlinkelectronics.com

## ANNOUNCED SPECIFICATION OF HS-225BB MIGHT MINI SERVO

### 1. TECHNICAL VALUES

CONTROL SYSTEM	:+PULSE WIDTH CONTROL 1500usec NEUTRAL	
OPERATING VOLTAGE RANGE	:4.8V TO 6.0V	
OPERATING TEMPERATURE RANGE	:-20° C TO +60° C	
TEST VOLTAGE	:AT 4.8V	AT 6.0V
OPERATING SPEED	:0.14sec/60° AT NO LOAD	0.11sec/60° AT NO LOAD
STALL TORQUE	:3.9kg.cm(54.15oz.in)	4.8kg.cm(66.65oz.in)
OPERATING ANGLE	:45°/ONE SIDE PULSE TRAVELING 400usec	
DIRECTION	:CLOCK WISE/PULSE TRAVELING 1500 TO 1900usec	
CURRENT DRAIN	:8mA/IDLE AND 300mA NO LOAD RUNNING	
DEAD BAND WIDTH	:8usec	
CONNECTOR WIRE LENGTH	:300mm(11.81in)	
DIMENSIONS	:32.4x16.8x31mm(1.27x0.66x1.22in)	
WEIGHT	:27g(0.95oz)	



### 2. FEATURES


3-POLE FERRITE MOTOR  
 LONG LIFE POTENTIOMETER  
 1-OILITE BUSHING AND 1-BALL BEARING  
 INDIRECT POTENTIOMETER DRIVE  
 HYBRID I.C

### 3. APPLICATIONS

AIRCRAFT UP TO 10 POUNDS  
 STEERING SERVO FOR ON-ROAD 1/12TH 1/10 ELECTRIC  
 FAST ELECTRIC BOATS

22/12/11

HS-485HB - Hitec RCD



Hitec Japan | Hitec Korea | Hitec Germany | Multiplex USA

[Home](#) | [Products](#) | [Support](#) | [Where To Buy](#) | [Team Hitec](#) | [Contact Us](#)

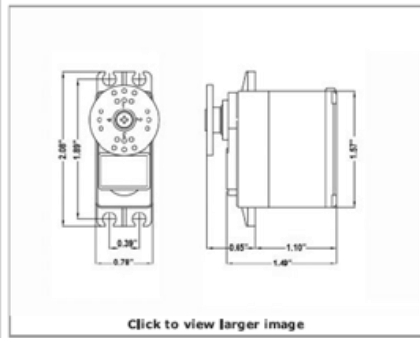
HOME | Products | Analog Servos | Standard Sport | **HS-485HB**

### Standard Sport

- [HS-430BH](#)
- [HS-75BB Retract Servo](#)
- [HS-77BB Low Profile](#)
- [HS-311](#)
- [HS-322HD](#)
- [HS-325HB](#)
- [HS-422](#)
- [HS-425BB](#)
- HS-485HB**


## HS-485HB Deluxe HD Ball Bearing Servo

### 33485S



Click to view larger image

**Additional Views**



The HS-485HB updates the very popular HS-475HB by adding more torque and greater speed. With its top ball bearing, heavy duty, high impact Karbonite™ gears and high performance circuitry, the HS-485HB offers lots of torque and features excellent centering and resolution.

\*See Karbonite Guidelines Below

**Features**

**Applications:** Helis and Aircraft up to 72" or up to 12lbs when using just one servo per control surface.

**Note:** Be aware that high vibration gas (not glow) engines combined with large control surfaces and large throws (3D models) can put undue strain on the gears. Metal geared servos are recommended for these applications even if under 12lbs.

**Warning:** Do not use thread lockers on Karbonite geared servo as it will cause the output shaft to fail.

**Specifications**

Motor Type:	3 Pole
Bearing Type:	Top Ball Bearing
Speed (4.8V/6.0V):	0.20 / 0.17 sec @ 60 deg.
Torque oz./in. (4.8V/6.0V):	72 / 89
Torque kg./cm. (4.8V/6.0V):	5.2 / 6.4
Size in Inches:	1.57 x 0.78 x 1.49
Size in Millimeters:	39.88 x 19.81 x 37.85
Weight ounces:	1.59
Weight grams:	45.08

**Spare Parts**

55030 - Gear Set  
55430 - Case Set

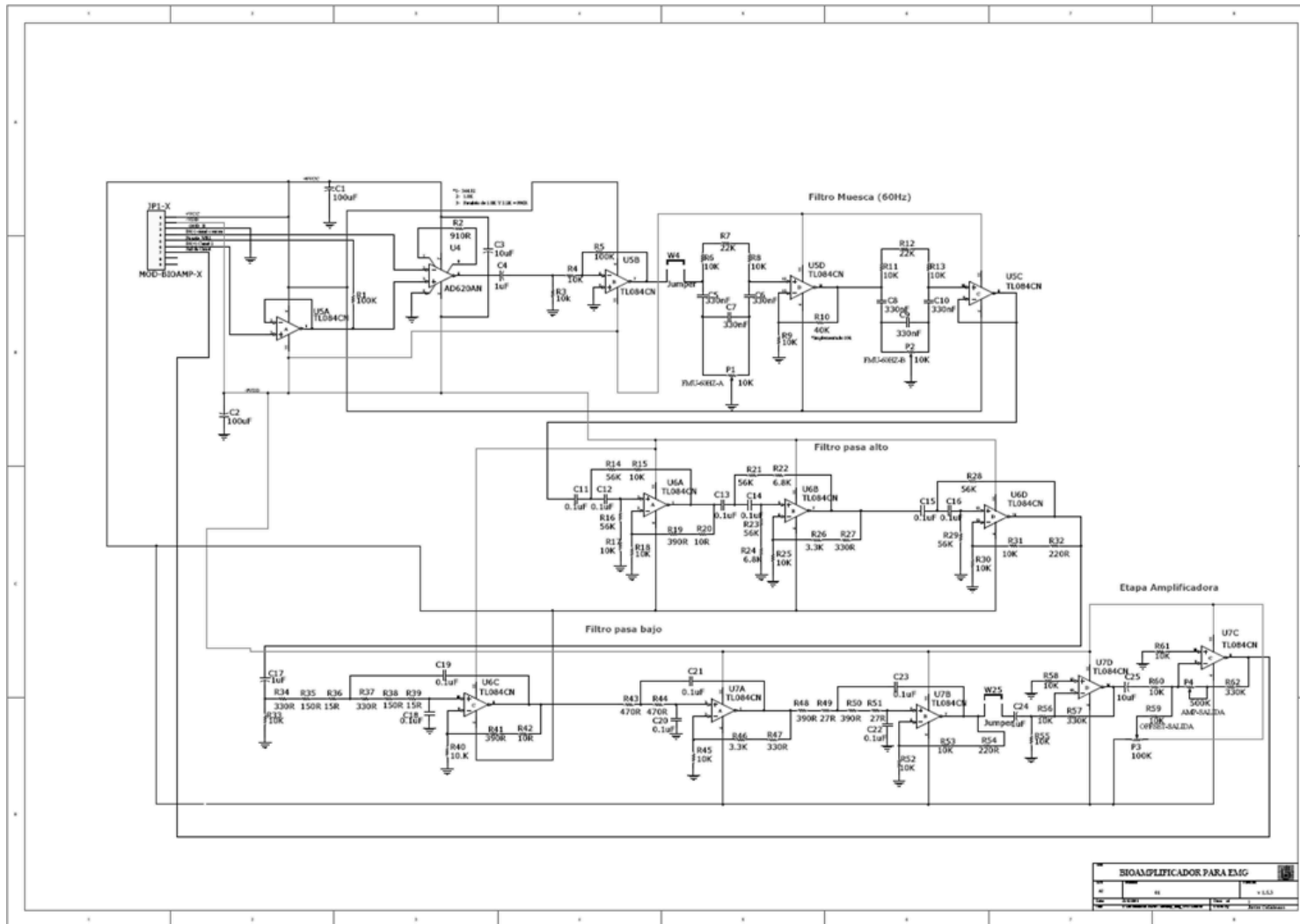
12115 Paine Street, Poway, CA 92064 | Ph: 858.748.6948 | Fax: 858.748.1767 | www.hitecrd.com  
Contact Us | Sitemap | Terms of Use

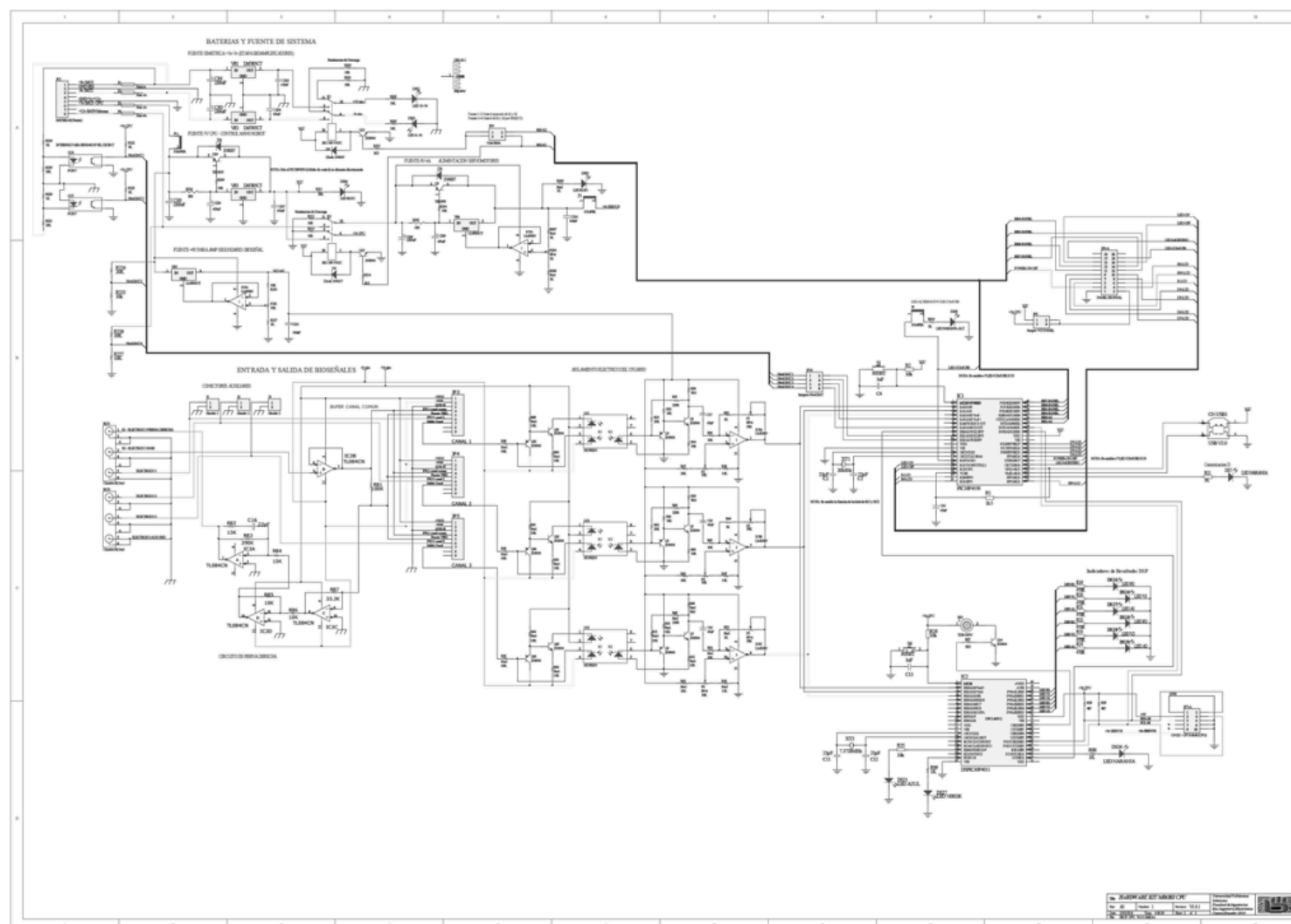
## **ANEXO B**

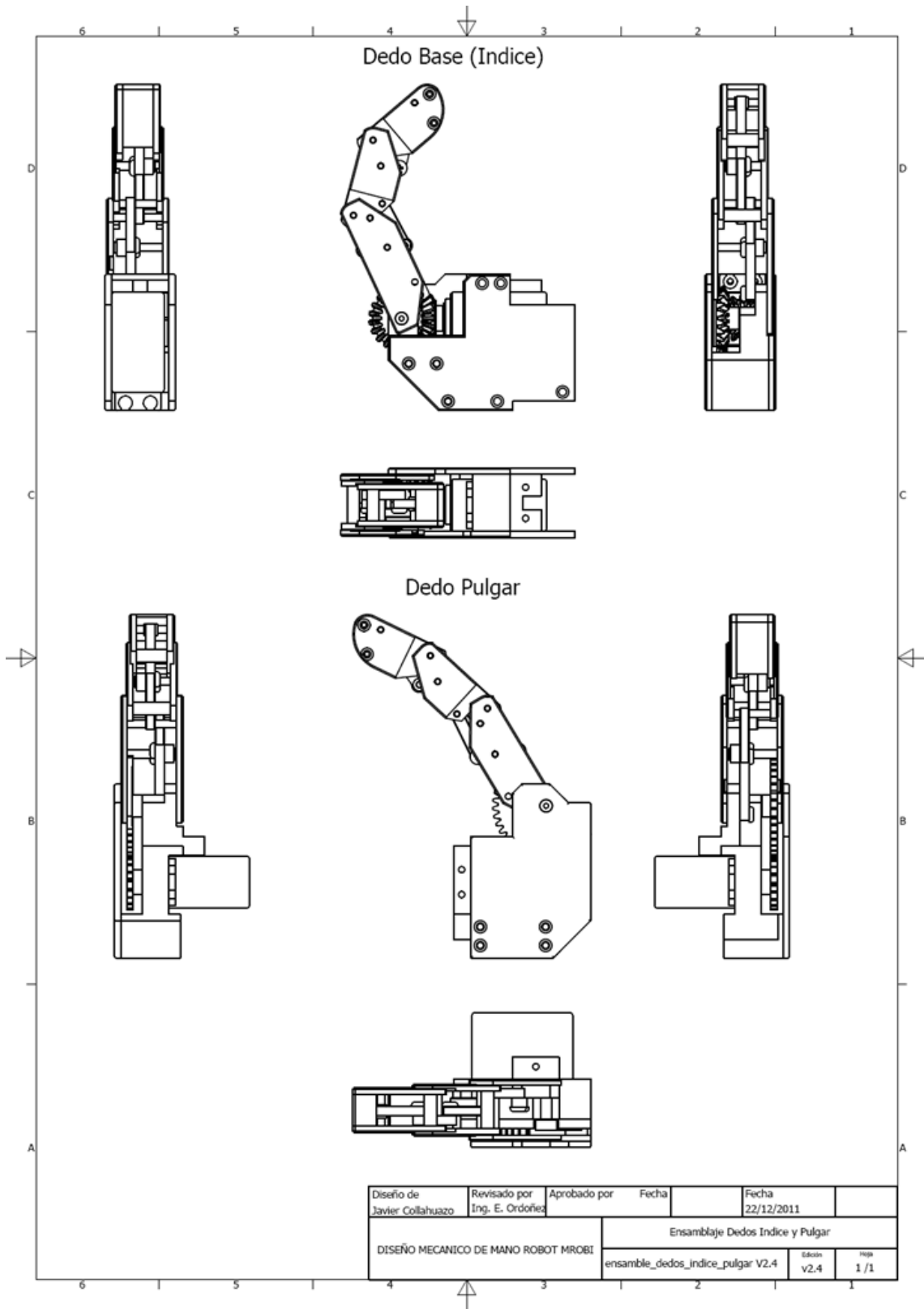
### **PLANOS DE DISEÑO ELECTRÓNICO Y MECÁNICO**

Aquí se presenta solo una parte de los planos o esquemas electrónicos, así como parte de los planos de construcción mecánica del prototipo MROBI, debido a la cantidad de información y por la limitada resolución de la que se dispone en una versión impresa, que haría ilegible la información. Sin embargo, estos esquemas se encuentran completos y disponibles en el disco que acompaña a esta monografía, donde se los podrá revisar adecuadamente.

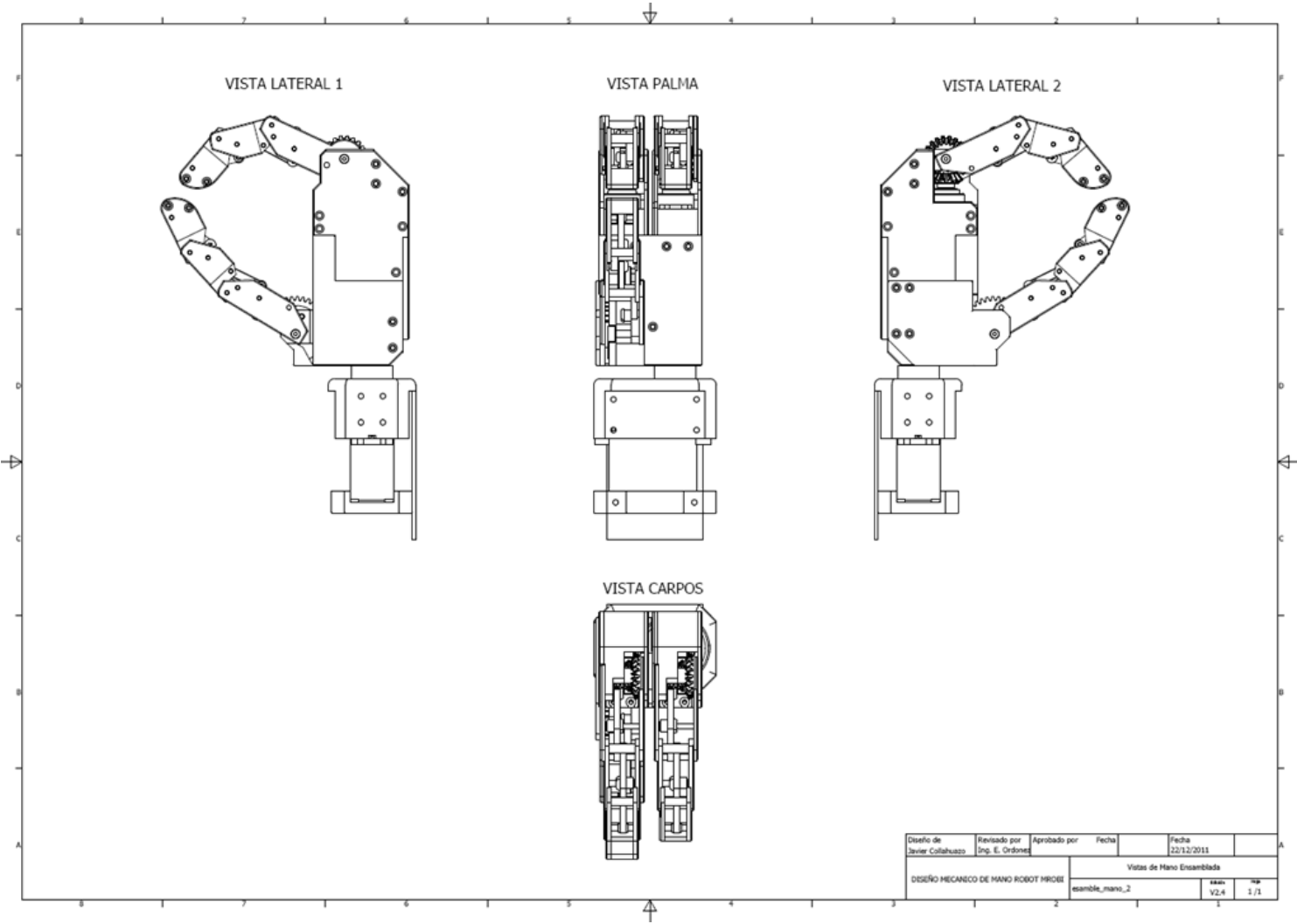
- ANEXO B-1 Planos de Diseño Electrónico
  - B-1.1 Planos de Diseño Módulo Bioamplificador
  - B-1.2 Planos de Diseño de CPU
- ANEXO B-2 Planos de Diseño Mecánico

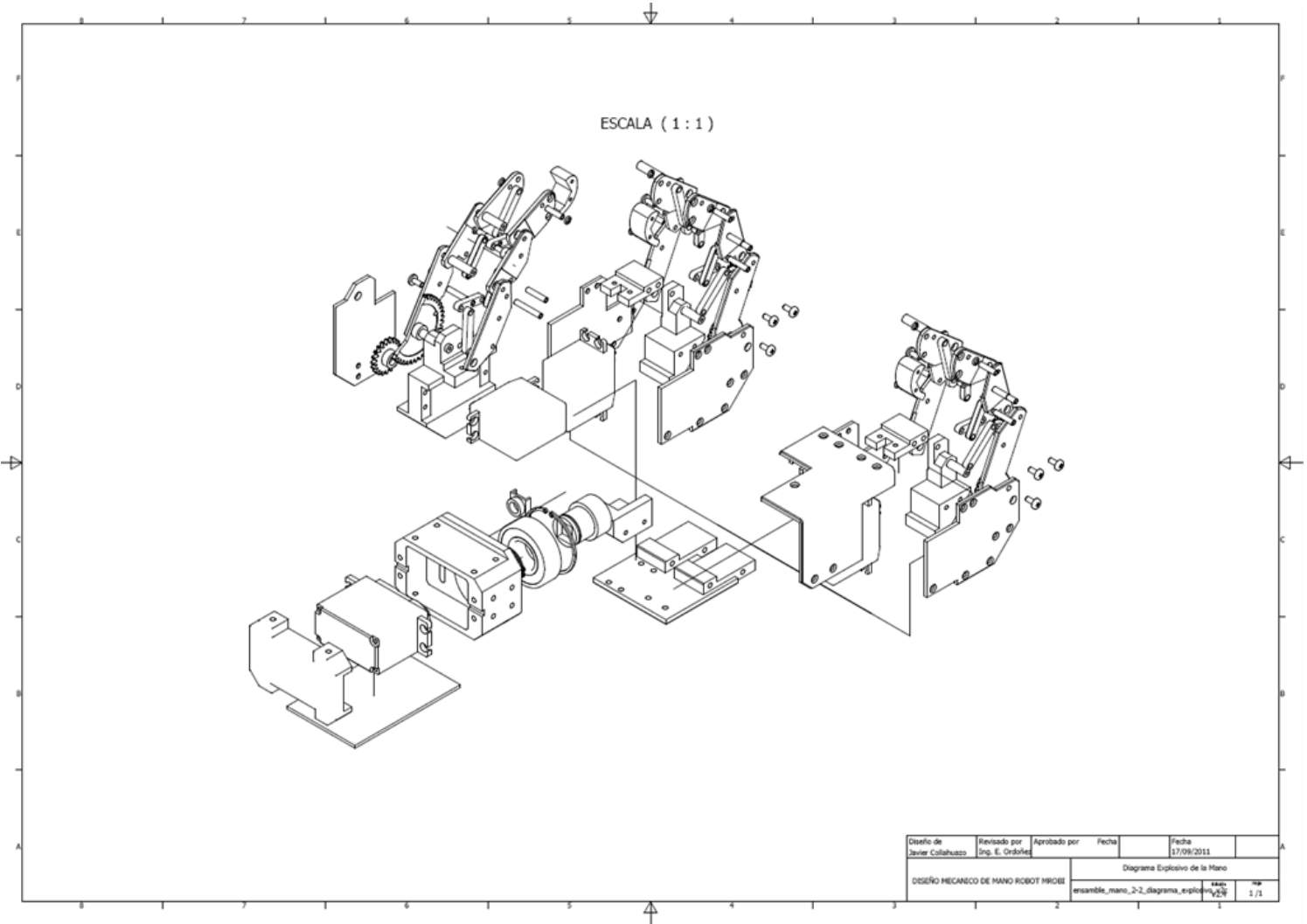












Diseño de Javier Collahuazo	Revisado por Ing. E. Ordóñez	Aprobado por	Fecha 17/09/2011	Fecha	
DISEÑO MECANICO DE MANO ROBOT HRCIII				Diagrama Explorivo de la Mano	
				ensamble_mano_2-2_diagrama_explorivo	1 / 1

## **ANEXO C**

### **TABLAS Y CONSTANTES**

- ANEXO C-1
  - Número de personas con discapacidad carnetizadas distribuidas por causa que originó la discapacidad.
  
- ANEXO C-2
  - Tabla de densidades de materiales.
  - Tabla de Módulos de Elasticidad.
  - Tabla de Coeficientes de Poisson.
  - Tabla de Coeficientes de dilatación térmica lineal:
  - Tabla de propiedades de los materiales ferrosos:
  - Tabla de propiedades de los materiales No ferrosos:
  
- ANEXO C-3
  - Propiedades del Grilón 6

**A N E X O C - 1**

<b>PROVINCIA</b>	<b>ENFERMEDAD ADQUIRIDA</b>	<b>ACCIDENTE DE TRANSITO</b>	<b>ACCIDENTE DE TRABAJO</b>	<b>ACCIDENTE DOMESTICO</b>	<b>ACCIDENTE DEPORTIVO</b>	<b>VIOLENCIA</b>	<b>DESASTRES NATURALES / GUERRA</b>	<b>CONGENITO / GENETICO</b>	<b>PROBLEMAS DE PARTO</b>	<b>TRASTORNOS NUTRICIONALES</b>	<b>OTROS</b>	<b>TOTAL</b>
<b>AZUAY</b>	12086	454	323	396	25	38	7	5142	1773	13	385	<b>20642</b>
<b>BOLIVAR</b>	1873	141	141	236	11	28	5	1849	303	17	112	<b>4716</b>
<b>CARCHI</b>	2660	189	157	201	14	34	2	1420	170	4	72	<b>4923</b>
<b>CAÑAR</b>	2747	191	165	252	16	47	5	2125	218	5	92	<b>5863</b>
<b>CHIMBORAZO</b>	4723	363	246	348	13	42	8	4108	282	2	141	<b>10276</b>
<b>COTOPAXI</b>	2794	342	323	493	11	82	3	3194	193	2	214	<b>7651</b>
<b>EL ORO</b>	6970	695	511	645	29	218	5	3409	2288	28	1252	<b>16050</b>
<b>ESMERALDAS</b>	4199	577	478	632	40	317	16	3752	489	20	671	<b>11191</b>
<b>GALAPAGOS</b>	90	12	9	18	1	1	0	76	32	0	11	<b>250</b>
<b>GUAYAS</b>	34166	3095	2238	2971	181	1105	63	20736	4385	74	2089	<b>71103</b>
<b>IMBABURA</b>	3401	291	232	304	17	28	5	3569	273	3	359	<b>8482</b>
<b>LOJA</b>	4980	356	375	375	51	69	8	5067	413	17	915	<b>12626</b>
<b>LOS RIOS</b>	7378	917	588	698	45	231	12	5222	329	13	205	<b>15638</b>
<b>MANABI</b>	20368	1764	1064	2149	60	499	20	11893	2249	32	487	<b>40585</b>
<b>MORONA SANTIAGO</b>	1631	101	155	194	7	13	2	1127	168	5	255	<b>3658</b>
<b>NAPO</b>	1421	102	181	278	13	29	3	1279	163	3	26	<b>3498</b>
<b>ORELLANA</b>	1297	243	181	465	13	75	1	1184	226	8	41	<b>3734</b>
<b>PASTAZA</b>	767	86	180	148	9	10	2	762	90	2	43	<b>2099</b>
<b>PICHINCHA</b>	18895	2368	1498	2195	90	596	23	13468	3140	43	2603	<b>44919</b>
<b>SANTA ELENA</b>	3222	232	185	239	20	40	6	2392	167	1	207	<b>6711</b>
<b>SANTO DOMINGO DE LOS TSACHILAS</b>	3376	444	267	382	10	151	10	2803	262	6	84	<b>7795</b>
<b>SUCUMBIOS</b>	1859	272	273	397	14	90	1	1552	303	38	41	<b>4840</b>
<b>TUNGURAHUA</b>	3416	356	246	309	18	51	7	3676	355	3	151	<b>8588</b>
<b>ZAMORA CHINCHIPE</b>	1173	93	137	198	17	32	2	981	158	35	76	<b>2902</b>
<b>TOTAL</b>	<b>145492</b>	<b>13684</b>	<b>10153</b>	<b>14523</b>	<b>725</b>	<b>3826</b>	<b>216</b>	<b>100786</b>	<b>18429</b>	<b>374</b>	<b>10532</b>	<b>318740</b>

**Tabla de densidades de materiales.**

Material	Kg/m <sup>3</sup>	lbm/pul <sup>3</sup>
Aceros	7800	0.28
Aluminio y sus aleaciones	2700	0.097
Babbitt, metal blanco con base estaño	7400	0.26
Babbitt, metal blanco con base plomo	10100	0.37
Bronce fosforoso	8700	0.31
Bronce poroso	6400	0.23
Hierro fundido	7400	0.27
Cobre	8900	0.32
Latones	8600	0.31

**Tabla de Módulos de Elasticidad.**

Material	GPa	Mpsi
Aceros, aleaciones bajas	196	28.4
aceros aleaciones altas	200	29.0
Aluminio y sus aleaciones	70	10.2
Babbitt, metal blanco con base estaño	52	7.5
Bronce fosforoso	110	16.0
Bronce poroso	60	8.7
Hierro fundido	170	24.7
Cobre	124	18.0
Latones	100	14.5

**Tabla de Coeficientes de Poisson.**

Material	$\nu$
Aceros, aleaciones bajas	0.3
aceros aleaciones altas	0.3
Aluminio y sus aleaciones	0.33
Babbitt, metal blanco con base estaño	--
Bronce fosforoso	0.33
Bronce poroso	0.22
Hierro fundido	0.26
Cobre	0.33
Latones	0.33

**Tabla de Coeficientes de dilatación térmica lineal:**

Material	(°C) <sup>-1</sup>	(°F) <sup>-1</sup>
Aceros, aleaciones bajas	11*10 <sup>-6</sup>	6.1*10 <sup>-6</sup>
aceros aleaciones altas	11*10 <sup>-6</sup>	6.1*10 <sup>-6</sup>
Aluminio y sus aleaciones	24*10 <sup>-6</sup>	13.3*10 <sup>-6</sup>
Babbitt, metal blanco con base estaño	23*10 <sup>-6</sup>	13*10 <sup>-6</sup>
Bronce fosforoso	18*10 <sup>-6</sup>	10*10 <sup>-6</sup>
Bronce poroso	18*10 <sup>-6</sup>	10*10 <sup>-6</sup>
Hierro fundido	11*10 <sup>-6</sup>	6.1*10 <sup>-6</sup>
Cobre	18*10 <sup>-6</sup>	10*10 <sup>-6</sup>
Latones	19*10 <sup>-6</sup>	10.6*10 <sup>-6</sup>

**Tabla de propiedades de los materiales ferrosos:**

Material	Densidad kg/m <sup>3</sup>	Módulo de elasticidad [Gpa]	Resistencia a fluencia [Mpa]	Resistencia a la rotura [Mpa]	Ductilidad % alarg. en 2 pulgadas	coeficiente de Poisson	Conduct. Térmica [W/m-°C]	Coef. de dilatación (°C) <sup>-1</sup> 10 <sup>-6</sup>
Fundición	7870	207	130	260	45	0.29	80	11.8
fundición gris	7150	variable	---	125	--	variable	46	10.8
fundición nodular	7120	165	275	415	18	0.28	33	11.8
fundición maleable	7200	172	220	345	10	0.26	51	11.9
Acero AISI 1020	7860	207	295	395	37	0.30	52	11.7
Acero AISI 1040	7850	207	350	520	30	0.30	52	11.3
Acero AISI 1080	7840	207	380	615	25	0.30	48	11.0
Acero AISI 446	7500	200	345	552	20	0.30	21	10.4
Acero AISI 316	800	193	207	552	60	0.30	16	16.0
Acero AISI 410	7800	200	275	483	30	0.30	25	9.9

**Tabla de propiedades de los materiales No ferrosos:**

Material	Densidad kg/m <sup>3</sup>	Módulo de elasticidad [Gpa]	Resistencia a fluencia [Mpa]	Resistencia a la rotura [Mpa]	Ductilidad % alarg. en 2 pulgadas	coeficiente de Poisson	Conduct. Térmica [W/m-°C]	Coef. de dilatación (°C) <sup>-1</sup> 10 <sup>-6</sup>
Aluminio puro	2710	69	17	55	25	0.33	231	23.6
Aluminio (aleación)	2800	72	97	186	18	0.33	192	22.5
Cobre puro	8940	110	69	220	45	0.35	398	16.5
Latón (70Cu-30Zn)	8530	110	75	303	68	0.35	120	20.0
Bronce (90Cu-8Sn)	8800	110	152	380	70	0.35	62	18.2
Magnesio puro	1740	45	41	165	14	0.29	122	27.0
Molibdeno puro	10220	324	565	655	35	--	142	4.9
Níquel	8900	207	138	483	40	0.31	80	13.3
Plata	10490	76	55	125	48	0.37	418	19.0
Titanio	4510	107	240	330	30	0.34	17	9.0

## Propiedades del Grilón 6

POLIAMIDA 6 (GRILON) (HUMEDAD 2,5%)			PA - 6 (H - 2.5%)	
PROPIEDADES MECANICAS A 23°C	UNIDAD	ASTM	DIN	VALORES
PESO ESPECIFICO	gr/cm <sup>3</sup>	D-792	53479	1.14
RESIST. A LA TRACC.(FLUENCIA / ROTURA)	Kg/cm <sup>2</sup>	D-638	53455	450 / --
RES. A LA COMPRESION ( 1 Y 2 % DEF)	Kg/cm <sup>2</sup>	D-695	53454	150 / 280
RESISTENCIA A LA FLEXION	Kg/cm <sup>2</sup>	D-790	53452	400
RES. AL CHOQUE SIN ENTALLA	Kg.cm/cm <sup>2</sup>	D-256	53453	NO ROMPE
ALARGAMIENTO A LA ROTURA	%	D-638	53455	200
MODULO DE ELASTICIDAD (TRACCION)	Kg/cm <sup>2</sup>	D-638	53457	14000
DUREZA	Shore D	D-2240	53505	72 - 76
COEF. DE ROCE ESTATICO S/ACERO		D-1894		0.31 a 0.54
COEF. DE ROCE DINAMICO S/ACERO		D-1894		0.27 a 0.43
RES. AL DESGASTE POR ROCE				BUENA

PROPIEDADES TERMICAS	UNIDAD	ASTM	DIN	VALORES
CALOR ESPECIFICO	Kcal/Kg.°C	C-351		0.4
TEMP. DE FLEX. B/CARGA (18.5Kg/cm <sup>2</sup> )	°C	D-648	53461	70
TEMP. DE USO CONTINUO EN AIRE	°C			-40 a 90
TEMP. DE FUSION	°C			220
COEF. DE DILATACION LINEAL DE 23 A 100°C	por °C	D-696	52752	0.000105
COEF. DE CONDUCCION TERMICA	Kcal/m.h.°C	C-177	52612	0.23

PROPIEDADES ELECTRICAS	UNIDAD	ASTM	DIN	VALORES
CONSTANTE DIELECTRICA A 60 HZ		D-150	53483	7,4
CONSTANTE DIELECTRICA A 1 KHZ		D-150	53483	--
CONSTANTE DIELECTRICA A 1 MHZ		D-150	53483	3,8
ABSORCION DE HUMEDAD AL AIRE	%	D-570	53472	2,5
RESISTENCIA SUPERFICIAL	Ohm	D-257	53482	> 10 a la 12
RESISTENCIA VOLUMETRICA	Ohms-cm	D-257	53482	> 10 a la 12
RIGIDEZ DIELECTRICA	Kv/mm	D-149		16

PROPIEDADES QUIMICAS	OBSERVACIONES
RESISTENCIA A HIDROCARBUROS	MUY BUENA
RESISTENCIA A ACIDOS DEBILES A TEMP. AMBIENTE	REGULAR
RESISTENCIA A ALCALIS DEBILES A TEMP. AMBIENTE	BUENA
RESISTENCIA A PROD. QUIMICOS DEFINIDOS	CONSULTAR
EFFECTO DE LOS RAYOS SOLARES	LO AFECTAN
APROBADO PARA CONTACTO CON ALIMENTOS	NO
COMPORTAMIENTO A LA COMBUSTION	ARDE CON MEDIANA DIFICULTAD
PROPAGACION DE LLAMA	AUTO-EXTINGUIBLE
COMPORTAMIENTO AL QUEMARLO	FUNDE GOTEA Y SE DESCOMPONE
COLOR DE LA LLAMA	AZUL PUNTA AMARILLA
OLOR AL QUEMARLO	PELO QUEMADO





## **ANEXO D**

### **ANALISIS ECONÓMICO**

## EVALUACION ECONÓMICA DEL PROYECTO

En la siguiente tabla se muestra el detalle del monto invertido, en el desarrollo del prototipo de mano robot; al final se muestra un resumen de los valores invertidos solo en la parte técnica; en primer lugar el costo de los materiales empleados en la construcción, seguido del costo final del prototipo, sumado el diseño, manufactura y desarrollo de software.

<b>COSTO DE SISTEMA ELECTRÓNICO</b>		<b>VALOR</b>
Construcción de 1 Canal Bioamplificador (se usan dos)	\$ 31,65	\$ 63,30
Construcción de CPU mas panel frontal		\$ 296,03
Construcción circuito control de la mano		\$ 252,58
Diseño Electrónico		\$ 250,00
<b>COSTO DE SISTEMA MECÁNICO</b>		
Materiales		\$ 260,00
Construcción y ensamblaje mecánico		\$ 940,00
Diseño Mecánico		\$ 340,00
<b>COSTO DE DESARROLLO DE SOFTWARE</b>		
Costo de Desarrollo de Firmware de Microcontroladores 3MCUs		\$ 710,00
Costo de Desarrollo de Software MROBI Monitor		\$ 490,00
<b>GASTOS ADICIONALES</b>		
Gastos de Investigación (Internet, libros, copias etc.)		\$ 150,00
Entrega de informes borradores		\$ 35,00
Movilización		\$ 350,00
Tramites y Derechos de tesis		\$ 480,00
Impresión y empastado de libros de tesis		\$ 160,00
<b>Inversión total del proyecto</b>		<b>\$ 4.776,91</b>

<b>RESUMEN DE COSTOS A NIVEL TECNICO.</b>	
<b>Costo solo de materiales</b>	\$ 871,91
<b>Costo final del prototipo</b>	\$ 3.601,91

## **ANEXO E**

### **CERTIFICACIONES Y OFICIOS**

- ANEXO E-1 Certificado de Médico Especialista en Ortopedia
- ANEXO E-2 Oficio del CONADIS
- ANEXO E-3 Oficio de Agradecimiento a CEPRODIS-MIES
- ANEXO E-4 Ficha de Evaluación del Prototipo



**Dr. Luis E. Rojas Landivar**  
CIRUJANO ORTOPEDISTA TRAUMATÓLOGO

Cirugía Ortopédica, C. Artroscópica,  
C. de Columna, Tumores Óseos,  
Traumatología, Ortopedia Infantil

Cuenca, 14 de Diciembre del 2011.

## C E R T I F I C A D O:

Dr. Luis Rojas Landivar, Medico Ortopedista y Traumatólogo en la Clínica Santa Inés de Cuenca. A petición verbal de la parte interesada, certifico que: revisé y evalué el prototipo de Mano Robot Mioeléctrica MROBI, desarrollado como trabajo de tesis de Ingeniería Electrónica, de la Universidad Politécnica Salesiana, titulada "Diseño y Construcción de una Mano Robot Activada por Señales Electromiográficas", desarrollado por el Estudiante Javier Collahuazo Sinchi; por tanto puedo dar fe de que el sistema presentado funciona y es aplicable a futuro como una prótesis de mano, bajo ciertas recomendaciones y observaciones que a continuación expongo, con el objetivo de mejorar el prototipo.

En primer lugar recomiendo mejorar la estructura de la mano en cuanto a los materiales empleados con el fin de disminuir su peso. Para lo cual sugiero materiales como el titanio, policarbonato o fibra de carbono, etc. Recomiendo además que se mejore el volumen del sistema electrónico (miniaturización), para que el mismo sea compacto y en lo posible sea parte del socket. Finalmente se podría ya pensar en un diseño mejorado estéticamente, que incorpore 5 dedos, donde podría utilizarse además un guante estético.

Observaciones: Materiales, titania , fibra de carbono , aluminio,tamaño , Miniaturizacion de componentes. Y estetica exterior .

Es todo cuanto puedo informar en honor a la verdad, pudiendo la persona interesada hacer uso del presente documento según lo requiera.

Atentamente,

.....  
Dr. Luis Rojas Landivar  
Médico Ortopedista Traumatólogo

Dr. Luis E. Rojas Landivar  
ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA  
No. registro M.S.P.  
Libro 03 Folio 49 Número 120  
12 de Agosto del 2009



**COORDINACIÓN PROVINCIAL DE DISCAPACIDADES DEL  
DEL AZUAY**



Lic. Carlos Daniel Villavicencio Pesantez  
**COORDINADOR DE LA COMISION PROVINCIAL DE DISCAPACIDADES DEL CONADIS  
DEL AZUAY**

**CERTIFICA:**

Que ha recibido y revisado el Proyecto de "Diseño y Construcción de una mano robot activada por señales electromiograficas", presentado por Javier P Collahuazo S , egresado de la Escuela de Ingeniería Electrónica, Facultad de Ingenierías de la Universidad Politécnica Salesiana UPS.

Por lo expuesto se ha resuelto extenderle el aval correspondiente con el objeto de que la propuesta pueda ser ejecutada, por cuanto este proyecto contribuye al sector de las personas con discapacidad y en particular aquellas que tienen limitación Física de la Mano.

Es todo cuanto puedo certificar en honor a la verdad, pudiendo el interesado hacer uso del presente aval cuando lo creyere conveniente.

-----  
Lic. Daniel Villavicencio P.  
**COORDINADOR CONADIS - AZUAY**  
Telefax 072-837-200

Cuenca, 15 de Octubre del 2008



Cuenca, 28 de Septiembre de 2011

Licenciado

Wilson Cherez,

DIRECTOR DEL CENTRO DE PROTECCION PARA DISCAPACITADOS (CEPRODIS),

Ciudad.

De mis consideraciones:

Quiero agradecer por medio de la presente, la asistencia brindada por la institución que Ud. dirige, en la construcción de un socket para prótesis de una mano robot mioeléctrica, cuyo desarrollo es parte de mi trabajo de tesis: "DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA MANO ROBOT ACTIVADA POR SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS", previo a la obtención del título de Ingeniero Electrónico, en la UNIVERSIDAD POLITECNICA SALESIANA. De manera especial quiero agradecer al Señor Jorge Cherez y al Dr. Raúl Cáceres, ex director de la institución, quienes brindaron su apoyo a este esfuerzo, en procura de mejorar la calidad de vida de una persona discapacitada, a quien va dirigido este prototipo. Espero que continúen apoyando a este tipo de proyectos de desarrollo tecnológico a futuro.

Por la atención a la presente les agradezco nuevamente.

Atentamente:

Javier P. Collahuazo S.

.....

Estudiante Egresado de la UPS

### FICHA DE EVALUACIÓN DEL PROTOTIPO

Evaluación de desempeño del prototipo de Mano Robot MROBI por parte del usuario:

#### Equivalencias:

5	Excelente - Muy Bueno - Totalmente - Si
4	Bueno - Parcialmente - Medianamente
3	Regular - Poco
2	Menor que Regular - Muy Poco
1	Deficiente - Casi nada
0	Malo - Nada - No

Se debe llenar con una x y solo un cuadro por cada pregunta.

#### CRITERIO N1: Evaluación Funcional

	5	4	3	2	1	0
¿Qué nivel de control tiene usted sobre el músculo usado para generar las señales de comando del prototipo?	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
¿Qué nivel de independencia ha conseguido en la contracción, tanto de los músculos que sostiene el socket (bíceps y tríceps) y el músculo localizado en el muñón del antebrazo (el que comanda el dispositivo)?	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
¿Qué grado de eficacia observó en las primeras pruebas con la generación de los pulsos que comandan al dispositivo?	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
¿Qué grado de eficacia ha conseguido hasta el momento, al generar los pulsos que comandan el dispositivo?	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
¿Qué nivel de entrenamiento considera que posee actualmente en el manejo del dispositivo?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
¿Qué grado de satisfacción experimento al trabajar con el prototipo y sujetar algunos objetos?	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
¿Desde su punto de vista, en comparación con su prótesis actual, el dispositivo posee más funciones?	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

**CRITERIO N2: Ergonomía y Estética**

	5	4	3	2	1	0
¿Cuál es el grado de comodidad que usted experimenta con el dispositivo actual respecto al anterior? (solo brazo y mano robot)	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
¿Al comparar su prótesis actual, cual es el grado de comodidad de todo el conjunto, es decir sumando brazo (socket), mano y CPU (equipo en el cinturón) de este prototipo?	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
En cuanto al peso solo del socket y la mano, ¿Que tan aceptable es?	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
¿Qué nivel de ajuste tiene el socket con respecto a su brazo (muñón), se amolda correctamente?	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Visualmente, ¿Que tan aceptable es la estética de la mano?	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
¿Qué tan necesario considera Ud. que la prótesis tenga a futuro 5 dedos y mayor movilidad en los mismos y en la muñeca?	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
¿Qué tan importante es para usted la funcionalidad de una prótesis en comparación con su apariencia?	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

**Observaciones:**

El equipo es bueno solo que debe ser más liviano y cómodo, es decir que todo se genere en el brazo y no desde otros lugares del cuerpo.

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....



## Bibliografía:

1. "SISTEMA MUSCULAR, Estructura y Clasificación". LAMINAS YZQUIETA. 120, Guayaquil : s.n., 2010.
2. **Dr. Jorge Federico Eufrazio Téllez, Sergio Augusto Vistrain Díaz.** "La Neurona, los Músculos y la Unidad Motora". Febrero de 2005.  
<http://www.postpoliomexico.org/NeuronaMusculoUnidadMotora/NeuronaMusculoUnidadMotora.html>.
3. "Curso Extracurricular Bioelectrónica, Primer Seminario de Bioelectrónica". **Pérez, Leonel.** Cuenca : UPS, 2006.
4. **Gieri, Lic. Giovanni Alexis.** Gimnasiargentina. *Las Bases de la Contracción Muscular.*  
<http://gimnasiargentina.com.ar/preparacionfisica/contraccionmuscular/contraccionmuscular.html>.
5. **Editorial Médica Panamericana.** Sección 7, Biología de los Animales. *Capítulo 47. Integración y control II: el sistema nervioso.*  
<http://www.cobach-elr.com/academias/quimicas/biologia/biologia/curtis/libro/c47b.htm>.
6. **Perez, Dra. Diana.** Cuida tu Salud. *Aparato Músculo-Esquelético.*  
<http://cuidatusaludcondiane.com/tratamiento-pionero-para-la-distrofia-muscular/>.
7. **IQB.** Instituto Químico Biológico. "Apuntes de Anatomía", *Antebrazo, Mano.*  
<http://www.iqb.es/cbasicas/anatomia/es000.htm>.
8. **Michael L. Richardson, M.D.** Guía de Músculos.  
<http://www.musculos.org/musculo-triceps-braquial.html>.
9. **UNIVERSIDAD DE GRANADA.** Anatomía Funcional. *Músculos por orden alfabético.* <http://www.ugr.es/~dlcruz/musculos/indexmabc.htm>.
10. *Las Articulaciones, Clasificación por su ubicación.* LAMINAS YZQUIETA. 117, Guayaquil : s.n., 2010.
11. **Red de Salud de Cuba.** INFOMED, Red de salud de Cuba. *Anatomía y biomecánica.* 2009. [http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-bio/anatomia\\_y\\_biomecanica.pdf](http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-bio/anatomia_y_biomecanica.pdf).
12. **AVILES Oscar F., SIMANCA Pedro L., NIÑO Paola A.** "DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DEDO PARA GRIPPERS ROBOTICOS" N283.  
<http://www.pucp.edu.pe/congreso/cibim8/pdf/25/25-13.pdf>.
13. **Muñoz, Y Salazar.** TESIS DOCTORALES EN RED. *Introducción a la medida de impedancia eléctrica de tejidos biológicos, 02Ysm02de07.pdf.*  
<http://tdx.cat/bitstream/handle/10803/6187/02Ysm02de07.pdf?sequence=2>.
14. **Dr Pablo Olmos Coelho, M.Sc., M.D.,.** Pontificia Universidad Católica de Chile. *Escuela de Ingeniería.* 2002.  
[www2.ing.puc.cl/~iee3802/biopotenciales.pdf](http://www2.ing.puc.cl/~iee3802/biopotenciales.pdf).

15. **Jaime, Delgado Saa.** “*Electromiografía*”.  
[http://www.uninorte.edu.co/extensiones/IDS/Ponencias/PONENCIAS%20BIOINGENIERIA/Eletromiografia\\_JAIME\\_DELGADO.pdf](http://www.uninorte.edu.co/extensiones/IDS/Ponencias/PONENCIAS%20BIOINGENIERIA/Eletromiografia_JAIME_DELGADO.pdf).
16. **Godoy Montoya Natalia, Montoya Mesa Marcela. EIA.** “*Sistema Básico de Registro de Electromiografía*”.  
<http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/docs/bio/EMG.pdf>.
17. **Del Olmo Miguel, Universidad de la Coruña.** “*Electromiografía, Introducción*”.  
[www.udc.es/inef/profesores/Miguel%20del%20Olmo/Documentos/cursos%20doctorado%20valoracion/EMG.pps](http://www.udc.es/inef/profesores/Miguel%20del%20Olmo/Documentos/cursos%20doctorado%20valoracion/EMG.pps).
18. **CABALLERO Katerine, DUQUE Luz María, CEBALLOS Sandra, RAMÍREZ Juan Carlos, PELÁEZ Alejandro.** “*Conceptos básicos para el análisis electromiográfico*”. 2002.  
[http://www.ces.edu.co/Descargas/conceptos\\_basicos\\_analisis\\_electromiografico.pdf](http://www.ces.edu.co/Descargas/conceptos_basicos_analisis_electromiografico.pdf).
19. **Massó, Núria, y otros.** APUNTS. *Medicina del Deporte, documento electrónico ctl\_servlet.pdf*. 2006.  
[http://www.apunts.org/apunts/ctl\\_servlet?\\_f=40&ident=13088972](http://www.apunts.org/apunts/ctl_servlet?_f=40&ident=13088972).
20. **Olaya, Andrés Felipe Ruíz.** e-archivo, Universidad Carlos III de Madrid. *Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios en Biomecánica, Movimiento Humano y Control Neuromotor*. 2008. [http://e-archivo.uc3m.es/bitstream/10016/5636/1/Tesis\\_Andres\\_Felipe\\_Ruiz\\_Olaya.pdf](http://e-archivo.uc3m.es/bitstream/10016/5636/1/Tesis_Andres_Felipe_Ruiz_Olaya.pdf).
21. **Mogollón, Aylen Lisset Jaimes.** Grupo de Investigación en Sistemas Sensoriales y Reconocimiento de Patrones, Universidad de Pamplona Colombia. *Adquisición de datos y herramienta de análisis para pacientes con pie caído*. 2009. [http://www.unipamplona.edu.co/unipamplona/portaIG/home\\_17/recursos/01\\_general/14092010/cont\\_proyecto5.jsp](http://www.unipamplona.edu.co/unipamplona/portaIG/home_17/recursos/01_general/14092010/cont_proyecto5.jsp).
22. **Lojan, Edgar.** Monografias.com. *Amplificadores Instrumentales*. 2007.  
<http://www.monografias.com/trabajos-pdf/amplificadores-instrumentales/amplificadores-instrumentales.pdf>.
23. **J. I. Escudero, M. Parada, F. Simón.** DTE Departamento de Tecnología Electrónica, Universidad de Sevilla. 2006.  
[http://www.dte.us.es/ing\\_inf/ins\\_elec/temario/Tema%202.%20de%20Instrumentacion.pdf](http://www.dte.us.es/ing_inf/ins_elec/temario/Tema%202.%20de%20Instrumentacion.pdf).
24. **ANALOG DEVICES, Inc.** Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier AD620AN. *ANALOG DEVICES, AD620AN.pdf*. E, 1999.  
<http://www.analog.com>.
25. **Alonso Alonso A., Hornero Sánchez R., Espino Hurtado P., De la Rosa Steinz R., Liptak L.** Servicio de Información sobre Discapacidad Universidad de Salamanca. *Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano, entrenador.pdf*. 1999-2011.  
<http://sid.usal.es/idocs/F8/8.2.6-5924/entrenador.pdf>.
26. **Depiaggio, Alejandro A. - Alvarez Picaza, Carlos - Monzón, Jorge E.** Universidad Nacional del Nordeste, El Chaco Argentina. *Amplificador de*

- Bioinstrumentación*. <http://www.unne.edu.ar/Web/cyt/cyt/2002/07-Tecnologicas/T-047.pdf>.
27. **Webster, John G.** *Medical Instrumentation Application and Design Fourth Edition, Versión Electrónica*. NJ : JOHN WILEY & SONS, INC., 2010.
28. **A, Sanz, J. I. Artigas.** Diseño de Filtros activos. *Universidad de Zaragoza, IEC. Tema 4: Diseño de Filtros activos, t4\_filtros.pdf*. [http://www.cps.unizar.es/~te/Docencia\\_archivos/ea\\_archivos/t4\\_filtros.pdf](http://www.cps.unizar.es/~te/Docencia_archivos/ea_archivos/t4_filtros.pdf).
29. **Terra.es.** Los filtros pasivos de primer orden. *Aula Abierta*. 2005. <http://www.terra.es/personal2/equipos2/filtros.htm>.
30. **Universidad de Castilla - La Mancha.** Departamento de sistemas informaticos. *Filtros*. <http://www.info-ab.uclm.es/labelec/Solar/Otros/Audio/html/filtros.html>.
31. **Quezada, J.** Apuntes de Electronica Industrial. *Apuntes de Filtros*. 2003. <http://personal.telefonica.terra.es/web/jqc/P2-Filtros.pdf>.
32. **Universidad de Guadalajara.** Filtros Activos. *Sitio web de la Universidad de Guadalajara*. 2006. <http://proton.ucting.udg.mx/~cruval/filtros.pdf>.
33. **Peña, Cabrera José.** Filtros Activos, teoría, documento filtros.pdf. *Ingeniería en Automática y Electrónica Industrial-Sistemas Analógicos-Curso04/05*. 2005. <http://www.ulpgc.es/hege/almacen/download/29/29861/filtros.pdf>.
34. **Ferrero, F. J.** Leccion 3, Filtros Analógicos. *Electronica de potencia y Medida*.
35. **Smith, Steven W.** *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing, Segunda Edición, Versión Electrónica*. California : California Technical Publishing, San Diego, 1997-1999.
36. **Miyara, Federico.** Filtros Activos, Segunda Edición. *Universidad Nacional de Rosario, Facultad de Ciencias Exactas, Argentina*. 2004. <http://www.fceia.unr.edu.ar/enica3/filtros-t.pdf>.
37. **Mesa, Leonardo de J. y Durango, Sebastián.** SOLUCIÓN ANALÍTICA DE MECANISMOS USANDO GRUPOS DE ASSUR, N Revista 27 Versión Electrónica. *Universidad Tecnológica de Pereira Colombia*. 2005. <http://www.utp.edu.co/php/revistas/ScientiaEtTechnica/docsFTP/151110121-126.pdf>.
38. **Antonio Barrientos, Luis Felipe Peñin, Carlos Balaguer, Rafael Aracil.** *Fundamentos de Robótica*. Madrid : McGraw-Hill, 1997.
39. **Tripod.** Fisica, Ley de Hooke (Elasticidad). <http://shibiz.tripod.com/id8.html>.
40. **Meléndez, Martín.** Apuntes de Clase Resistencia de Materiales I Ing. 206. *Docit.org*. 2008. [http://docit.org/site/sites/default/files/resistencia\\_de\\_materiales\\_i.pdf](http://docit.org/site/sites/default/files/resistencia_de_materiales_i.pdf).
41. **Instituto Tecnológico Superior de Calkini Mexico.** Introducción a la Resistencia de Materiales. 2010. <http://es.scribd.com/doc/55369397/e2-cap1>.
42. Aluminio 6061 T6 y su velocidad de corrosión "Documento en línea". <http://es.scribd.com/doc/15574856/Trabajo-Final-Aluminio-6061-Copy>.

43. **ALMETCO**. Aluminum & Metal Services Corp.  
<http://www.almetcopr.com/spanish.nxg>.
44. **Advance Auto Parts**. MSD Ignition Distributor Gear Bronze.  
[http://shop.advanceautoparts.com/webapp/wcs/stores/servlet/product\\_x\\_17350196-P\\_x\\_x&nAID=11138?cm\\_mmc=aff-\\_cj\\_-\\_3621868\\_-\\_10711125](http://shop.advanceautoparts.com/webapp/wcs/stores/servlet/product_x_17350196-P_x_x&nAID=11138?cm_mmc=aff-_cj_-_3621868_-_10711125).
45. **Spectrum Machine, Inc.** OIL IMPREGNATED SINTERED BRONZE.  
[http://www.spectrummachine.com/oil\\_impregnated\\_bronze.shtml](http://www.spectrummachine.com/oil_impregnated_bronze.shtml).
46. **Tecni Aceros**. Bronce SAE-65 (UNS C 90700).  
<http://www.tecniaceros.com/productos6.htm>.
47. **Bronce.biz**. Propiedades del Bronce.  
<http://www.bronce.biz/bronce/propiedades-del-bronze.html>.
48. **Piovan, Marcelo Tulio**. Universidad Tecnológica Nacional, Facultad Regional Bahía Blanca, Argentina. *Cátedra: Elementos de Máquinas, archivo: apendice-04.pdf*.  
<http://www.frbb.utn.edu.ar/home/images/carreras/elementosdemaquinas/apendice-04.pdf>.
49. **NTH**. Catálogo Técnico de Semielaborados.  
<http://www.syar.com.uy/pdf/nth/nth.pdf>.
50. **Plastimar Mediterránea S.L.** Poliamida 6 - (Nylon).  
<http://www.plastimar.es/PlasTec/Poliamida6.htm>.
51. **Aceros Industriales HGB**. Productos, Grilon.  
<http://www.guimun.com/ecuador/catalogo/2578/aceros-industriales-hgb/3085/grilon>.
52. **Industrias JQ**. Datos Técnicos Poliamida 6 (GRILON).  
<http://www.jq.com.ar/Imagenes/Productos/Poliamida6/Poliam6/dtecnicos.htm>.
53. **Hidalgo, Luis Javier**. Universidad de Valladolid, Escuela de Ingenierías Industriales. *Nylon, Aplicaciones*. [http://www.eis.uva.es/~macromol/curso05-06/nylon/Nylon\\_file/page0005.htm](http://www.eis.uva.es/~macromol/curso05-06/nylon/Nylon_file/page0005.htm).
54. **Maquinaria Madrid S.A.** Herramienta Y Metrología. *Divisores Universales*.  
[http://www.maquinariamadrid.com/f\\_divisores\\_universales\\_213.html](http://www.maquinariamadrid.com/f_divisores_universales_213.html).
55. **Microchip Technology Incorporated**. todopic.com. *MICROCHIP Regional Training Centers, Diseñando aplicaciones USB*. 2008.  
[http://www.todopic.com.ar/apuntes/curso\\_microchip\\_2008/USB%20Argentina.pdf](http://www.todopic.com.ar/apuntes/curso_microchip_2008/USB%20Argentina.pdf).
56. **SLALEN, Electronics Strange World**. Librería del USB: MPUSBApi.dll.  
<http://slalen.ifastnet.com/programacion/datos/MPUSBApi.pdf>.
57. **Microchip**. Filter Design for dsPIC™ MCU Digital Filter Design and Analysis System.  
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/SW300001%20manual.pdf>.
58. **Microchip**. www.microchip.com. *dsPIC Language Tools Libraries*.  
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/51456b.pdf>.
59. **Microchip**. Section 17. 10-bit A/D Converter, documento 70064E.pdf.  
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/70064E.pdf>.

60. **INTERLINK Electronics**. Force Sensing Resistor, Integration Guide and Evaluation Parts Catalog.  
<http://www.media.mit.edu/resenv/classes/MAS836/Readings/fsrguide.pdf>.
61. **HITEC**. HITEC RCD. *Analog Servos*. [www.hitecrcd.com/products/analog/](http://www.hitecrcd.com/products/analog/).
62. **Cánovas López, Andrés**. C Compiler for Microchip PICmicro MCUs.  
[http://rincondedorado.iespana.es/pdf/ccs\\_c\\_sp.pdf](http://rincondedorado.iespana.es/pdf/ccs_c_sp.pdf).
63. **Sevilla, Paulina Cardenas**. *Análisis de la influencia de las Relaciones de Apego, en los procesos de Elaboración del Duelo en personas que han sufrido Amputación de Miembros. Estudio de caso: Fundación Hermano Miguel. Quito – Ecuador*. Quito : Universidad Politecnica Salesiana, 2008.
64. **Consejo Nacional de Discapacidades**. CONADIS. *Distribucion de las Personas con Discapacidad por tipo de Deficiencia*.  
<http://www.conadis.gob.ec/estadisticas.htm#estadis>.
65. **INEC**. Ecuador en Cifras. *Información Estadística*.  
<http://www.ecuadorencifras.com/cifras-inec/main.html>.
66. **Teknoskopioa2007**. Tecnologías Aplicadas al Deporte. *Atletismo*. 2009.  
<http://elhuyar-blogak.org/teknoskopioa2007/nzblog/2007/10/27/atletismo/index.html#comments>.
67. **Deka Research and Development Corporation 2009**. DEKA Research. *The DEKA Arm*. 2009. [http://www.dekaresearch.com/deka\\_arm.shtml](http://www.dekaresearch.com/deka_arm.shtml).
68. **Hobbyking**. Hobbyking Store. *Beterias Li-Po Pack*.  
[http://www.hobbyking.com/hobbyking/store/\\_\\_7028\\_\\_Turnigy\\_Accucel\\_6\\_50W\\_6A\\_Balancer\\_Charger\\_w\\_accessories.html](http://www.hobbyking.com/hobbyking/store/__7028__Turnigy_Accucel_6_50W_6A_Balancer_Charger_w_accessories.html).
69. **IBT POWER**. Innovative Battery Technology. [http://www.ibt-power.com/BT\\_lead\\_acid.html](http://www.ibt-power.com/BT_lead_acid.html).
70. **Elmundo.es © 2011 Unidad Editorial Internet, S.L.** [www.elmundo.es](http://www.elmundo.es). *Solidaridad*.  
<http://www.elmundo.es/elmundo/2009/05/21/solidaridad/1242922943.html>.
71. **INNOVAR**. INNOVAR Concurso Nacional de Innovaciones. *Ciencia, Tecnología e Innovación en Argentina y el Mundo*.  
<http://www.innovar.gob.ar/blog/in-blog/innovar/ganadores-2009-protesis-mioelectrica>.
72. **SWEBLOO.COM 2009**. Ounae.com. *Touch Bionics presenta la primera mano biónica ya a la venta*. <http://ounae.com/touch-bionics-presenta-la-primera-mano-bionica-ya-a-la-venta/>.
73. **XATAKA. ROBOTICA**. *Mano biónica MichelAngelo se ha presentado en España*. <http://www.xataka.com/robotica/mano-bionica-michelangelo-se-ha-presentado-en-espana>.
74. **MINCI Venezuela**. Ministerio del Poder Popular para la Comunicación y la Información. *Mano artificial venezolana abre abanico de posibilidades*.  
[http://www.minci.gob.ve/reportajes/2/183275/mano\\_artificial\\_venezolana.html](http://www.minci.gob.ve/reportajes/2/183275/mano_artificial_venezolana.html).
75. **ANDADE.ES**. Llega la nueva generación de hombres biónicos. *Mano i-LIMB*.  
<http://www.andade.es/fotos/articulos/documentos/2009628131550.pdf>.

76. **NOSEAS.COM.** La mano biónica más avanzada (i-LIMB Hand) ya esta a la venta. <http://www.noseas.com/2007/07/19/la-mano-bionica-mas-avanzada-i-limb-hand-ya-esta-a-la-venta/>.
77. **Wolf Schweitzer.** Technical Below Elbow Amputee Isuess. *What happened to the Otto Bock Michelangelo hand?* <http://www.swisswuff.ch/tech/?cat=51>.
78. **Motion Control Tecnology.** Forest City Gear Controls Prosthetic Hand. [http://www.nasatech.com/motion/applications/apps1\\_0609.html](http://www.nasatech.com/motion/applications/apps1_0609.html).
79. **Popular Science The Future Now 2009.** "Luke" Arm Begins Widespread Testing Among Veterans. <http://www.popsci.com/scitech/article/2009-06/luke-arm-begins-widespread-testing-among-veterans>.
80. **NEOTEO Revista de Tecnología.** NEOTEO ABC. *Luke Arm, el brazo protético de Luke Skywalker.* <http://www.neoteo.com/luke-arm-el-brazo-prostetico-de-luke-skywalker>.
81. **Singularity Hub.** Deka's Luke Arm In Clinical Trials, Is it the Future of Prosthetics? . <http://singularityhub.com/2009/12/01/dekas-luke-arm-in-clinical-trials-is-it-the-future-of-prosthetics-video/>.
82. **USB ORG.** [www.usb.org](http://www.usb.org). *USB-IF Developers Area.* <http://www.usb.org/developers>.